Marcelo Bighetti Toniollo

**ANÁLISE QUALITATIVA E QUANTITATIVA, PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS, DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM DIFERENTES REBORDOS
REABILITADOS COM PRÓTESES METALOCERÂMICAS SOBRE IMPLANTES DO
TIPO CONE MORSE, DE DIFERENTES COMPRIMENTOS**

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

Orientador: Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos

VERSÃO ORIGINAL

Ribeirão Preto

2011

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL
DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Toniollo, Marcelo Bighetti

Análise qualitativa e quantitativa, pelo método dos elementos finitos, da distribuição de tensão em diferentes rebordos reabilitados com próteses metalocerâmicas sobre implantes do tipo cone Morse, de diferentes comprimentos. Ribeirão Preto, 2011.

132 p. : il. ; 30cm

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

Orientador: Mattos, Maria da Glória Chiarello.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Marcelo Bighetti Toniollo

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatórias

Dedico este trabalho...

...a *Deus* e minha querida *Mãe Rainha*, a quem sempre direcionei minhas orações nos momentos difíceis, de dificuldades, desânimo ou descrença, e também nos momentos de conquistas e felicidade. Vossas iluminações e bênçãos me ajudaram a conquistar mais este degrau em minha vida.

...a meus pais *Gilson Hélio Toniollo* e *Elizabeth Maria Bighetti Toniollo*, os quais foram, são e sempre serão a fonte de minha inspiração para me tornar a cada dia uma pessoa melhor em todos os sentidos.

Agradecimientos

Agradecimentos especiais...

...à *Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos*, minha orientadora e amiga, que sempre representou um exemplo como pessoa, tanto em sua conduta pessoal como profissional. À ela devo toda minha caminhada e aprendizado do que é o academicismo, pois tem me acompanhado desde a graduação nas iniciações científicas realizadas até na pós-graduação no presente mestrado e, futuramente, no doutorado. Passamos momentos alegres, leves e divertidos juntos, assim como passagens tristes e difíceis, mas ao seu lado saiba que tenho aprendido muito. Obrigado pela convivência sempre espontânea e sadia, na qual pude crescer sempre, e me tornar um grande amigo e admirador de sua pessoa. Só tenho a agradecer pelas oportunidades, pelo incentivo e confiança depositados.

...à responsável técnica pelo Laboratório de Metrologia e mestre *Ana Paula Macedo*, minha “co-orientadora do coração”. Saiba que sem sua colaboração, esforço, dedicação, companheirismo, amizade e ensinamentos este trabalho não seria possível. Obrigado por me mostrar e ensinar a trilhar os primeiros passos dentro desta metodologia. Existem pessoas que, com a convivência diária, aprendemos a admirar e tomamos como grande referência em nossas vidas, e saiba que você é uma delas! Seu conhecimento de formação em engenharia foi de grande valia tanto para o desenvolvimento deste trabalho, como também em sua análise final. Pela nossa convivência harmônica foi possível a conciliação dos conhecimentos das áreas biológica e exata a fim de correta e adequada interação dos resultados avaliados. Só tenho a agradecer eternamente pela sua disposição em ajudar, paciência em ensinar, calma em raciocinar e sabedoria em praticar. Divido com você essa vitória conquistada em minha vida, com muito prazer e orgulho! Como diríamos as inúmeras vezes em nos encontrarmos no corredor do Departamento: “Tudo certo, mas nada resolvido!”.

...aos meus pais e irmã, a quem devo infinita gratidão. Com toda certeza, esta caminhada foi alicerçada na segurança de um lar seguro e acolhedor. Devo todas as minhas conquistas em minha vida ao meu pai *Gilson Hélio Toniollo*, minha mãe *Elizabeth Maria Bighetti Toniollo* e minha irmã *Patrícia Bighetti Toniollo*. Foram eles que nunca abandonaram o posto de, acima de tudo, fiéis amigos e companheiros, ouvintes de meus problemas nos dias nublados, mas também entusiastas nos dias de festa, sempre torcendo pelo meu sucesso. Meu muito obrigado por tudo que têm representado em minha vida, por todos os ensinamentos que têm me passado, pela cultura e bom senso transmitidos a cada dia.

...aos meus familiares, que sempre me apoiaram e foram grandes entusiastas a cada obstáculo transposto nesta caminhada.

Agradecimentos...

...ao *Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon*, Diretor da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela oportunidade proporcionada e pela convivência.

...à *Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos*, Chefe do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela oportunidade proporcionada e pela convivência.

...à *Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri de Souza*, Coordenadora do Curso de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela oportunidade proporcionada e pela convivência.

...à *Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues* e ao *Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro*, pelo companheirismo, amizade e valiosa ajuda com o presente trabalho. Saibam que a parceria neste grupo de trabalho foi de grande aprendizado, satisfação e crescimento. Sem vossa ajuda, colaboração, avaliação e experiência este trabalho não teria a mesma qualidade.

...às secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese *Ana Paula Xavier*, *Fernanda Talita de Freitas* e *Regiane de Cássia Tirado Damasceno*, e às secretárias do serviço de pós-graduação *Isabel Cristina Galino Sola* e *Regiane Cristina Moi Sacilotto*, pela paciência, ajuda e dedicação para conosco.

...aos técnicos de laboratório *Eduardo, Fernando, Godói, Henrique, Júlio, Lício, Marcelo, Paulo Sérgio, Paulinho* e *Serginho* pela convivência e ajuda no dia-a-dia.

...a todos os amigos mestrandos *Brahim, Candinho, Carla, Camilo, Danilo Izabela, Juliana, Karina, Leonardo, Lourenço, Lourdes, Maria Paula, Milena, Nathália, Tatiana, Tiago* e *Vanessa* que propiciaram um ambiente de trabalho agradável, harmônico e produtivo. Vocês ficarão para sempre em minha memória dos bons tempos da pós-graduação.

...aos amigos doutorandos *Diogo, Flávio, Fábio, Murillo, Rômulo* e *Vitor* pela amizade, risadas e companheirismo.

...a *todos os professores* que ministraram e conduziram as disciplinas da pós-graduação.

...à *Capes* pelo apoio financeiro por meio da bolsa durante o mestrado.

...a todos que contribuíram direta ou indiretamente para que mais essa etapa em minha vida pudesse ser cumprida, meus sinceros agradecimentos.

Resumo

TONIOLLO, M.B. Análise qualitativa e quantitativa, pelo método dos elementos finitos, da distribuição de tensão em diferentes rebordos reabilitados com próteses metalocerâmicas sobre implantes do tipo cone Morse, de diferentes comprimentos. Ribeirão Preto, 2011. 130p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O emprego dos implantes osseointegráveis na odontologia moderna tem sido crescente. Dentre os tipos de conexões existentes, o cone Morse tem se mostrado com vantagens e atrativos interessantes. Com relação ao comprimento, a aplicabilidade de implantes curtos para casos de perda óssea vertical intensa se faz muito presente, principalmente em áreas mandibulares posteriores, a fim de se evitar procedimentos cirúrgicos mais complexos que envolvam maior morbidade. Juntamente com a perda óssea, a necessidade da manutenção do plano oclusal nivelado é inquestionável, sendo necessário o uso de próteses sobre implantes curtos com dimensões maiores, podendo haver sobrecarga sobre tais implantes e estruturas de suporte. O método dos elementos finitos (MEF) possibilitou avaliar as tensões na superfície dos implantes e componentes, e na interface entre implantes e rebordo ósseo. Neste estudo foram usados modelos de implantes cone Morse e próteses sobre implantes do tipo metalocerâmicas, individualizadas, de diferentes dimensões, alojados em diferentes rebordos com reabsorção óssea vertical. Todas as estruturas foram desenhadas por meio do programa SolidWorks (SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA), e análises qualitativas e quantitativas das tensões equivalentes de Von Mises foram realizadas nos rebordos ósseos e implantes por meio do programa AnsysWorkbench10.0 (Swanson, Analysis Systems, Inc., Houston, USA). Os grupos foram: grupo controle (3 implantes de 11mm comprimento), grupo 1 (implantes de 13mm, 11mm e 5mm comprimento), grupo 2 (1 implante de 11mm e 2 implantes de 5mm comprimento) e grupo 3 (3 implantes de 5mm comprimento). As alturas dos pilares usados foram 3.5mm para implantes de 13mm e 11mm (regulares) e 0.8mm para implantes de 5mm (curtos). Foram simuladas forças oblíquas de 365N em molares e 200N em pré-molares. Os resultados mostraram que, com relação aos implantes e componentes, os pilares com 0.8mm de altura geraram menores tensões equivalentes de Von Mises

comparativamente aos de 3.5mm de altura. A associação de implantes curtos com coroas de maiores dimensões concentrou maiores valores e distribuição de tensões na superfície destes implantes, principalmente na face vestibular (direção das cargas oblíquas). O implante mais distal sempre concentrou maiores tensões. Já com relação ao osso, houve 50% mais tensão no osso cortical para os implantes de 5mm do que os de 13mm e 11mm de comprimento. Houve 80% mais tensão no osso esponjoso para os implantes de 5mm do que os de 13mm e 11mm de comprimento. Houve maior concentração de tensão na região óssea cervical aos implantes curtos. No entanto, tais implantes foram capazes de realizar boa dissipação das tensões aos ossos frente às cargas aplicadas, apesar de atingir seu limiar próximo entre deformação elástica e plástica para o osso trabecular. Implantes mais distais e/ou com maior mesa oclusal geraram regiões de maior tensão no osso circunjacente. Concluiu-se que pacientes que se faz necessária a instalação de implantes curtos associados a próteses sobre implantes de dimensões aumentadas necessitam de cuidadosa avaliação e ajuste oclusal, já que uma eventual sobrecarga nestes implantes curtos, e até mesmo nos de comprimento regular, podem gerar tensões que vão além do limiar fisiológico do osso circunjacente, podendo acarretar danos a todo o sistema.

Palavras-Chave: implante dentário, prótese dentária, cerâmicas, análise de elemento finito.

Abstract

TONIOLLO, M.B. Qualitative and quantitative analysis by finite element method of the stress distribution at different bony edges rehabilitated with Morse taper implant-supported metalloceramic prostheses, of different lengths. Ribeirão Preto, 2011. 130f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The use of dental implants is increasing in dentistry. Among the different types of connections existent, the Morse taper has been highlighted on several positive features. Regarding to the length, the use of short implants in cases of severe vertical bone loss are becoming frequent, especially in mandibular posterior areas, avoiding more complex surgical procedures and greater morbidity. As a consequence of bone loss, the need for rehabilitation to maintain the occlusal plane level is unquestionable, leading to the use of implants prostheses with larger dimensions, which may cause overload on these short implants and the supporting structure. This finite element analysis (FEA) compared stress distribution on external surface of Morse taper implants, their abutments and at bone/implant interface of different bone ridges, varying implants length and dimensions of each metal-ceramic crowns. All structures were designed using the SolidWorks software (SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA), and qualitative and quantitative analysis of the equivalent Von Mises stresses were ran on AnsysWorkbench10.0 (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, USA). Three-dimensional FE models were designed representing a posterior left side segment of the mandible: group control, 3 implants of 11mm length; group 1, implants of 13mm, 11mm and 5mm length; group 2, 1 implant of 11mm and 2 implants of 5mm length; group 3, 3 implants of 5mm length. The abutments heights were 3.5mm for 13mm and 11mm implants (regular) and 0.8mm for 5mm implants (short). Evaluation was performed on Ansys software, with oblique loads of 365N for molars and 200N for premolars. The results, for implants and abutments, showed that abutments with 0.8mm height generated less von Mises stresses compared with 3.5mm height. The use of short implants associated with bigger crowns concentrated higher stress distribution and stress values on the surface implants, mainly on the vestibular side (oblique loads). The

more distal implants had the higher stress measures. The results for the bone showed that there was 50% higher stress on cortical bone on the 5mm implants length than 13mm and 11mm implants. There was 80% higher stress on trabecular bone for the 5mm implants length than 13mm and 11mm implants. There was higher stress concentration on the bone region of the short implants neck. However, these implants were capable to dissipate the stress to the bones, given the applied loads, but achieving near the threshold between elastic and plastic deformation to the trabecular bone. Distal implants and/or with biggest occlusal table generated greatest stress regions on surrounding bone. It was concluded that patients requiring short implants associated with increased proportions implant prostheses need careful evaluation and occlusal adjustment, as a possible overload in these short implants, and even in regular ones, can generate stress beyond the physiological threshold of the surrounding bone, which may compromise the whole system.

Keywords: dental implants, dental prosthesis, ceramics, finite element analysis.

Sumário

RESUMO	15
ABSTRACT	19
1. INTRODUÇÃO	27
1.1. Implantes na atualidade.....	29
1.2. Interação implantes x meio externo x biomecânica.....	30
1.3. Análise pelo método dos elementos finitos.....	33
2. REVISÃO DA LITERATURA	39
3. PROPOSIÇÃO	71
4. MATERIAL E MÉTODOS	75
4.1. Implantes e respectivos componentes.....	77
4.2. Geometria das estruturas: osso e estruturas adjacentes, dente natural e prótese sobre implante.....	79
4.3. Grupos experimentais.....	80
4.4. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos: obtenção dos modelos experimentais.....	82
4.5. Carregamento.....	86
5. RESULTADOS	89
5.1. Tensão equivalente de Von Mises: implantes e componentes.....	91
5.2. Tensão equivalente de Von Mises: ossos.....	95
6. DISCUSSÃO	105
6.1. Análise da tensão equivalente de Von Mises: implantes e componentes.....	109
6.2. Análise da tensão equivalente de Von Mises: ossos.....	110
7. CONCLUSÕES	115
8. REFERÊNCIAS	119

1. Introdução

1.1. Implantes na atualidade

O uso de implantes dentários para resolução de casos no meio odontológico tem sido cada vez mais crescente e inevitável. Tais implantes possuem características específicas, desde tipos de tratamento de superfície, geometria, comprimentos, diâmetros, tipos de plataformas, até suas configurações internas e externas.

A reabilitação oral com implantes, que pode ser realizada tanto nas maxilas e/ou mandíbulas parcialmente ou totalmente desdentadas, tem-se mostrado bastante satisfatória e com elevados índices de sucesso e aplicabilidade extremamente viável (Carlson e Carlsson, 1994; Ekfeldt *et al.*, 1994; Henry *et al.*, 1996; Eckert *et al.*, 2000; Friberg *et al.*, 2000; Goodacre *et al.*, 2003).

No entanto, o uso dos implantes ósseointegráveis necessita de correta avaliação e indicação, já que são inúmeros os fatores associados ao seu adequado funcionamento. Estudos mostram conclusões que um desenho considerado “ótimo” para um implante é aquele que gera uma integração dos fatores: material, físico, químico, mecânico, biológico e econômico (Steigenga *et al.*, 2003; Pierrisnard *et al.*, 2003).

É justamente nos quesitos biológico e econômico que os implantes ditos como sendo de comprimento curto se fazem mais interessantes. Com relação aos critérios biológicos, fatores limitantes ainda representam dificuldades na implantodontia, tal como a presença de seio maxilar pneumatizado nas áreas posteriores de maxila, e canal mandibular nas áreas posteriores de mandíbula, além da quantidade óssea reduzida de alguns casos por inúmeros fatores causadores de sua reabsorção. Existem tratamentos possíveis para solucionar tais casos, como levantamento de seio maxilar, enxertos ósseos, lateralização de nervo alveolar e distração osteogênica, porém todos eles possuem riscos e morbidade consideravelmente altos, tornando-os nem sempre viáveis (Renouard e Nisand, 2005; das Neves *et al.*, 2006; Morand e Irinakis, 2007; Ogawa *et al.*, 2010).

Neste contexto surgem os implantes curtos, com uma proposta de tratamento mais simples, de menor custo e maior rapidez. Porém sua previsibilidade a longo prazo ainda é incerta (Bahat, 2000; Goodacre *et al.*, 2003), principalmente quando associados a próteses sobre implantes super-dimensionadas.

1.2. Interação implantes x meio externo x biomecânica

Fatores de suma importância como volume de osso e comprimento do implante, densidade óssea e área de superfície do implante e cargas funcionais aplicadas também devem ser considerados (Holmgren *et al.*, 1998; Tada *et al.*, 2003; Eskitascioglu *et al.*, 2004; Lin *et al.*, 2008), a fim de se promover adequada e efetiva osseointegração. Não bastasse, o elemento que é instalado sobre os implantes também desempenha função tão importante quanto estes: são as próteses implanto-suportadas. O tipo de material de recobrimento de tais próteses, bem como o material que compõe sua infra-estrutura, a anatomia oclusal composta de maiores ou menores angulações (Kaukinen *et al.*, 1996), suas dimensões em relação ao implante entre outros fatores também podem ser preponderantes no sucesso ou fracasso do trabalho reabilitador.

Todo o complexo implante e prótese sobre implante receberá e transmitirá as cargas tensionais, sejam elas de tração, compressão, flexo-compressão, cisalhamento, entre outras, para a estrutura de suporte em que se situa: o osso. Variando a forma como essas cargas incidem na prótese sobre implante e como elas se dissipam ao longo do implante, haverá transmissão de diferentes intensidades e distribuições de tensões ao osso (Çiftçi e Canaya, 2000; Falcón-Antenucci *et al.*, 2008).

Os implantes osseointegrados proporcionam contato direto com o osso e, portanto, transmitem a este grande parte das tensões aplicadas às próteses. Por este motivo seria aconselhável a utilização de um material que absorvesse melhor estas tensões, como por exemplo a resina acrílica, fazendo o papel de material de revestimento. Isto permitiria o desenvolvimento de uma estrutura rígida e forte com a proteção adequada na sua superfície exterior (Skalak, 1983; Çiftçi e Canaya, 2000). Porém, dúvidas ainda existem sobre este procedimento, já que afirmativa contrária existe na literatura (Sertgoz, 1997; Assunção *et al.*, 2010). Além disso, a questão da busca extrema pela estética, além da procura por materiais cada vez mais duradouros e de alta longevidade, cedeu lugar primordial às restaurações com a cerâmica como material de recobrimento.

Além de considerações a respeito do material de revestimento da prótese,

também existe preocupação e estudo com relação ao comportamento biomecânico da infra-estrutura em si, já que o uso de materiais à base de resina reforçada por fibra/compósitos ao invés de ligas metálicas convencionais para se obter a infra-estrutura da prótese sobre implante já demonstrou melhores resultados com relação à distribuição de tensões na interface osso-implante (Erkmen *et al.*, 2011).

Com relação ao osso, há influências importantes em seu comportamento junto dos implantes, como sua densidade, espessura, qualidade, entre outras (Sahin *et al.*, 2002; Tada *et al.*, 2003; Okumura *et al.*, 2010). A questão da qualidade óssea em que os implantes estão posicionados configura-se como um fator de grande importância com relação ao seu comportamento e dissipação de forças (Tada *et al.*, 2003; de Almeida *et al.*, 2010). Existem vários relatos na literatura que são descritos os valores normais das propriedades de tração, compressão e torção do osso cortical e trabecular (Athanasiou *et al.*, 2000). Estes valores apresentam-se bastantes divergentes devido às diferentes características inerentes à diversidade biológica óssea, tanto cortical como esponjoso (Dempster e Liddicoat, 1952; McElhaney, 1966; Ascenzi e Bonucci, 1967; Schoenfeld *et al.*, 1974; Townsend *et al.*, 1975; Martens *et al.*, 1983; Jensen *et al.*, 1991).

Com relação ao implante, há influência de certos fatores em seu comportamento como diâmetro, comprimento, desenho de superfície, posicionamento espacial, entre outros (Chun *et al.*, 2002; Pierrisnard *et al.*, 2003; Tada *et al.*, 2003; Geng *et al.*, 2004; Verri *et al.*, 2007; Baggi *et al.*, 2008; Ding *et al.*, 2009). Os tipos de sistemas de conexão entre o implante e a prótese sobre implante também variam, sendo que as mais conhecidas e usadas são hexágono externo e hexágono interno e, mais recentemente, o tipo cone Morse, que se destaca diante de várias vantagens, principalmente, por suprimir contaminação bacteriana entre implante e prótese sobre implante. Assim, esta relação entre tais elementos que envolvem a reabilitação tem seus efeitos não desejáveis minimizados, preservando de forma mais eficiente a saúde do tecido ósseo e gengival que circundam o implante. Outra vantagem que os implantes cone Morse apresentam é a previsibilidade estética, apresentando qualidades biológicas, clínicas e biomecânicas superiores por conta da junção interna entre implante e componente protético, não havendo comunicação do interior do implante com o meio externo. Com esse

sistema há também a diminuição do risco de afrouxamento do parafuso protético, já que para realizar seu destorque seria necessário de 7% a 24% a mais da força de torque. Estes fatores são primordiais para um alto índice de sucesso e longevidade das peças protéticas e maior previsibilidade de manutenção das condições peri-implantares (Oliveira e Januário, 2007). O posicionamento dito como mais adequado para os implantes cone Morse é de 2mm infra-ósseo, exceto aos de comprimento extra-curtos, como por exemplo 5mm, já que se este fosse posicionado infra-ósseo não justificaria seu uso, sendo possível empregar outro implante de maior comprimento.

Diâmetro e comprimento dos implantes e seus efeitos ao osso circundante já tem sido estudado, porém ainda não está totalmente claro o limite e a situação ideal de suas inter-relações. Tem-se explorado tais fatores, porém levando-se em conta uma situação ideal no tamanho da coroa e nivelamento ósseo. Esses dois elementos são de fundamental importância no resultado final e prognóstico da reabilitação. Deve-se levar em conta que, seguido das perdas dentárias sempre há perda de tecido ósseo, tanto em altura como em espessura, e, inevitavelmente, isso leva a necessidade de reabilitações de prótese sobre implantes de dimensões maiores, com coroas mais amplas no sentido gengivo-oclusal. Além disso, também como consequência da perda óssea, há necessidade em se optar por implantes mais curtos, diminuindo ainda mais a área de suporte e podendo sobrecarregar os implantes e a estrutura de suporte.

Após a perda de elementos dentários, principalmente de regiões posteriores mandibulares, algumas configurações anatômicas básicas, no plano sagital, podem ocorrer: rebordo horizontal, rebordo descendente distal, rebordo ascendente distal e rebordo descendente-ascendente. A configuração mais crítica, com relação à necessidade de osso remanescente para posicionamento de implantes, seria o rebordo descendente distal, sendo assim necessário fazer uso de implantes de menor comprimento devido à anatomia local, além de haver a necessidade de uma prótese sobre implante de maiores dimensões, a fim de manter o plano oclusal ajustado.

Sendo assim, existe uma série de fatores que são críticos com relação ao comportamento biomecânico de todo o sistema implante e prótese sobre implante.

Atualmente, o uso de tais implantes curtos tem sido amplamente divulgado e estudado (Tawil *et al.*, 2006; Fugazzotto, 2008) e a grande maioria das empresas já o possui em seu arsenal de vendas. No entanto, pouco se sabe sobre seu real comportamento frente às exigências associados às próteses sobre implantes de proporções aumentadas, juntamente de forças oclusais de incidência oblíqua, tal como ocorrem na cavidade bucal. Além disso, conexões do tipo hexágono externo e interno também já foram bastante exploradas, entretanto o implante do tipo cone Morse ainda é uma incógnita em vários aspectos de seu funcionamento.

1.3. Análise pelo método dos elementos finitos

Para a avaliação deste tipo de interação, entre o tecido ósseo e a superfície do implante, tem-se usado a análise pelo método dos elementos finitos (MEF), que tem a capacidade de quantificar os níveis de tensão que ocorrem nos elementos envolvidos na dissipação da carga exercida sobre uma prótese sobre implante. Além deste tipo de análise, existem outras opções de técnicas e metodologias para se obter resoluções nestes tipos de estudos, como por exemplo, a fotoelasticidade e extensometria (Rubo e Souza, 2001). Nenhuma das formas possui total preponderância sobre a outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as análises se complementam. Como demonstrado por Iplikcioglu *et al.* (2003) a comparação entre os métodos de elementos finitos e extensometria é viável, no entanto ressalvas devem ser feitas e mais estudos realizados, a fim de se estabelecer limites na comparação entre as metodologias.

Os diversos avanços ocorridos nos últimos anos, tanto na odontologia como na ciência computacional, permitiram uma aproximação entre estas duas áreas. Obviamente sua confecção e aplicação são bastante complexas, pois envolvem fatores biomecânicos que influenciam o projeto, construção e utilização dos materiais. A geometria da prótese, dimensões e disposições de implantes, materiais dos componentes mecânicos (infra-estrutura, implantes, intermediários e parafusos de fixação), adaptações desses componentes provenientes do processo de fabricação dos elementos, identificação dos esforços resultantes da mastigação e

ósseointegração, são alguns dos fatores que podem influenciar no sucesso do procedimento (Rubo e Souza, 2001).

O MEF é um método matemático de análise de tensões que pode ser usado para avaliação de novos implantes, assim como novas técnicas cirúrgicas, permitindo a diminuição do número de ensaios mecânicos. Uma grande vantagem do uso do método é a redução no custo gerado em ensaios mecânicos e a possibilidade de se avaliar o implante em situações semelhantes às encontradas no uso (Goel *et al.*, 2006).

A interação numérica computadorizada permite determinar deslocamento, fadiga e tensões, por meio de um modelo virtual com dimensões praticamente idênticas à realidade, podendo-se assim reproduzir um padrão de alta fidelidade. Basicamente, o MEF toma um problema complexo e o subdivide em vários outros (elementos de forma geométrica pré-determinada) resolvendo-os e combinando-os adequadamente para oferecer a solução para todo o conjunto (Assunção *et al.*, 2009). Inicialmente, as pesquisas foram direcionadas usando-se análise bidimensional para problemas mais simples e posteriormente evoluiu-se para modelos tridimensionais com análises mais complexas.

Tal análise por meio do MEF foi criada no início de 1960 para solucionar problemas estruturais na indústria aeroespacial, no entanto devido a sua ampla aplicabilidade tem sido usado na resolução de casos em outras inúmeras áreas. O MEF é aplicado, atualmente, nos mais diversos campos da engenharia. Na área médica, especificamente dentro da ortopedia e biomecânica, a sua utilização nos centros mais avançados, mostra que esta é uma ferramenta importante para o estudo, pesquisa e simulação de soluções para problemas mecânicos em osso. Assim, o MEF tornou-se, com o passar do tempo, uma ferramenta valiosa na medicina e, em especial, na ortopedia. Ele permite a realização de estudos da interação do implante com o osso dentro do regime elástico, situação esta em que o parafuso se encontra promovendo a estabilidade esperada do sistema (Macedo, 2009).

Em 1977, Weinstein foi o primeiro a usar a análise dos elementos finitos em implantes odontológicos. Daí em diante modificações e melhorias nos programas de análise foram realizadas e outros inúmeros autores passaram a usar o método em

seus estudos (Stegarioiu *et al.*, 2006; Georgiopoulos *et al.*, 2007; Geng *et al.*, 2008; Cunha *et al.*, 2008; Guan *et al.*, 2009; Anitua *et al.* 2010).

Entretanto, a análise pelo MEF não está livre de desvantagens. Algumas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível. Algumas dessas suposições podem influenciar significativamente nos resultados: a geometria do osso e do implante a ser modelado, propriedades físicas dos materiais como seu módulo de elasticidade, condições de fixação e tipo de interface entre osso e implante (Geng *et al.*, 2001). As propriedades físicas do titânio e ligas metálicas em geral têm pouquíssima variação. O mesmo não ocorre com as propriedades do osso cortical e medular que podem variar de paciente para paciente, ou conforme a idade e região (maxila ou mandíbula). Para as análises com esta metodologia utilizam-se valores aproximados encontrados na literatura, os quais também se apresentam com certa discrepância, porém dentro de um limiar aceitável na maioria das vezes.

É comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades do material são as mesmas em todas as direções. Sabe-se, por outro lado, que tanto osso cortical como medular não são homogêneos e, portanto, apresentam variações de módulo de elasticidade conforme a região. Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade.

Estudos tentando simular a complexidade do trabeculado ósseo esponjoso já foram realizados, obtendo-se resultados interessantes, os quais mostraram haver diferenças nos valores e distribuição de tensões (Akagawa *et al.*, 2003; Stegarioiu *et al.*, 2006). No entanto ainda não há consenso em como trabalhar de forma segura com os materiais de forma anisotrópica, já que os resultados obtidos são muitas vezes contraditórios. O'Mahony *et al.*, em 2001, também variaram os modelos trabalhados entre características anisotrópicas e isotrópicas em região posterior de mandíbula, concluindo haver sutil diferença nos resultados entre tais modelos e destacando a importância em se avaliar cuidadosamente os resultados obtidos usando-se o método dos elementos finitos.

Deve-se observar que a modelagem por elementos finitos, apesar de bastante eficiente, não se torna uma solução única e independente aplicada aos problemas

de projetos estruturais.

Uma das etapas mais importantes e difíceis na solução por meio do MEF é a criação do modelo, pois é nesta fase que se deve representar todos os detalhes da estrutura real no modelo a ser simulado. A precisão do MEF está intrinsecamente associada ao modelo de elementos finitos, que busca representar as características físicas da estrutura real (Rubo e Souza, 2001).

O modelo virtual pode ser realizado em um programa CAD (computer aided design – desenho assistido por computador), ou mesmo no programa de análise, de acordo com a disponibilidade deste. Para a realização da análise pelo MEF é necessário informar ao programa as características intrínsecas dos materiais, com módulo de Young (elasticidade) e coeficiente de Poisson de todos os tecidos e elementos envolvidos no contexto da prótese (Cunha *et al.*, 2008).

Assim, tornam-se possíveis simulações das mais variadas situações, podendo-se prever e visualizar a performance biomecânica de vários desenhos de implantes assim como o efeito de fatores clínicos nos sucessos dos mesmos, por meio de variados tipos de respostas que podem ser exigidas ao software, como por exemplo a tensão equivalente de von Mises (TEVM). Entendendo-se a teoria básica, método, aplicação e limitações das análises pelo MEF em implantes dentários, o clínico torna-se mais bem preparado para interpretar os resultados dos estudos e extrapolá-los às situações clínicas (Geng *et al.*, 2001).

Várias conclusões podem ser formuladas e pressupostos devem ser levados em consideração, como geometria do modelo construído, propriedades dos materiais, condições-limite aplicadas e interface do osso-implante. Para se chegar a modelos mais fiéis e realistas, técnicas avançadas de imagem digital podem ser usadas para modelar a geometria óssea ou qualquer outro tipo de estrutura com maiores detalhes.

Transmissão de cargas e distribuição de tensão na área de interface entre osso-implante tem sido o assunto de estudos das análises de elementos finitos. Fatores que influenciam tais transferências de carga, como já citado, incluem o tipo e direção das cargas, propriedades dos materiais do implante e próteses, diâmetro e comprimento do implante, estrutura da superfície do implante, qualidade e quantidade do osso circundante. Distribuição da tensão em próteses implanto-

suportadas tem sido estudada devido à incidência de problemas clínicos, falhas em pilares, parafusos e implantes. A mudança no desenho ou mesmo do próprio planejamento tende a evitar ou reduzir tais falhas promovendo a distribuição das tensões nos componentes do implante de forma mais eficiente e satisfatória.

A análise pelo MEF tem se mostrado uma efetiva ferramenta computacional que se adapta do campo da engenharia à biomecânica dos implantes dentários. Com sua ajuda, muitos desenhos e novos projetos têm sido desenvolvidos e poderão ser aplicados a potenciais sistemas de implantes no futuro, trazendo constantes inovações e mudanças. Por meio de seu uso é possível observar e interpretar as forças tensionais geradas nos implantes e osso de suporte, trazendo à realidade clínica situações de uso e aplicabilidade mais seguras. Além disso, é possível entender melhor o comportamento global de uma reabilitação, adequando-a da melhor forma aos variados planejamentos possíveis.

Sabe-se que o tamanho das coroas das próteses sobre implantes pode influenciar diretamente nas forças de alavanca e torcionais, principalmente sobre pilares de implantes curtos. Tipos de conexão de implantes hexágono externo e hexágono interno já foram amplamente estudadas, no entanto a conexão cone Morse, de desenvolvimento mais recente, precisa ser melhor avaliada. Este estudo visou implementar situação ainda não avaliada por outros autores pelo MEF: coroas implanto-suportadas submetidas a cargas de incidência não só axiais, mas também oblíquas, e, o mais importante, de dimensões compatíveis de se manter um plano oclusal padrão frente ao desnível ósseo. O principal objetivo foi observar como tais próteses implanto-suportadas de medidas aumentadas se comportam sobre implantes extremamente curtos, os quais recebem a tarefa de dissipar toda a incidência de carga oclusal ao osso circundante.

2. Revisão da literatura

Weinberg (1993) estudou a distribuição biomecânica das forças em próteses implanto-suportadas. Foram comparadas a distribuição de forças em dentes naturais esplintados e próteses sobre implante. Concluiu-se que a diferença de mobilidade de dentes naturais esplintados afeta o diagnóstico e tratamento. Entretanto, aliar dentes naturais com próteses sobre implante requer novos princípios de projeto, uma vez que a distribuição das forças em dentes naturais depende da micro-movimentação induzida pelo ligamento periodontal; por isso tal distribuição de força na interface dos implantes se dá completamente diferente do que nos dentes naturais. Alterações na localização dos dentes e da inclinação de cúspides foram sugeridas para que se limite sobrecarga no implante.

Carlson e Carlsson, em 1994, registraram complicações em pacientes com próteses implanto-suportadas durante outubro e novembro de 1991. Das 600 próteses examinadas, 28% necessitavam de algum tratamento protético, sendo que as complicações variaram entre simples ajustes até completa reconfecção. O problema mais comum encontrado foi com relação à resina acrílica, com maior frequência em maxila do que mandíbula, e em próteses removíveis ou fixas de arco todo do que unitárias ou fixas de menor extensão. Perdas de implantes foram raras (0,3% dos 2709 colocados) e ocorreram em 1% dos pacientes examinados.

Eckfeldt et al. (1994) realizaram estudo retrospectivo apresentando resultados de 93 implantes de reabilitações unitárias em 77 pacientes num período de dois anos. Apenas dois implantes foram perdidos: um antes de ser colocado o pilar e outro durante o primeiro ano em função. O problema mais comum encontrado foi a perda da rosca no parafuso do pilar, sendo necessário o reaperto em 43% dos parafusos no período de avaliação, e por conta disso, 9 coroas cimentadas tiveram que ser refeitas.

Rangert et al., em 1995, realizaram análise clínica retrospectiva de trinta e nove pacientes com fratura de implante quanto às suas possíveis causas. Os autores verificaram que 90% das fraturas ocorreram na região posterior. Em 77% dos casos, as próteses estavam suportadas por um ou dois implantes, as quais estavam expostas a uma combinação de cantilever e bruxismo ou altas cargas oclusais. Os autores concluíram que próteses suportadas por um ou dois implantes

e repondo dentes posteriores estão sujeitas a alto risco de sobrecarga, porém com tratamento adequado é possível prevenir algumas situações de risco. Haas *et al.* (1995), durante um período de 6 anos, avaliou 76 implantes unitários. Durante o período estudado, 2 implantes foram removidos. Todos os demais tiveram sucesso. A complicação mais comumente observada foi a perda de aperto dos parafusos do pilar, que ocorreu em 12 coroas. Entretanto, isso é claramente reduzido aplicando-se o torque adequado. As condições peri-implantares foram observadas em 56 implantes por mais de 1 ano, encontrando-se condições aceitáveis por meio de parâmetros clínicos e radiográficos. Sobre a condição da submucosa na margem das coroas, mucosites peri-implantares não representaram grandes problemas. Todos esses fatores corroboraram para o crescimento na aplicação de implantes em reabilitações unitárias.

Henry *et al.*, em 1996, realizaram estudo prospectivo de 5 anos de reabilitações unitárias com implantes osseointegráveis. 107 implantes de Branemark foram colocados em 92 pacientes. Os pacientes foram acompanhados por 5 anos focando o sucesso dos implantes e função das coroas. O nível marginal do osso foi determinado por radiografias intra-orais. Apenas 3 implantes foram perdidos, e 17 pacientes foram excluídos da pesquisa. Baseando-se nos demais pacientes, 86 implantes foram clínica e radiograficamente avaliados por 5 anos, tendo-se sucesso de 96.6% na maxila e 100% na mandíbula. A perda marginal de osso durante os 5 anos não excedeu 1mm. A complicação mais comum foi a perda do aperto do parafuso do pilar protético.

Kaukinen *et al.* (1996) estudaram a influência do desenho oclusal em forças mastigatórias simuladas transferidas para próteses implanto-suportadas e osso de suporte. Foi usado um método para aplicar forças verticais quantificadas em uma substância alimentícia e registraram-se as forças e tensões transmitidas por cúspides oclusais de 33° e 0°. Forças iniciais de trituração mostraram-se 50% menores nas cúspides de 0° do que nas de 33°. Os resultados mostraram que a configuração oclusal e angulação das cúspides das próteses implanto-suportadas desempenham uma ação significativa na transmissão de forças e relacionamento da tensão ao osso.

Sertgoz, em 1997, utilizou análise de elementos finitos tridimensional para

investigar o efeito de três tipos diferentes de materiais oclusais (resina, resina composta e porcelana) e quatro diferentes tipos de materiais de estrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e ligas de titânio) sobre a distribuição da tensão em seis próteses fixas mandibulares implanto-suportadas e ao redor do osso. Um total de 172N de carga vertical foi distribuída em toda a superfície oclusal do modelo de elementos finitos. Os valores de tensão gerada foram calculados na superfície oclusal do material, estrutura, parafusos de fixação da prótese, implantes, e em torno do osso cortical e esponjoso. Os resultados obtidos demonstraram que no uso de uma estrutura protética com módulo de elasticidade menor não há alteração substancial no padrão de tensão nos ossos cortical ou esponjoso e ao redor dos implantes. Além disso, tensões concentradas nos parafusos de retenção das próteses aumentam o risco potencial de falha protética. Para a condição de carga única investigada, a combinação ótima de materiais encontrada seria cobalto-cromo para a estrutura e porcelana para cobertura oclusal.

Barbier *et al.* (1998) realizaram estudo por meio de elementos finitos com cargas axiais e não-axiais em implantes orais e comparou-o em mandíbulas de cães. As condições de carregamento axial e não-axial foram introduzidas por meio do uso de 2 implantes na mandíbula de cães Beagle, com o uso de prótese parcial fixa com implantes em seus extremos e prótese parcial fixa com cantilever. Análise histológica mostrou haver diferença estatisticamente significativa no processo de remodelagem entre os dois tipos de cargas. Análise bidimensional e tridimensional compararam as tensões ao redor dos implantes dos dois tipos de próteses. Foi possível realizar forte correlação entre a distribuição de tensão no osso circundante aos implantes e o fenômeno de remodelação ocorrido nos animais; os autores concluíram que as regiões de alta tensão nas simulações foram as mesmas de remodelação óssea *in vivo*. Além disso, concluíram que o componente de tensão horizontal é o grande responsável pela diferença nos eventos de reabsorção óssea.

Holmgren *et al.*, em 1998, avaliaram os parâmetros de implantes utilizando análise de elementos finitos bidimensional, por meio de um estudo comparativo examinando os efeitos do diâmetro do implante, plataforma e direção de carga. Foi analisado o efeito da variação do diâmetro do implante (3,8 mm e 6,5 mm), comparando a característica de dissipação de tensão do implante em relação ao seu

desenho e analisaram o significado da direção da força de mordida (vertical, horizontal e oblíqua de 45 graus) nos tipos de implante. Os resultados sugeriram que há maior dissipação das tensões uniformemente em todo o implante rosqueado do que no tipo liso, e é importante, na análise de elementos finitos de implantes dentários, levar em conta não apenas as forças axiais (carregamento vertical) e as forças horizontais, mas também as cargas combinadas (força de mordida oblíqua), uma vez que estes são sentidos de mordida mais reais e geram maior estresse localizado no osso cortical. A análise teórica realizada implica que, clinicamente, sempre que possível, o ideal não é necessariamente implantes maiores, e sim o uso de implantes dentários com base nas limitações específicas morfológicas da mandíbula e, além disso, que implantes rosqueáveis são mais desejáveis do ponto de vista de distribuição de tensão ao redor do osso.

Zhang *et al.*, em 2000, investigaram a correlação entre comprimentos e diâmetros de implantes de próteses fixas implanto-suportadas a fim de se obter distribuição adequada das tensões. Análise tridimensional pelo método dos elementos finitos foi executada para se obter a tensão ao redor dos implantes. Os autores construíram uma curva de correlação entre diâmetro e comprimento dos implantes. Sendo uma teoria preliminar, os resultados mostraram ser possível se obter relações clinicamente aceitáveis para a seleção do tamanho dos implantes.

Eckert *et al.* (2000) realizaram uma avaliação retrospectiva de 4937 casos, chegando-se as seguintes observações: fraturas praticamente se equivalem em maxila e mandíbula, e ocorrem mais freqüentemente em próteses parciais do que em arcadas totalmente desdentadas; todas as fraturas observadas ocorreram em implantes de titânio comercialmente puro de 3.75mm de diâmetro, e, para a maioria dos implantes, houve afrouxamento do parafuso do pilar protético ou do implante antes da fratura.

Friberg *et al.*, em 2000, realizaram estudos de acompanhamento de longo prazo em mandíbulas severamente atroficas com o uso exclusivo de implantes curtos (6 e 7mm). Um total de 247 implantes nas dimensões 3.75 x 7,0mm e 13 implantes 5.0 x 6.0mm foram realizados em 49 pacientes, todos com reabsorção severa da mandíbula totalmente desdentada. Foram realizadas próteses fixas sobre implantes em 45 pacientes, e overdentures em 4 pacientes. Todos eles foram

acompanhados por um período médio de 8 anos. Houve falha de 17 implantes durante o período estudado (taxa de sobrevida cumulativa de 95.5% em 5 anos, e 92.3% em 10 anos de acompanhamento). Não houve maiores complicações nos pacientes avaliados. O resultado do estudo mostrou que a colocação de implantes curtos do tipo Branemark sem o uso de procedimentos de enxerto ósseo para reconstrução de mandíbula severamente atrófica é um tratamento altamente previsível e viável.

Çiftçi e Canaya (2000) avaliaram o efeito dos materiais de recobrimento na distribuição de tensão aos tecidos peri-implantares em restaurações usando-se próteses fixas implanto-suportadas. Os materiais utilizados foram porcelana, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica. Os autores avaliaram os resultados por meio de análise tridimensional de elementos finitos e verificaram que as tensões geradas foram maiores quando aplicada carga oblíqua em relação à carga vertical. Além disso, as tensões concentraram-se na porção cervical (osso cortical) ao redor do implante. A liga de ouro e a porcelana concentraram os maiores valores de tensão nessa região. Já as tensões produzidas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, que a porcelana ou liga de ouro.

O'Mahony *et al.* (2001) compararam as tensões na interface osso-implante e tensões principais peri-implantares em modelos tridimensionais de elementos finitos, tanto anisotrópico como isotrópico, na região posterior de mandíbula. Foi considerada 100% de ósseointegração e aplicada força de 100N vertical e 20N buco-lingual. Como conclusão geral, os autores observaram que os modelos anisotrópicos apresentaram uma pequena diferença nos resultados, e ressaltam a importância em se avaliar cuidadosamente os resultados obtidos com elementos finitos.

Rubo e Souza, em 2001, realizaram considerações sobre metodologias e técnicas a fim de se obter resoluções quanto aos carregamentos de próteses sobre implantes, bem como as potencialidades que esses recursos apresentam para a pesquisa. Os diversos avanços ocorridos tanto na Odontologia como nas Ciências de Computação permitiram a aproximação entre estas duas áreas que por meio de recursos computacionais tornou-se possível a análise e solução de problemas

complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentições comprometidas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise de fotoelasticidade, o método dos elementos finitos e a extensometria. Obviamente sua confecção e aplicação são bastante complexas, pois envolvem fatores biomecânicos que influenciam o projeto, construção e utilização dos materiais. A geometria da prótese, dimensões e disposições de implantes, materiais dos componentes mecânicos (infraestrutura, implantes, intermediários e parafusos de fixação), adaptações desses componentes provenientes do processo de fabricação dos elementos, identificação dos esforços resultantes da mastigação e osseointegração, são alguns dos fatores que podem influenciar no sucesso do procedimento. Os autores concluíram que existem vantagens e desvantagens inerentes a cada procedimento, isto é, tanto na simulação numérica computacional, por meio dos modelos de elementos finitos por exemplo, ou nas análises experimentais, utilizando fotoelasticidade ou extensometria. Nenhuma das formas possui total preponderância sobre outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as análises se complementam.

Chun *et al.*, em 2002, realizaram análises de elementos finitos em vários formatos de implantes dentários a fim de verificar os efeitos da distribuição da tensão ao osso mandibular circundante e determinar uma forma de espira ideal para tal distribuição. Os autores concluíram que a forma quadrada das espiras com pequeno raio foi mais efetiva na distribuição das tensões, diminuindo-se o passo de rosca e, além disso, aumentando o comprimento do implante.

Sahin *et al.* (2002) avaliaram por meio de uma revisão de literatura a influência de forças funcionais no sistema biomecânico de próteses implanto-suportadas. Artigos relatando controle de forças oclusais em implantes dentários, influência da qualidade do osso, tipo de próteses e materiais e número de implantes de suporte foram analisados. Os autores concluíram que o tratamento é otimizado quando os implantes são posicionados em osso denso, número de implantes de suporte é aumentado e quando é usada uma prótese fixa.

Perriard *et al.* (2002) avaliaram um novo sistema de encaixe entre pilar e implante do tipo cone Morse em que se implementou uma conexão octogonal interna. Foram exercidos testes com forças verticais e oblíquas, os quais foram

avaliados, além do uso da técnica por elementos finitos. As análises e testes de fadiga mostraram que não houve diferenças na resistência mecânica entre o tipo padrão e com conexão octogonal interna. Os autores concluíram que ambos os sistemas de conexão são iguais quanto à resistência mecânica para forças de flexão e torque.

Morneburg e Proschel (2002) mediram as forças mastigatórias verticais. Dois pilares de implante foram equipados com medidores de tensão. Os sinais dos dois pilares foram somados para dar uma leitura de força que era independente da localização da força de impacto ao longo da prótese. Em todos os nove pacientes foi encontrada uma força mastigatória média total de 220 N, com um máximo de 450 N. Os pilares únicos experimentaram cargas médias de 91 N (anterior) e 129 N (posterior), com um máximo de 314 N.

Akça e Iplikçioğlu, também em 2002, estudaram o efeito da distribuição tensional frente ao posicionamento de um implante curto adicional no lugar do cantilever, comparativamente a uma prótese fixa com cantilever. Foram aplicadas forças oblíquas de 400N. Valores tensionais de compressão no osso cortical ao redor das regiões cervicais dos implantes e valores tensionais de Von Mises foram avaliados. Resultados mostraram pequenos valores de tensão registrados no implante curto comparativamente a prótese em cantilever. Os autores concluíram que em aplicações clínicas em que próteses fixas com cantilever parecem ser inevitáveis devido a restrições anatômicas e/ou complicações como perda de implante, um implante curto adicional deve ser considerado a fim de se melhorar o desempenho biomecânico da prótese.

Guichet *et al.* (2002) avaliaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal na transferência de cargas em próteses sobre implante. Os autores padronizaram diferentes espaços entre as coroas implanto-suportadas e avaliaram as tensões por meio de modelos fotoelásticos. Também foram feitos modelos com próteses esplintadas. Os resultados mostraram que o contato excessivo entre as coroas aumentaram as tensões aos implantes. Além disso, as próteses esplintadas dissiparam de melhor forma as tensões aos implantes. Os autores concluíram que o contato excessivo entre as coroas individualizadas pode gerar situação de adaptação não-passiva. Além disso, próteses sobre implantes

esplintadas exibiram melhor dissipação das tensões comparadas às próteses individualizadas.

Kunavisarut *et al.*, ainda em 2002, analisaram por meio de elementos finitos o efeito de próteses desadaptadas, próteses em cantilever e várias forças oclusais na distribuição de tensões nas próprias próteses, componentes de implantes, e osso adjacente. Dois modelos tridimensionais de elementos finitos foram construídos: 2 próteses fixas implanto-suportadas por 2 implantes e 2 próteses fixas implanto-suportadas por 2 implantes com cantilever distal. Foi criada desadaptação e usadas forças de 100N em todos os modelos. Subseqüentemente, forças de 50N, 200N e 300N foram avaliadas no modelo de cantilever. Quando a desadaptação foi posicionada próximo a força aplicada, a tensão em ambos os modelos aumentou significativamente nos componentes do modelo e osso adjacente, podendo-se observar claramente o efeito de desadaptação. Além disso, a presença de cantilever e força oclusal excessiva aumentaram o efeito de desajuste da prótese.

Akagawa *et al.* (2003) avaliaram as diferenças existentes na distribuição de tensões de Von Mises, por meio de análise de elementos finitos, em dois modelos tridimensionais construídos com implante ósseo integrado: um modelo que mimetizou o trabeculado referente ao osso esponjoso, e outro modelo dito como convencional ou controle. Foi simulada força oclusal vertical de 143N e avaliou-se as tensões no osso peri-implantar. Os autores obtiveram resultados em que, no modelo que visou mimetizar o trabeculado do osso esponjoso, houve melhor distribuição de tensão pelos ossos cortical e esponjoso. Já no modelo controle, sem o trabeculado esponjoso, as tensões se concentraram na crista cortical ao redor do implante. Os achados mostraram que há diferença significativa entre um modelo e outro na distribuição de tensões, sugerindo cuidado na interpretação dos resultados da distribuição de tensões em modelos convencionais.

Goodacre *et al.* (2003) identificaram os principais tipos de complicações que tem sido relatadas com implantes intra-ósseos e implantes associados com próteses por meio de ampla revisão de literatura realizada desde 1981. As pesquisas foram focadas em publicações que contivessem dados clínicos com sucessos/falhas/complicações. As complicações foram divididas em 6 categorias: cirúrgica, perda de implante, perda de osso, tecido mole peri-implantar, mecânica e

estética. A complicação mais comum foi a perda da retenção de overdentures (33%), perda de implante em maxila irradiada (25%), complicações relacionadas com hemorragia (24%), fratura de resina em prótese parcial fixa (22%), perda de implante com overdentures em maxila (21%), overdentures necessitando de realinhamento (19%), perda de implante em osso tipo IV (16%) e fratura de overdenture clip/attachment (16%). Os dados obtidos a respeito de próteses sobre implantes indicaram uma tendência a maior incidência a complicações com próteses implanto-suportadas do que coroas unitárias, próteses parciais fixas, coroas de cerâmica pura, pinos e núcleos.

Ipplikçioğlu *et al.*, em 2003, compararam a análise de tensão pelo método de elementos finitos com medições realizadas por meio de extensômetro (Strain Gauge) em um complexo implante e abutment. Foram usadas cargas de 75N, tanto vertical como lateral, separadamente. Resultados mostraram que os dois métodos foram similares na condição de aplicação de carga vertical. Na aplicação de carga lateral, o método pelos elementos finitos apresentou valores de tensão maiores na área cervical do implante. Os autores concluíram que a comparação entre os métodos é viável, no entanto ressalvas devem ser feitas e mais estudos realizados, a fim de se estabelecer limites na comparação entre as metodologias.

Mitrani *et al.* (2003) descreveram alternativas de implantes posteriores para extensão distal de próteses parciais removíveis e apresentaram um acompanhamento de evolução clínica de no mínimo 1 ano contendo satisfação do paciente, exames radiográficos e saúde do tecido mole. Resultados indicaram consistente aumento na satisfação dos pacientes, mínimo desgaste dos componentes, nenhuma evidência radiográfica de excessiva perda óssea, e estabilidade dos tecidos moles peri-implantares.

Pierrisnard *et al.*, em 2003, constataram que o comprimento do implante e ancoragem bicortical afetam a tensão aos componentes do implante, ao implante propriamente dito e ao osso circundante. Análises foram realizadas usando-se elementos finitos. Todos os implantes usados foram do mesmo diâmetro (3.75mm) variando o comprimento (6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12mm). Os implantes foram colocados em osso esponjoso e cortical. Uma força oclusal de 100N foi aplicada num ângulo de 30° no plano vestibulo-lingual. Os resultados demonstraram que a tensão

concentrou-se ao osso cortical de ancoragem mais coronal. A análise de elementos finitos mostrou-se muito interessante para a avaliação dos fatores de risco. Os autores concluíram que o uso de implantes longos (mais que 10mm) é um fator positivo na osseointegração, explicado pela melhor estabilidade da porção apical dos implantes longos quando comparados aos curtos. Porém isso não resulta sempre numa distribuição melhor da tensão ao implante, componentes e osso. Se a ancoragem cortical da porção cervical do implante é boa, a influência do comprimento do implante torna-se menos importante. De modo geral, o estudo encoraja o uso de implantes curtos em casos específicos.

Steigenga *et al.*, em 2003, avaliaram os efeitos dos aspectos biomecânicos do design do implante dentário na qualidade e resistência da osseointegração. Os autores avaliaram que não existe critério “ótimo” de design para um implante, mas eles podem ser desenvolvidos para maximizar resistência, estabilidade interfacial e transferência de carga com a utilização de diferentes materiais e superfícies. Foi realizado amplo levantamento bibliográfico acerca de vários aspectos relacionados às próteses implanto-suportadas e seu comportamento diante da variação de inúmeros fatores. As conclusões básicas foram que um design considerado “ótimo” para um implante é aquele que gera uma integração dos fatores material, físico, químico, mecânico, biológico e econômico.

Tada *et al.* (2003) pesquisaram a influência do tipo de implante e seu comprimento, assim como a qualidade óssea, na tensão desenvolvida no osso e implantes, por meio de análise tridimensional por elementos finitos. Foram usados dois tipos de implantes (cônicos e cilíndricos) e 4 comprimentos (9.2, 10.8, 12.4 e 14mm). Os 4 tipos de ossos foram modelados pelos diferentes módulos de elasticidade. Os resultados mostraram que houve aumento nas tensões no osso esponjoso conforme se diminuía a densidade do mesmo. Além disso, sob forças axiais, especialmente em osso de baixa densidade, o implante cônico induziu menores tensões do que o implante cilíndrico. Também houve menores tensões para os implantes mais compridos. Os autores discutiram a importância da qualidade/densidade óssea e seu diagnóstico pré-cirúrgico para um bom prognóstico. O comprimento e tipo do implante também influenciam as tensões geradas, especialmente em osso de baixa densidade. Concluiu-se que osso

esponjoso de maior densidade tende a propiciar melhor comportamento biomecânico dos implantes. Além disso, implantes cônicos de maior comprimento deve ser melhor escolha em arcadas com osso esponjoso de baixa densidade.

Eskitascioglu *et al.* (2004) realizaram estudo tridimensional de elementos finitos para determinar a influência da localização da carga oclusal na tensão transferida à prótese implanto-suportada e osso de suporte. Foi confeccionado um modelo tridimensional de elementos finitos de uma secção de osso mandibular com ausência de segundo pré-molar. Foi usado implante de 4.1mm de diâmetro e 10mm de comprimento. A infra-estrutura eleita foi cobalto-cromo e na superfície oclusal, porcelana. O modelo foi simulado no programa Pro/Engineer 2000i. Cargas de 300N foram aplicadas nas seguintes localizações: 1) ponta de cúspide vestibular (300N). 2) ponta de cúspide vestibular (150N) e fossa distal (150N). 3) ponta de cúspide vestibular (100N), fossa distal (100N) e fossa mesial (100N). Os autores concluíram que a combinação ideal de carga vertical foi encontrada em 2 ou 3 posições, diminuindo a tensão ao osso. Nesta situação, tensões de Von Mises ficaram concentradas na infra-estrutura e superfície oclusal.

Fugazzotto *et al.* (2004), realizaram análise sobre as taxas de sucesso e falha encontradas no tratamento reabilitador em área maxilar de molares, com implantes de 9mm de comprimento ou menores, e reabilitados com coroas individuais. Foi avaliado um total de 970 implantes acompanhados em função por um período de 84 meses. A taxa total média de sucesso foi de 95.1%. Os autores concluíram que implantes de 7mm e 9mm de comprimento podem ser reabilitados com coroas individuais, com sucesso, na área referida.

Geng *et al.*, em 2004, realizaram análise bidimensional de elementos finitos de quatro tipos de configurações de roscas em implantes. O objetivo foi determinar a configuração de rosca ideal para um tipo experimental de implante. Os autores simularam quatro tipos de configuração de roscas: rosca em V (V), rosca fina (T), e outros dois tipos de 0.24mm (S1) e 0.36mm (S2). Foram comparadas sobre carga oblíqua em condições normais de osso cortical. Os resultados demonstraram que as roscas do tipo V e S2 foram as mais próximas do ideal para o implante experimental testado, enquanto que o tipo T deve ser evitado e o tipo S1 também não foi satisfatório. A distribuição da tensão no osso cortical não foi afetada pelo tipo de

rosca, mas sim na interface entre osso trabecular e implante.

Nedir et al. (2004) observaram, em sete anos de estudo, implantes ITI em que a proporção coroa implante teve uma média de 1,05 a 1,80, ou seja, acima do valor 1:1 recomendado para dentes naturais; nenhuma consequência relevante foi notada no sucesso final dos tratamentos.

Kim *et al.* (2005) avaliaram o uso da plataforma switch pro meio de análise tridimensional de elementos finitos. Foram construídos 3 modelos, variando-se entre eles o diâmetro dos pilares e a plataforma switch. Os resultados foram avaliados por meio de tensão equivalente de Von Mises. Os autores concluíram que as tensões dos componentes dos implantes são mais favoráveis usando-se a plataforma switch, exceto para a distribuição de tensão ao osso. Também afirmaram que a pesquisa sobre distribuição de tensão é essencial à investigação sobre perda de osso cortical.

Maeda *et al.*, em 2005, avaliaram eficiência no uso de implantes localizados distalmente e abaixo de bases de próteses para estabilizar o suporte oclusal. Os autores construíram um modelo de elementos finitos bidimensional em que havia apenas dentes anteriores. O suporte oclusal posterior foi provido por uma prótese parcial fixa sobre implantes, prótese parcial fixa sobre implantes em cantilever e próteses parciais removíveis com ou sem um implante sob a base. Quando simulada força muscular, níveis de tensão ao osso temporal foram comparados para avaliar a eficácia da estabilização do suporte oclusal. A maior tensão foi encontrada na situação de uso de uma prótese parcial removível sem implante. A menor foi encontrada no uso de prótese parcial fixa sobre implantes, seguido de uso de prótese parcial removível com implante na região de molares. Os resultados demonstram que o uso de prótese parcial fixa sobre implantes provém melhor estabilidade oclusal, no entanto o uso de prótese parcial removível com implante posterior também provém estabilização no suporte oclusal com redução dos níveis de tensões.

Petrie e Williams (2005) analisaram e compararam os efeitos da relação e interação do diâmetro do implante, comprimento e conicidade em tensões calculadas na crista óssea. Foram criados modelos tridimensionais de elementos finitos de secção em pré-molar de 20mm na mandíbula com osso esponjoso de baixa ou alta densidade. Foram aplicadas cargas oclusais oblíquas (200N vertical e

40N horizontal). O diâmetro do implante variou de 3.5 a 6.0mm, comprimento de 5.75 a 23.5mm, e conicidade de 0 a 141, resultando em 16 tipos de implantes. Diâmetro, comprimento e conicidade tiveram de ser considerados juntamente devido aos efeitos de interatividade de tensões na crista óssea. Os autores concluíram que implantes largos e relativamente longos, cilíndricos, parecem ser a alternativa mais viável se o objetivo é a minimização de tensões peri-implantares na crista óssea alveolar. Implantes estreitos, curtos e com conicidade na região de crista óssea deve ser evitado, especialmente com osso de baixa densidade.

Renouard e Nisand (2005) realizaram estudo retrospectivo em que analisaram 85 pacientes portando 96 implantes curtos (6-8.5mm de comprimento) por 2 anos. A taxa de sucesso foi de 94.6%. A média de perda óssea marginal depois de 2 anos em função foi de 0.44 ± 0.52 mm. Os autores concluíram que o uso de implantes curtos pode ser considerado como opção para reabilitação protética em maxilas severamente reabsorvidas ao invés de técnicas cirúrgicas complicadas.

Yokoyama *et al.* (2005) analisaram a tensão gerada em osso de mandíbula desdentada suportando estrutura sobre implantes única ou em partes. Os autores utilizaram análise tridimensional por elementos finitos com 8 implantes e 1 ou mais estruturas. Forças verticais e oblíquas foram direcionadas nas áreas oclusais das estruturas a fim de simular os contatos em máxima intercuspidação e contatos de trabalho, assim como guia-canino e desocclusão em grupo. Os resultados mostraram que a estrutura única gerou menores valores de tensão ao osso peri-implantar, seguida da estrutura em duas partes separada na região mediana. Para a estrutura em três partes, que foi separada entre canino e pré-molar, a tensão foi menor quando o canino no lado de trabalho foi carregado do que os dentes posteriores. Os autores concluíram que dividir a estrutura em mais partes causa mais tensão ao redor dos implantes. Além disso, a desocclusão em guia-canino para estruturas únicas e em 3 partes foi benéfica.

Akça e Cehreli, em 2006, estudaram os efeitos biomecânicos da perda gradativa de osso marginal ao redor do implante. Foi usado implante de 4.1mm de diâmetro e 10mm de comprimento. Foram definidos 8 estágios de evolução de reabsorção ao redor da região cervical do implante. Os modelos foram submetidos a cargas verticais e oblíquas de 100N. Os resultados mostraram que com a perda

progressiva de osso e sob simulação de forças oblíquas, deslocamentos e tensões elásticas aumentaram consideravelmente no osso trabecular em contato com a região cervical do implante. A presença do osso cortical em contato com o implante, mesmo em osso defeituoso, provém melhor performance biomecânica do implante em comparação com a presença apenas de osso trabecular suportando a seqüela da perda progressiva de osso marginal.

Das Neves *et al.* (2006) realizaram estudo a fim de se considerar a decisão terapêutica em se usar cirurgias avançadas ou implantes curtos baseando-se nos dados obtidos da revisão da literatura executada. Foram consultados estudos publicados no período de 24 anos, perfazendo um total de 16344 implantes instalados. Foram avaliados implantes de 7, 8.5 e 10mm de comprimento. O percentual total de falhas encontrado foi de 4.8%. A análise revelou que entre os fatores de risco está a associação de osso de baixa qualidade com implantes curtos. Implantes com diâmetro mínimo de 4mm pareceu minimizar as falhas nestas situações. Os autores concluíram que implantes curtos devem ser considerados como alternativa em relação às cirurgias avançadas para ganho ósseo, já que tais cirurgias envolvem alta morbidade, exigem prolongados períodos clínicos e envolvem altos custos ao paciente.

Heckmann *et al.* (2006) quantificaram, por meio de análise de elementos finitos, o grau de tensão que ocorre no osso ao redor dos implantes como resultado da fixação de próteses cimentadas e parafusadas. Extensômetros que foram montados nos pânticos das próteses foram posteriormente utilizados para tomar as medições *in vivo*. Tomando os valores obtidos como base, a tensão equivalente de von Mises foi escolhida para ilustrar a carga óssea em modelos tridimensional de elementos finitos. A fixação da infra-estrutura causou stress de 30MPa. Stress semelhante pode ser observado para carga axial em implante de 200N. Supondo que a carga axial de um implante unitário com 200N esteja nos padrões fisiológicos do osso, os autores concluíram que o grau de tensão resultante somente da fixação da infra-estrutura não era um risco.

Isidor (2006) realizou uma ampla revisão da literatura enfocando a influência de forças ao osso peri-implantar. O autor, de acordo com seus estudos, afirmou que o osso reage de diferentes formas frente às cargas oclusais, sendo que isso também

é dependente das características dos diferentes tipos de ossos e suas propriedades. O autor cita que estudos com fotoelasticidade e análise tridimensional pelo método dos elementos finitos mostraram que quando um implante é submetido à carga oclusal, a tensão é transferida ao osso com a máxima tensão na porção mais coronal do osso suporte. Além disso, o estudo mostrou que, também se usando análise por elementos finitos, cargas não-axiais em implantes são mais danosas aos implantes orais do que as cargas axiais, resultando em maiores níveis de tensão ao osso peri-implantar. Isidor citou também que as cargas oclusais têm sido estudadas, porém apresentam grande variância, podendo ir de 380N até 1000N.

Lotti *et al.* (2006) discutiram a aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. Os autores descreveram a técnica e as áreas de possível aplicação, sendo que na odontologia, destacaram sua empregabilidade na ortodontia, podendo-se analisar cargas, tensões ou deslocamentos. Os autores destacaram a necessidade dos profissionais conhecerem os conceitos básicos do MEF para melhor interpretação dos resultados dos trabalhos.

Misch *et al.* (2006) avaliaram a taxa de sobrevida/sucesso de implantes menores de 10mm de comprimento posicionados na região posterior parcialmente desdentada, considerando o uso de uma abordagem com preocupação biomecânica a fim de se minimizar a tensão na interface osso/implante. Os autores realizaram avaliação retrospectiva de 273 pacientes com 745 implantes de 7mm ou 9mm de comprimento, em uso por período de 1 a 5 anos. A preocupação biomecânica envolveu a esplintagem das próteses sobre implantes sem forças em cantilever, restaurando com proteção mútua ou guia de desoclusão por canino. Os autores encontraram uma taxa de sucesso de 98.9%, concluindo que implantes de curto comprimento são viáveis a serem empregados nestas áreas e os métodos citados a fim de se diminuir tensões é bastante apropriada.

Renouard e Nisand (2006) realizaram revisão da literatura em busca de estudos que relacionassem taxa de sobrevida de implantes e seus comprimentos e diâmetros. Os autores observaram que, inicialmente, as pesquisas concluíam que havia maior propensão às falhas quando se correlacionavam implantes curtos e de diâmetro largo. Já nos estudos mais recentes, nos quais se levou em conta também a questão da qualidade cirúrgica, além da qualidade óssea e superfície dos

implantes, as taxas de sucesso com implantes curtos e amplo diâmetro tornaram-se comparáveis com os implantes longos e diâmetro normal. Além disso, os autores também consideram importante em se comparar o sucesso ou não dos implantes curtos com as taxas de morbidade ou procedimentos cirúrgicos avançados, tal como levantamento de seio maxilar, lateralização de nervo alveolar ou enxertos, para que se possam realizar comparações de forma mais adequada.

Stegaroiu *et al.*, em 2006, compararam tensões peri-implantares em simulações com modelos contendo ou não a estrutura trabecular do osso esponjoso. Os autores citaram que a grande maioria das análises tridimensionais por elementos finitos utilizam modelos simplificados, considerando o osso esponjoso como um bloco ósseo, ignorando totalmente sua estrutura trabeculada. Neste estudo foi realizada uma análise comparativa entre um modelo “preciso” (trabeculado ósseo reproduzido) e um modelo “simplificado” (osso homogêneo). Os resultados mostraram que no modelo “preciso” houve maior padrão de distribuição de tensões, além delas serem maiores que no modelo “simplificado”. Além disso, no modelo com trabeculado reproduzido, houve maior reabsorção óssea generalizada na interface implante/osso.

Tawil *et al.*, também em 2006, estudaram implantes com comprimento inferior a 10mm. Foram realizados 262 implantes curtos em 109 pacientes e acompanhados durante uma média de 53 meses. Parâmetros protéticos foram registrados e os dados foram examinados pela relação da perda de osso peri-implantar e complicações biológicas e biomecânicas. Resultados obtidos mostraram não haver influência na proporção coroa-implante ou tamanho da mesa oclusal com a perda de osso peri-implantar, nem tamanho de cantilever ou bruxismo. Os autores afirmaram que a proporção coroa-implante e tamanho da mesa oclusal não pareceram ser os principais fatores de risco em casos de cargas favoráveis. Os autores concluíram no estudo que implantes curtos parecem ser uma solução viável em áreas com altura óssea reduzida, mesmo quando os parâmetros protéticos excedem valores normais, desde que as forças oclusais e suas orientações estejam favoráveis e a parafunção esteja controlada.

Georgiopoulos *et al.*, em 2007, realizaram análise bidimensional de elementos finitos para avaliação dos efeitos do comprimento e diâmetro do implante na

distribuição de tensões em uma coroa implanto-suportada e a distribuição de tensão no osso circundante antes e depois da fase de osseointegração. O efeito do comprimento foi investigado usando implantes com diâmetro de 3.75mm e comprimentos de 8, 10, 12 e 14mm. O efeito do diâmetro foi investigado usando implantes com comprimento de 10mm e diâmetros de 3, 3.75, 4.5 e 5mm. A fase anterior à osseointegração foi simulada por um coeficiente de fricção da interface entre implante e osso circundante, enquanto a fase pós osseointegração foi simulada assumindo um osso fixo na interface entre implante e osso circundante. A análise de elementos finitos indicou uma tendência à redução da tensão no implante, tanto antes e depois da osseointegração, quando o comprimento foi maior. Entretanto, a tensão calculada no implante foi menor depois da fase de osseointegração. Nenhuma correlação pôde ser feita com relação ao diâmetro do implante. Para todos os casos, a máxima concentração de tensão ocorreu na interface pilar-implante. De acordo com a formação do tecido ósseo, existe uma tendência à redução da tensão, antes e depois da osseointegração, quando o comprimento do implante foi aumentada de 10mm para 14mm. Esta tendência não foi observada para medidas de 8 e 10mm. O efeito do diâmetro ao tecido ósseo não ficou clara. Os autores sugeriram que implantes com diâmetro acima de 5mm não seriam favoráveis para cargas imediatas.

Lin *et al.* (2008) investigaram as interações biomecânicas das próteses parciais fixas implanto-suportadas em diferentes condições de cargas oclusais com diferentes números de dentes esplintados e tipos de conectores (rígido e não-rígido) adotando análise tridimensional de elementos finitos. Foi construído um modelo com implante mandibular na área de 2º molar esplintado aos 1º e 2º pré-molares. Os principais efeitos para cada fator dos três avaliados (cargas, número de dentes esplintados e tipo de conector) nos termos de valores de tensão e mobilidade dos dentes naturais e implante foram computados para todos os modelos. Os resultados mostraram que o tipo de carga foi o principal fator que afetou a tensão desenvolvida no implante, osso e prótese quando comparado ao tipo de conector e número de dentes esplintados. Os valores de tensão foram significativamente reduzidos em situação de contatos em cêntrica e lateral uma vez que as forças oclusais sobre o pântico foram diminuídas. Tensões em próteses não-rígidas tiveram aumento maior

de 3,4 vezes em relação às rígidas. Os autores concluíram que a condição das forças oclusais é o principal fator que afeta a distribuição de tensão nos diferentes componentes (osso, prótese e implante) em uma prótese parcial fixa implanto-suportada. Reduzindo-se as cargas oclusais no pântico pode resultar-se em menores valores de tensão. Uma conexão não-rígida pode compensar de forma mais satisfatória a dissipação da mobilidade entre implante e dente natural sobre forças axiais, mas há o risco de aumento desfavorável de tensões na prótese.

Morand e Irinakis (2007) realizaram revisão da literatura sobre o posicionamento de implantes curtos em área posterior de maxila, chegando à conclusão que implantes de comprimento menor de 10mm apresentam resultados similares aos implantes de maior comprimento quando selecionados e colocados em função de forma criteriosa, caracterizando-se como boa opção de tratamento para regiões posteriores maxilares. Os autores relataram duas principais desvantagens no uso de implantes curtos, porém seguidas de possibilidades para sua resolução, que são: reduzida área de superfície devido ao pequeno comprimento e menor área de osseointegração (possibilidade de se aumentar o diâmetro do implante em áreas que o permitam) e proporção coroa-implante desfavorável (a qual não representa um fator de risco quando bem controladas as forças oclusais e suas orientações, formato da mesa oclusal e parafunção).

Verri *et al.*, em 2007, avaliaram a influência do comprimento e diâmetro do implante incorporado sob a sela de uma prótese parcial removível de extremidade livre, atuando como suporte. Foram projetados 6 modelos com o auxílio de AutoCAD 2000 e processados para a análise de elementos finitos pelo programa Ansys 5.4. As cargas aplicadas eram verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. A introdução do implante reduziu as tensões, principalmente nas extremidades da borda desdentada. Tanto o comprimento quanto o diâmetro tenderam a reduzir as tensões à medida que suas dimensões aumentavam. Os autores concluíram também, pelos resultados deste estudo, ser uma boa escolha usar o maior e mais largo implante possível na associação entre o implante e prótese parcial removível de extremidade livre.

Falcón-Antenucci *et al.* (2008) realizaram análise da influência da inclinação das cúspides e direção da carga oclusal na distribuição das tensões, na interface

implante/coróa em próteses implanto-suportadas. Foram utilizados os programas Rhinoceros 3.0 e SolidWorks 2006, simulando-se um bloco de osso mandibular com a presença de um implante com coróa de diferentes inclinações de cúspides (10°, 20° e 30°). Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos NEiNastran 9.0, para geração da malha de elementos finitos e análise. Aplicou-se uma carga de 200 N, em direção oblíqua, fracionada em 2 pontos, nas vertentes triturantes da coróa e em direção axial distribuída em 4 pontos (50 N), nas vertentes internas da coróa. Os resultados mostraram maiores áreas de tensão no modelo com cúspide de 30° (carga oblíqua). Os autores concluíram que o aumento da inclinação das cúspides causa maiores tensões na interface coróa/implante devido ao carregamento oblíquo de forças.

Cunha *et al.*, em 2008, avaliaram por meio do método de elementos finitos bidimensional, a melhor localização do implante na margem alveolar, por meio da distribuição de tensão e deslocamento de estrutura de suporte de uma prótese parcial removível de extremidade livre associada com um implante ósseo integrado de 10.0mm de comprimento e 3.75 mm de diâmetro, agindo como suporte para a base da prótese. 5 modelos em corte sagital foram confeccionados variando a posição do implante. Com o auxílio do programa de elementos finitos ANSYS 8.0, os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N em cada ponta da cúspide. Os resultados obtidos mostraram que a introdução do implante diminuiu a tendência de intrusão da prótese, em todas as situações, e o ato de se aproximar o implante na direção do suporte foi benéfico para a melhor distribuição de tensão.

Rubo e Souza (2008) analisaram as variáveis clínicas em uma prótese implanto-suportada pelo método tridimensional de elementos finitos. O segmento anterior da mandíbula tratada com 5 implantes suportando uma barra curva foi criado para realização dos testes. As variáveis introduzidas ao modelo no computador foram comprimento do cantilever, módulos de elasticidade do osso esponjoso, comprimento do pilar e do implante, e liga da estrutura (AgPd ou CoCr). Propriedades físicas dos materiais derivadas da literatura foram definidas, e uma carga vertical de 100N foi usada para simular a força oclusal. Imagens com as tensões foram obtidas, e a tensão máxima em cada sítio foi plotada em gráficos para comparações. Tensões tenderam a se concentrar no osso cortical ao redor da

porção cervical do implante proximamente à carga, ao passo que tensões no osso esponjoso foram consideradas baixas. De modo geral, a distribuição da tensão foi melhor no osso esponjoso, pilares longos e implantes compridos, e cantilevers curtos. O uso da liga de CoCr como estrutura pareceu contribuir para melhor distribuição das tensões.

Baggi *et al.*, em 2008, estudaram a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição das tensões e analisaram o risco de sobrecarga na perda de crista óssea por intermédio de evidência clínica na porção cervical de implantes em região de molar na mandíbula e maxila. Foram usados 5 tipos de implantes comerciais, de diâmetros de 3.3 a 4.5mm, comprimentos de 7.5 a 12mm e analisados por simulação tridimensional por elementos finitos, com carga lateral de 100N e vertical de 250N. Os resultados mostraram áreas de tensão máxima na região cervical do implante. Valores de tensões diminuíram para osso cortical quando foi aumentado o diâmetro do implante, enquanto distribuição mais efetiva das tensões em osso esponjoso ocorreu com aumento do comprimento do implante. Para implantes com diâmetro e comprimento comparáveis, valores de tensão de compressão no osso cortical foram reduzidos quando a perda da crista óssea foi considerada. Os autores concluíram que o desenho do implante, geometria da crista-óssea e local de sua colocação afetam o mecanismo de transmissão de cargas.

Fugazzotto (2008) realizou um estudo retrospectivo a fim de avaliar a taxa de sucesso dos implantes curtos em função ao longo do tempo e em situações clínicas variadas. A análise retrospectiva avaliou 2073 implantes de 6, 7, 8 e 9mm em 1774 pacientes. A taxa de sobrevida variou entre 98.1 e 99.7%. Os autores concluíram que quando usados apropriadamente, implantes de 6 a 9mm de comprimento demonstraram taxa de sobrevida em função comparável aos implantes longos.

Assunção *et al.*, em 2009, avaliaram a influência dos implantes com ou sem espiras por meio de análise bidimensional de elementos finitos. Modelos bidimensionais que reproduziram uma secção frontal do osso posterior na mandíbula desdentada com representações da coroa, implante e parafuso foram construídos. Para avaliar o efeito das espiras, foram feitos dois modelos, um com sua representação fiel e outro implante liso. A avaliação foi realizada pelo emprego do

software Ansys, com carga de 133N aplicada com ângulo de 30 graus e 2mm fora do longo-eixo do implante. Foram medidas as tensões de Von Mises. Considerando-se as análises do implante e do osso cortical, diferenças significativas nos valores de tensão foram encontradas entre os modelos. Embora os modelos apresentaram valores diferentes de tensões absolutas, qualitativamente a distribuição de tensões foi semelhante.

De Paula, em 2009, comparou a distribuição de tensões nas estruturas de suporte e protéticas em próteses fixas dento-implanto-suportadas e implanto-suportadas (grupo controle) pelo método dos elementos finitos. Um modelo laboratorial de prótese dento-implanto-suportada de 4 elementos, sendo os pilares um primeiro pré-molar inferior e o implante de 3,75x10mm, inserido na região de segundo molar inferior, foi utilizado para confecção de 8 modelos matemáticos bidimensionais de ambos os tipos de próteses. Quatro modelos eram de próteses dento-implanto-suportadas e quatro de próteses implanto-suportadas, tendo como variações o número de pânticos (prótese de 3 e 4 elementos) e diâmetro do implante distal (3,75x10mm ou 5x10mm). Todos os modelos foram submetidos ao mesmo tipo de carregamento oclusal, a qual foi de 15N e 30N para pré-molares e molares, respectivamente. As imagens, as quais foram geradas pelo software Ansys, a partir das tensões equivalentes de Von Mises, foram analisadas qualitativamente. As maiores concentrações de tensões ocorreram no implante e na interface da cortical óssea com a plataforma do implante, em todos os modelos. As próteses mais extensas tiveram tensões concentradas entre os pânticos e na face mesial do corpo do implante. As próteses fixas de menor extensão e fazendo uso de implantes de maior diâmetro apresentaram resultados mais favoráveis, sendo as tensões melhor distribuídas pelas estruturas da prótese e de suporte. Além disso, tanto as próteses dento-implanto-suportadas tal como as implanto-suportadas, apresentaram comportamento mecânico semelhantes.

Qian *et al.* (2009) investigaram as interações entre diâmetro do implante, profundidade de inserção, e ângulo de carga aplicada por meio de análise tridimensional de elementos finitos em osso mandibular. Foram criados 4 modelos, que corresponderam a 2 diâmetros de implantes e 2 profundidades de inserção. O osso mandibular foi composto de osso cortical e esponjoso. A carga foi aplicada na

superfície da coroa do implante com um máximo de 200N para todos os modelos. As direções de aplicação da carga variaram, de forma lingualizada, entre 0 e 85 graus. O aumento nos ângulos de aplicação de forças causou não só aumento nos valores de tensão, mas também piores padrões da distribuição da tensão no osso e implante. O uso de maior diâmetro dos implantes ou uma maior inserção na profundidade reduziu significativamente o valor máximo de tensão, melhorando o padrão de sua distribuição e, em particular, diminuindo a sensibilidade de tensão ao ângulo de carga. Concluiu-se que o implante com menor diâmetro, quando inserido dentro do osso mandibular de forma rasa e carregado em ângulo oblíquo, é mais desfavorável para a distribuição de tensões do que uma base do implante mais ampla, em combinação com o bom controle da profundidade de inserção.

Grant *et al.* (2009) realizaram um estudo retrospectivo de um total de 335 implantes curtos (8mm de comprimento) em 124 pacientes na área posterior de mandíbula. Dos 335 implantes, houve sucesso de osseointegração de 331 implantes. A taxa de sobrevida foi de 99% do estágio I cirúrgico até 2 anos de função. Os autores concluíram que o posicionamento de implantes curtos em área posterior de mandíbula é um tratamento previsível para pacientes com altura óssea debilitada.

Guan *et al.*, em 2009, avaliaram vários ossos e implantes pela sua influência na distribuição de tensões de Von Mises na mandíbula por meio de análise de elementos finitos. Considerou-se o módulo de Young do osso esponjoso, que varia de 1 a 4 GPa, e do osso cortical, que é entre 7 e 20 GPa. Comprimentos de implantes (7, 9, 11, 13 e 15mm), diâmetro (3.5, 4.0, 4.5, e 5.5mm), espessura do osso cortical (0.3 a 2.1mm) também foram considerados. Os resultados mostraram que o aumento do módulo de Young e diminuição da espessura do osso cortical resultam em elevadas tensões nos ossos cortical e esponjoso. O aumento do comprimento do implante dentário levou a uma maior área de contato entre o osso e implante, reduzindo assim a magnitude das tensões. Além disso, os autores afirmaram que as forças aplicadas são de grande importância com relação às tensões desenvolvidas entre osso e implante, sendo portanto de vital importância no planejamento do caso.

Ding *et al.* (2009) analisaram a distribuição de tensão ao redor do osso de

implantes de diferentes diâmetros por meio de modelo tridimensional de elementos finitos de uma mandíbula. Três modelos de mandíbula com implantes rosqueáveis de diferentes diâmetros (3.3, 4.1 e 4.8mm) foram desenvolvidos. A tensão de Von Mises e tensões na interface implante/osso foram calculados com software ANSYS quando implantes eram carregados com 150N de cargas vertical e vestibulo-lingual. Os resultados mostraram que quando os implantes eram submetidos a forças verticais, a tensão se concentrava na mesial e distal do osso cortical ao redor da porção cervical do implante. Tensões encontradas foram significativamente menores com o aumento do diâmetro do implante. Quando submetidos a forças vestibulo-linguais também se encontrou menores valores para os implantes de maior diâmetro. A diferença se mostrou estatisticamente significativa entre os implantes de diâmetro de 4.1mm e 3.3mm, porém isso não ocorreu entre 4.1mm e 4.8mm.

Ding *et al.*, também em 2009, estudaram o efeito do diâmetro e comprimento de implantes na distribuição de tensões na crista óssea alveolar. O diâmetro dos implantes usados variaram de 3.3mm a 4.8mm, e o comprimento de 6mm a 14mm. A carga aplicada foi de 150N para cada implante, já que se simulou situação de carregamento imediato. Os resultados obtidos levaram os autores a concluir que quanto maior o diâmetro e comprimento dos implantes, menores as tensões geradas na crista óssea alveolar. Além disso, as cargas oblíquas geraram maiores tensões em comparação às cargas axiais. Os autores afirmaram também que o diâmetro possui maior importância e significância na minimização das tensões com relação ao comprimento dos implantes.

Tawil e Tawil, em 2009, realizaram revisão da literatura a procura das principais questões envolvendo o uso de implantes curtos. Os autores chegaram a conclusão de que, apesar dos parâmetros protéticos desfavoráveis, resultados a longo prazo mostram que em casos de boa densidade óssea, bom controle da oclusão e parafunção, os implantes longos e curtos têm o mesmo resultado.

Barão *et al.* (2009) realizaram análise pelo método dos elementos finitos comparando a distribuição de tensões em dentaduras totais e overdentures implanto-retidas com diferentes sistemas de attachment. Foram construídos 4 modelos de mandíbula edêntula: grupo A (controle - dentadura total), grupo B (overdenture retida por 2 implantes esplintados com sistema barra-clipe), grupo C

(overdenture retida por 2 implantes não esplintados com sistema o'ring) e grupo D (overdenture retida por dois implantes esplintados com sistema barra-clipe e dois o'rings distais). A simulação foi realizada pelo software Ansys, com carregamento vertical de 100N aplicado no incisivo central. A menor tensão máxima principal (MPa) foi encontrada no grupo A, seguida pelos grupos C, D e B. A mesma tendência ocorreu para a distribuição de tensão ao osso cortical. Implantes não esplintados associados com sistema de attachment o'ring mostraram a menor tensão máxima principal entre os grupos estudados. Além disso, o sistema de attachment o'ring também melhorou a distribuição de tensão quando associado com o sistema de attachment barra-clipe.

Birdi *et al.*, em 2010, realizaram revisão da literatura com 194 pacientes que possuíam ao menos um implante de comprimento 5.7mm ou 6mm, cirurgicamente colocado entre período de 8 anos, a fim de determinar a proporção coroa-implante sobre implantes curtos, e avaliar a saúde destes implantes. Os autores concluíram que a proporção coroa-implante não afeta o sucesso dos implantes curtos.

Chou *et al.*, em 2010, avaliaram a resposta biomecânica do osso mandibular a um implante de plataforma larga e comprimento curto (WDS – 5x6mm), e um implante de plataforma estreita e comprimento longo (NDL – 3.5x10.7mm). Foi realizada análise tridimensional por elementos finitos, com força oclusal oblíqua de 100N sobre o abutment. Foram utilizadas 5 profundidades de inserção para os implantes e 2 tipos de qualidade óssea. Os autores concluíram que houve mais tensão ao redor das pontas das espiras e menor tensão no osso de dentro do sulco. Houve distribuição mais uniforme e maior da tensão ao osso periimplantar pelo implante WDS em relação ao implante NDL. Conforme aumentou-se a profundidade de inserção do implante, reduziu-se a tensão no osso periimplantar.

De Almeida *et al.*, em 2010, realizaram análise de tensões, pelo método dos elementos finitos, geradas em mandíbulas de diferentes qualidades ósseas suportando estrutura metálica pré-fabricada com 4 implantes. Após aplicação de cargas axiais e oblíquas os autores obtiveram resultados com as maiores tensões em ossos do tipo III e IV. Além disso, também concluíram que o tipo de osso não deve ser exclusivamente o único fator determinante na distribuição de tensões.

Erkmen *et al.* (2011) realizaram comparação biomecânica de implantes

retendo próteses parciais fixas com infra-estrutura de resina reforçada por fibra versus metal convencional por meio de estudo tridimensional de elementos finitos. A hipótese do estudo foi que uma infra-estrutura FRC com menor módulo flexural provém distribuição de tensões mais uniforme por todo o implante retendo as próteses parciais fixas (FPDs) do que uma infra-estrutura de metal. O objetivo dos autores foi avaliar a distribuição de tensões no osso, complexo implante-pilar e estrutura protética. Dois diferentes modelos de implantes retendo uma prótese parcial fixa de 3 elementos, composta de CoCr e porcelana (modelo M-FPD) ou FRC e compósito particulado (modelo FRC-FPD) foram utilizados. Foram simuladas cargas de 300N vertical, 150N oblíqua e 60N horizontal. Quando os modelos FRC-FPD e M-FPD foram comparados, foi achado que todas as tensões no modelo M-FPD foram maiores que para o modelo FRC-FPD, exceto para as tensões no complexo implante-pilar. Concluiu-se que os implantes suportando FRC-FPD são capazes de eliminar o excesso de tensões na interface osso-implante e manter a carga fisiológica normal ao osso circundante, portanto minimizando o risco da perda de osso peri-implantar devido à resposta de proteção à tensão.

Ogawa *et al.*, em 2010, avaliaram forças axiais e momento de flexão em implantes suportando próteses fixas com cantiliever distal (10mm) comparativamente a implantes posteriores inclinados ou curtos (7mm ao invés de 13mm) suportando próteses fixas, pelo método in vitro com extensômetros (Strain Gauge). Foram avaliadas três situações: (1) implantes distais curtos suportando cantiliever, (2) implantes distais longos inclinados e (3) ausência de implantes distais suportando cantiliever. Os resultados foram significativamente maiores na situação com cantiliever comparados com aquelas na presença de implantes distais ou curtos. Não houve diferença significativa entre as situações de implantes inclinados e implantes curtos. Os autores concluíram que o uso de implantes posteriores reduzem as forças axiais e momento de flexão nos implantes suportando próteses fixas comparativamente àquelas com cantiliever distal. Não houve diferença no carregamento mecânico entre implantes curtos e inclinados.

Okumura *et al.*, em 2010, realizaram estudo para investigar o efeito da espessura do osso cortical da maxila, design e diâmetro do implante sobre as tensões exercidas ao redor dos implantes. Um total de 12 modelos da maxila

posterior com implante foram simulados por computador através da variação da espessura da cortical alveolar óssea (1,5, 1,0, 0,5 ou 0 mm) e características do implante (implante cilíndrico de 4,1 mm de diâmetro, implantes rosqueáveis de 4,1 mm ou 4,8 mm de diâmetro). Em cada implante, as forças foram aplicadas separadamente axialmente (100N) e vestibulo-lingual (50N), e as tensões de Von Mises foram calculadas. Resultados mostraram que independentemente da direção da carga, design e diâmetro do implante, tensões do osso cortical e esponjoso aumentaram com a diminuição da espessura da crista óssea cortical. Na ausência de crista óssea cortical, as tensões ao osso esponjoso foram as mais elevadas, e sob carga axial, tais tensões foram transferidas para o assoalho do seio. O desenho e diâmetro do implante influenciaram em menor grau a geração das tensões, especialmente sob cargas vestibulo-linguais e na presença de crista óssea cortical. Concluiu-se que do ponto de vista biomecânico, para se ter sucesso com implantes na maxila posterior é necessária avaliação criteriosa quanto à presença de osso cortical, sua espessura e o tratamento do implante deve ser cauteloso quanto às cargas oclusais de forma progressiva.

Raviv *et al.*, em 2010, realizaram revisão da literatura a respeito do uso de implantes curtos, considerando na discussão fatores envolvidos em sua biomecânica. Os autores concluíram que tais implantes se configuram como boa opção de tratamento, sendo uma boa alternativa em relação ao enxerto ósseo.

Teixeira *et al.* (2010) avaliaram a tensão ao osso cortical em torno de implantes dentários de corpo único apoiando dentadura mandibular total fixa com sistema de esplintagem rígida (Neopronto System-Neodent) ou semi-rígida (Barra Distal System-Neodent). Os níveis de tensão nos vários componentes do sistema foram analisados por meio de análise de elementos finitos. Simulação de carga oclusal axial e oblíqua foi realizada, aplicada no último elemento do cantilever. Os resultados mostraram que a esplintagem de implante semi-rígido gerou tensão de von Mises mais baixa no osso cortical sob carga axial. A esplintagem de implante rígido gerou tensão de Von Mises mais alta no osso cortical sob carga oblíqua. Concluiu-se que o uso de sistema semi-rígido para reabilitação de mandíbulas desdentadas por meio de dentadura fixa completa apoiada por implante é recomendado, já que reduz a concentração de tensão no osso cortical.

Conseqüentemente, o nível do osso é mais bem preservado e a sobrevivência do implante é melhorada. Não obstante, para ambas as situações, a integridade do osso cortical foi garantida, já que os resultados do nível máximo de tensão foram mais baixos que aqueles apontados na literatura como sendo prejudiciais. O limite máximo de tensão para o osso cortical (167 MPa) representa o limiar entre o estado plástico e elástico para um dado material. No osso cortical, isso representa o começo da reabsorção do osso e/ou processos de remodelagem, os quais, de acordo com a simulação deste estudo, não ocorreriam.

Anitua *et al.* (2010) avaliaram a influência do comprimento, diâmetro, e geometria do implante na distribuição de tensões no osso. Modelos tridimensionais de implantes dentários foram criados para os estudos. Uma força de 150N foi aplicada num ângulo de 30 graus. Os diâmetros foram de 2.5, 3.3, 3.75, 4.0, 4.5 e 5.0mm. Os comprimentos foram 8.5, 10.0, 11.5, 13.0 e 15.0mm. Resultados mostraram que o efeito do diâmetro dos implantes na distribuição da tensão no osso foi mais significativa do que seu comprimento ou geometria. A tensão máxima esteve localizada ao redor do pescoço do implante, e a área de tensão mais considerável esteve no osso adjacente às primeiras 6 espiras do implante. Baseado nesses estudos de elementos finitos, o uso de implantes maiores são melhores para se dissipar as forças e assim reduzir a tensão ao osso circundante do implante. Além disso, o uso de implantes curtos e longos pode ser uma alternativa razoável para locais limitados em altura do rebordo residual.

Assunção *et al.*, em 2010, utilizaram análise pelo método dos elementos finitos bidimensional avaliando a melhor combinação para a superestrutura em prótese implanto-suportada unitária com diferentes padrões de desajuste. O estudo foi dividido em dois grupos: A (controle – próteses com adaptação precisa ao implante) e B (próteses com desajuste angular unilateral de 100µm. Cada grupo foi dividido em 5 subgrupos de acordo com diferentes materiais para compor a infraestrutura (liga de ouro, titânio e zircônia) e material de recobrimento (porcelana e resina composta modificada). A simulação foi realizada no software Ansys com aplicação de 133N de carga e 30° de inclinação 2mm fora do eixo no lado oposto ao desajuste existente. A presença de desajuste angular unilateral (grupo B) houve o aumento da tensão de Von Mises no implante (40%) e parafuso de retenção (7%)

em comparação ao grupo A. A combinação de porcelana/titânio e porcelana/zircônia mostrou melhor distribuição das tensões. A liga de ouro para infra-estrutura não mostrou diferença estatisticamente significativa nos valores de tensão para os dois materiais de recobrimento em todos os grupos. Do ponto de vista biomecânico, materiais com alto módulo de elasticidade são mais adequados para comporem as superestruturas de próteses sobre implantes.

Nissan *et al.* (2010) constataram que na literatura há uma grande controvérsia com relação à opção em se esplintar ou não as próteses implanto-suportadas a fim de se diminuir as tensões geradas. Seguindo este contexto, os autores analisaram, por meio de strain gauges e análise fotoelástica, a transferência de cargas e distribuição de tensões em próteses sobre implantes do tipo cimentadas esplintadas ou não. Os resultados, por meio dos strain gauges posicionados na cervical dos implantes, mostraram valores de tensão significativamente maiores para as próteses esplintadas comparativamente às próteses não-esplintadas. Já posicionando os strain gauges nas margens das próteses, houve mais tensão para as próteses não-esplintadas. Os autores concluíram que o conceito de que esplintagem das próteses implanto-suportadas diminua as tensões deve ser revisto, e que a relevância clínica destes achados necessita de maiores estudos.

Sánchez-Garcés *et al.* (2010) avaliaram o desempenho de implantes curtos em pacientes com severa reabsorção alveolar. A revisão envolveu 273 implantes medindo 10mm ou menos, sendo acompanhados por em média 81 meses. Houve um total de 20 falhas (7.33%) com uma sobrevida global dos implantes de 92.67%. A taxa de sobrevida dos implantes com 10mm foi de 92.82%, e dos implantes com menos de 10mm foi de 92.5%. Os autores concluíram que implantes curtos configuram uma boa opção de tratamento para pacientes com severa reabsorção alveolar.

Tabata *et al.* (2010) avaliaram o comportamento de implantes de plataforma regular e plataforma switch em relação à dissipação de tensões por meio de análise de elementos finitos bidimensional. Foi aplicada uma carga de 100N nos modelos e utilizou-se o software Ansys para análises. Os autores observaram uma melhor dissipação das tensões quando utilizado o implante de plataforma switch (34MPa para o osso e 649MPa para o implante) do que no implante de plataforma regular

(159MPa para o osso e 1610MPa para o implante). Concluiu-se que o implante de plataforma switch apresentou melhor comportamento biomecânico em relação à distribuição das tensões no implante e, especialmente, no tecido ósseo (80% menos). No entanto, tanto na coroa como no parafuso de retenção, observou-se aumento na concentração de tensão para o implante de plataforma switch.

Tabata *et al.*, ainda em 2010, também estudaram por meio de análise pelo método dos elementos finitos comparação entre implantes unidos e individuais na distribuição de tensão em osso mandibular suportando overdenture. Foram construídos dois modelos usando o software Ansys para duas situações: sistema barra-clipe usando dois implantes conectados; sistema o'ring suportado por dois implantes separados. Ambas as situações simulou mandíbula desdentada suportando overdenture, com carga de 100N. Os resultados mostraram menor tensão máxima principal para o sistema barra-clipe do que para o sistema o'ring. Os autores concluíram que o sistema barra-clipe foi mais favorável na distribuição de tensões aos tecidos de suporte peri-implantares.

3. Proposição

Este estudo teve como objetivo geral avaliar o desempenho biomecânico de próteses metalocerâmicas, parafusadas e unitárias, sobre implantes cone Morse curtos posicionados em área posterior de mandíbula, por meio de análise dos elementos finitos, qualitativa e quantitativa, das tensões geradas nos implantes, componentes e na interface dos implantes e osso.

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar a distribuição de tensões em diferentes associações de implantes curtos e convencionais, tanto nos implantes e componentes como no osso;
- Avaliar a influência da dimensão das coroas associada aos implantes curtos sobre a distribuição de tensão nas estruturas circunjacentes.

4. Material e Métodos

4.1. Implantes e respectivos componentes

Foram utilizados implantes de conexão tipo cone Morse com diâmetro único de 4.0mm, variando-se apenas seus comprimentos, a fim de não criar outras variáveis, avaliando apenas a correlação entre comprimento dos implantes e dimensão das próteses sobre os implantes. Assim sendo, os implantes da marca Neodent, tiveram as seguintes configurações: 4.0x13.0mm (Titamax CM Cortical – Neodent – Curitiba - Brasil) e 4.0x11.0mm (Titamax CM Cortical – Neodent – Curitiba - Brasil) – regulares, e 4.0x5.0mm (Titamax WS Cortical – Neodent – Curitiba - Brasil) - curtos, todos de superfície porosa e cilíndricos. Apenas os implantes de comprimento 13.0mm e 11.0mm usados neste estudo apresentam dupla rosca, pré-determinada pelo fabricante. Os pilares/componentes foram de 3.5mm de altura para os implantes de 13.0mm e 11.0mm (já que tais implantes foram posicionados 2mm infra-ósseo como recomendado pelo fabricante) e de 0.8mm de altura para os implantes de 5.0mm (Figura 1). Também foi usado cilindro calcinável GT anti-rotacional (Neodent – Curitiba – Brasil). As próteses sobre implantes foram projetadas de forma a serem elementos individuais e parafusadas.

Figura 1: pilares posicionados com respectivos implantes

Estão apresentados na Tabela 1 os implantes usados e seus respectivos componentes, assim como suas medidas.

Tabela 1: Tipos e medidas dos implantes e respectivos componentes

Implantes cone Morse	Diâmetro (mm)	Compri- mento (mm)	Pilar (mm)		Cilindro de sobrefundição	Marca comercial
			Altura	Diâmetro		
Comprimento regular (Titamax CM Cortical)	4	13	Pilar CM 3.5	2.54	Pilar anti- rotacional (Cilindro GT Calcinável)	Neodent
		11				
Comprimento curto (Titamax WS Cortical)		5	Pilar WS 0.8	2.96		

Foi realizada a aferição de todas as medidas dos implantes e seus respectivos componentes por meio do Projetor de Perfil Modelo 6C (Nikon – Kanagawa, Japão) e do Estéreo microscópio (Leica Modelo S8AP0). As imagens obtidas pelo Projetor de Perfil possuíam aumento de 10x (Figura 2).

Figura 2: A- Projetor de Perfil Modelo 6C (Nikon – Kanagawa, Japão), B- Estéreo microscópio (Leica Modelo S8AP0), C- Imagem de dois implantes e respectivos pilares/componentes e cilindros calcináveis posicionados em aumento de 10x para serem feitas as medições

A reprodução gráfica dos modelos de todos os elementos protéticos necessários para este estudo, assim como bloco ósseo em que foram inseridos, foi realizada por meio do programa CAD SolidWorks2006 (SolidWorks Corporation, Massachusetts, EUA).

Os modelos desenhados foram exportados para o programa AnsysWorkbench10.0 (Swanson, Analysis Systems, Inc., Houston, USA), no qual realizou-se as simulações pelo método dos elementos finitos. Por intermédio deste programa foi gerada a malha de elementos finitos e também se definiram todas as propriedades específicas de cada estrutura envolvida nas simulações (Módulo de Elasticidade/Young e Coeficiente de Poisson).

4.2. Geometria das estruturas: osso e estruturas adjacentes, dente natural e prótese sobre implante

Para o presente estudo foi representado o segmento posterior da hemi-arcada esquerda mandibular, com extremidade livre, envolvendo o dente 34 adjacente ao espaço anodôntico. As dimensões de todos os elementos e estruturas relativas ao estudo, como medidas médias méso-distais, vestibulo-linguais e gengivo-oclusais das coroas das próteses sobre implantes e do dente, espessuras de osso cortical, ligamento periodontal e fibromucosa (Tabelas 2 e 3) foram baseadas em estudos específicos e relatos na literatura (Eskitascioglu *et al.*, 2004; Madeira, 2005; Guan *et al.*, 2009).

As medidas gengivo-oclusais das próteses sobre implantes variaram em cada modelo de acordo com o posicionamento de seus respectivos implantes no desnível ósseo, o qual foi fixado em 4mm no sentido vertical. Tais proporções aumentadas das próteses sobre implantes, a fim de se manter o plano oclusal, partiram de um tamanho médio padrão considerado normal (Tabela 3). Tais valores serviram de referência para que se iniciasse a construção do modelo sem desnível, e, posteriormente, a construção dos modelos com desníveis.

Tabela 2: Estruturas de suporte e respectivas espessuras adotadas (mm)

Estrutura	Dimensão
Osso cortical	2.0
Ligamento periodontal	0.25
Fibromucosa	2.0

Tabela 3: Valores médios dos dentes em suas dimensões normais (mm)

Dentes	Distância M-D	Distância V-L	Altura da coroa	Raiz
34	7.0	8.0	9.0	16.0
35	7.0	8.0	9.0	-
36	10.0	9.0	8.0	-
37	10.0	9.0	8.0	-

4.3. Grupos experimentais

Foram estudadas quatro situações (Tabela 4):

- **Grupo controle:** rebordo residual sem desnível ósseo, com 3 implantes de 11mm de comprimento nas regiões do 35, 36 e 37 (Figura 3).
- **Grupo 1:** desnível ósseo na região de ausência do dente 37, com 1 implante de 13mm na região do 35, 1 implante de 11mm na região do 36 e 1 implante de 5mm na região do 37 (Figura 4).
- **Grupo 2:** desnível ósseo na região de ausência dos dentes 36 e 37, com 1 implante de 11mm na região do 35 e 2 implantes de 5mm na região do 36 e 37 (Figura 5).
- **Grupo 3:** desnível ósseo na região de ausência dos dentes 35, 36 e 37, com 3 implantes de 5mm nas regiões do 35, 36 e 37 (Figura 6).

Tabela 4: Grupos experimentais e respectivas descrições

Grupos experimentais	Hemi-arcada mandibular esquerda			
	34	35	36	37
	Dente	Implante (mm)		
Grupo controle		4 x 11	4 x 11	4 x 11
Grupo 1		4 x 13		
Grupo 2		4 x 11	4 x 5	4 x 5
Grupo 3		4 x 5

Figura 3: Grupo controle, **A-** Modelo sem desnível, **B-** estruturas fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso ocultas

Figura 4: Grupo 1, **A-** Modelo com desnível 1, **B:** estruturas fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso ocultas

Figura 5: Grupo 2, **A-** Modelo com desnível 2, **B:** estruturas fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso ocultadas

Figura 6: Grupo 3, **A-** Modelo com desnível 3, **B:** estruturas fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso ocultadas

4.4. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos: obtenção dos modelos experimentais

Para a obtenção de um modelo experimental por meio do MEF é necessário definir o objeto de pesquisa, que poderá ser qualquer estrutura dento-maxilo-facial. No primeiro passo, define-se a geometria da estrutura que se deseja analisar. O objeto é desenhado graficamente em um programa de computador específico, como por exemplo, o SolidWorks (SolidWorks Corporation, Massachussetts, EUA). Posteriormente, a estrutura criada é discretizada em pequenos elementos denominados elementos finitos em um programa específico para o MEF, como por exemplo, o Ansys Workbench (Swanson, Analysis Systems, Inc., Houston, USA).

Os elementos representam coordenadas no espaço e podem assumir

diversos formatos, sendo que os tetraédricos, pentaédricos e hexaédricos são os mais comuns para análises tridimensionais. Quanto maior o número de elementos mais refinado e, conseqüentemente, mais preciso será o modelo (Middleton *et al.*, 1990).

Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, ou nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Por meio dos nós as informações são passadas entre os elementos. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço. Este deslocamento pode ser descrito em três dimensões espaciais (X, Y e Z), que é o caso deste estudo, que se compõe de modelos tridimensionais, ou duas direções (X e Y) em modelos bidimensionais.

Modelos tridimensionais possuem vantagens sobre os bidimensionais, uma vez que no primeiro é possível analisar de maneira mais detalhada e realista as estruturas dento-maxilo-faciais, já que a irregularidade dos dentes humanos, as cargas aplicadas sobre estes, a distribuição de tensões e deslocamentos sobre as várias estruturas que compõem o dente, como esmalte, dentina e polpa, possuem melhor avaliação de seus resultados usando-se os três planos do espaço (Rubin *et al.*, 1983).

Os modelos virtuais tridimensionais construídos no software SolidWorks2006 (SolidWorks Corporation, Massachussetts, EUA) foram exportados para o software de análise por elementos finitos AnsysWorkbench10.0 (Swanson, Analysis Systems, Inc., Houston, USA) e então gerou-se a malha de elementos finitos sobre eles (Figura 7).

Figura 7: Grupo controle com a malha de elementos finitos gerada no software específico, **A-** Modelo sem desnível com todas as estruturas, **B-** Modelo sem desnível e estruturas fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso ocultadas

O próximo passo foi a determinação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte dos modelos (Módulo de Elasticidade/Young e Coeficiente de Poisson). Esta etapa é muito importante para se obter fidelidade dos resultados, uma vez que as características de cada estrutura do modelo influenciarão o comportamento das respostas às aplicações das forças. Característica de fundamental importância é o comportamento dos materiais frente a uma deformação. É justamente por tal motivo que, no momento da construção de cada estrutura usada no estudo é imperativo que os projetos sejam realizados de forma separadamente, ou seja, no caso, por exemplo, de uma coroa sobre implante metalocerâmica, deve-se desenhar as estruturas independentes uma das outras (coping, cerâmica de cobertura e resina para preenchimento da cavidade do parafuso), no entanto, de forma que possuam encaixes perfeitos, a fim de se tornar possível suas junções (Figura 8).

Figura 8: Grupo controle com coroas metalocerâmicas sobre implantes e dente 34, **A-** Modelo com todas suas estruturas aparentes, **B-** Modelo sem resina para preenchimento da cavidade do parafuso e dente 34 sem esmalte, **C-** Modelo dos copings sob a estrutura de recobrimento e dente 34 sem esmalte e sem dentina, apenas com a polpa exposta.

Além destas propriedades, os materiais podem ser considerados como isotrópicos, anisotrópicos ou ortotrópicos. Um material isotrópico significa que suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural; em um material ortotrópico, suas propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferentes em uma terceira, enquanto em um material anisotrópico, as propriedades diferem em todas as direções. Neste estudo, os modelos foram considerados isotrópicos, já que não é possível definir em quais áreas poderia haver mudança nas características de cada material, e em qual valor ele se apresentaria (Lotti *et al.*, 2006).

O Coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as

deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial, e o Módulo de Elasticidade/Young representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material (Lotti *et al.*, 2006). A tabela 5 ilustra os valores destas propriedades nas principais estruturas. Importante destacar que existe na literatura uma gama variada e diversa de valores referidos, porém sempre variando dentro de um padrão, os quais foram reproduzidos abaixo. Para este estudo optou-se em adotar os valores que possuísem as referências mais antigas e, de preferência, dos mesmos autores.

Tabela 5: Valores das propriedades mecânicas referentes a cada estrutura

Estrutura	Módulo de Elasticidade/Young (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Polpa	2.07	0.45	Rubin <i>et al.</i> , 1983
Dentina	18600	0.31	Ko <i>et al.</i> , 1992
Esmalte	41000	0.30	Rubin <i>et al.</i> , 1983; Ko <i>et al.</i> , 1992
Ligamento periodontal	68.9	0.45	Ko <i>et al.</i> , 1992; Reinhardt <i>et al.</i> , 1983;
Osso trabecular	1370	0.30	Ko <i>et al.</i> , 1992; Sertgoz, 1997
Osso cortical	13700	0.30	Ko <i>et al.</i> , 1992; Papavasiliou <i>et al.</i> , 1996; Assif <i>et al.</i> , 1996
Mucosa	19.6	0.30	Ko <i>et al.</i> , 1992; Reinhardt <i>et al.</i> , 1983
Implante (Ti)	110000	0.35	Çiftçi e Canay, 2000; Pierrisnard <i>et al.</i> , 2003; Monteith, 1993;
Estrutura de CoCr	218000	0.33	Anusavice, 2003; Craig, 1997
Resina	7.000	0.2	Craig, 1997
Porcelana feldspática	82800	0.35	Sertgoz, 1997

4.5. Carregamento

Após a determinação de todas as propriedades, as cargas foram aplicadas e foi realizada a análise dos resultados.

O carregamento de forças foi realizado nas pontas de cúspides vestibulares e pontos referentes aos fundos de sulcos das próteses sobre implante e dentes, tanto nos molares como nos pré-molares, em todos os modelos, no sentido vertical e horizontal, gerando como resultantes forças oblíquas no sentido línguo-vestibular, já que as cúspides cêntricas superiores, em contato cêntrico, realizam tal atuação sobre os dentes inferiores. Foram usadas forças oclusais de aproximadamente 365N e 200N em cada molar e pré-molar, respectivamente, sendo esta força oclusal distribuída em pontos os mais próximos de uma oclusão dita como fisiológica e bem equilibrada (Tabela 6 e Figura 9). Foram utilizadas as médias dos valores das cargas oclusais baseadas em estudos encontrados na literatura, os quais apresentaram grande variância em seus valores, porém dentro de um padrão fisiológico de oscilação (Shillingburg *et al.*, 1997; Sahin *et al.*, 2002; Morneburg e Proschel, 2002; Raadsheer *et al.*, 2004; Cosme *et al.*, 2005; Isidor, 2006).

Tabela 6: Forças oclusais e suas direções nos respectivos elementos

ELEMENTO / EIXO	Vertical	Horizontal	CARGA TOTAL
Molar	<ul style="list-style-type: none"> • Ponta de cúspide: 70N • Fundo de sulco: 70N 	<ul style="list-style-type: none"> • Ponta de cúspide: 20N • Fundo de sulco: 20N 	364N
Pré-molar	<ul style="list-style-type: none"> • Ponta de cúspide: 60N • Fundo de sulco: 40N 	<ul style="list-style-type: none"> • Ponta de cúspide: 20N • Fundo de sulco: 20N 	198N

Figura 9: **A-** Desenho esquemático da hemi-arcada inferior esquerda com pontos de contato em relação cêntrica (Shillingburg *et al.*, 1997), **B-** Grupo controle em vista oclusal, **C-** Grupo controle com intensidades e direções das cargas aplicadas

5. Resultados

O comportamento de cada um dos elementos é descrito por funções algébricas, em que os achados representam a distribuição das tensões e possíveis deformações dos modelos.

A visualização dos resultados é feita por uma escala de cores, em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas (Figura 10A). Desta forma, pode-se detectar como ocorreu o deslocamento da estrutura estudada, o tipo de movimento realizado por esta, qual região se deslocou em maior magnitude, ou como as tensões se distribuíram sobre as estruturas analisadas (dentes, implantes, componentes, ossos, ligamento periodontal ou qualquer outro objeto de análise) nas três direções do espaço (X, Y e Z).

Foi avaliada a tensão equivalente de Von Mises (TEVM), a qual representa a média das tensões em todas as direções, nos diferentes grupos. Foram realizadas comparações qualitativas e quantitativas entre os diferentes modelos, por meio da padronização das escalas, avaliando as tensões nos ossos cortical e esponjoso, e na interface implante e osso, avaliando as tensões nos implantes e respectivos componentes.

5.1. Tensão equivalente de Von Mises: implantes e componentes

Os resultados obtidos para a análise de tensões na superfície externa dos implantes e respectivos componentes estão apresentados na figura 10, sendo possível observá-los por meio de duas angulações das faces principais: vestibular e lingual. De acordo com os resultados obtidos foram confeccionados gráficos expressando as médias das áreas com maior concentração de tensão (Gráfico 1).

Figura 10: Visualização das TEVM, **A-** Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa), pela face vestibular, **B-** Grupo controle, **C-** Grupo 1, **D-** Grupo 2, **E-** Grupo 3, e pela face lingual, **F-** Grupo controle, **G-** Grupo 1, **H-** Grupo 2, **I-** Grupo 3

B

Gráfico 1: TEVM médias na superfície externa, **A-** dos componentes protéticos, **B-** dos implantes

Para os pilares de 3.5mm de altura, houve 40% mais tensão na face vestibular do que na face lingual. Para os pilares de 0.8mm de altura, houve 71% mais tensão na face vestibular do que na face lingual. Houve 17% mais tensão nos pilares de 3.5mm de altura do que para os pilares de 0.8mm de altura (Gráfico 1A).

Para os implantes de 13mm de comprimento, houve 39% mais tensão na face vestibular do que na face lingual. Para os implantes de 11mm e 5mm de comprimento, houve equivalência nas tensões das faces vestibular e lingual, para cada implante. No entanto, a área de dissipação dessas tensões foi maior na face vestibular. Houve 28% mais tensão nos implantes de 5mm de comprimento do que nos implantes de 13mm e 11mm de comprimento (Gráfico 1B).

Para as análises de valores percentuais das distribuições de tensão entre pilares e implantes, foi considerada a face vestibular, já que é ela que apresenta maior relevância nas diferenças dos resultados obtidos, além de estar no direcionamento oblíquo das cargas aplicadas.

5.2. Tensão equivalente de Von Mises: ossos

Os resultados referentes aos ossos podem ser visualizados de suas superfícies externas ou internas, sendo que para tal foi realizado um corte sagital como mostrado na figura 11.

Figura 11: Grupo 1 com a malha de elementos finitos gerada e corte sagital para visualização das tensões internas.

Os resultados obtidos para a análise de tensões nos ossos cortical e esponjoso estão apresentados nas figuras de 12 a 15. De acordo com os resultados obtidos foram confeccionados gráficos expressando as médias das áreas com maior concentração de tensão para cada implante em cada tipo de osso, cortical e esponjoso (Gráfico 2). As linhas vermelhas presentes nos gráficos representam valores médios de tensões máximas suportadas pelos ossos cortical e esponjoso conforme relatos na literatura, girando em torno de 140 MPa para osso cortical, e 10 MPa para osso esponjoso.

Figura 12: Visualização das TEVM do osso cortical internamente, **A-** Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa), do lado vestibular, **B-** Grupo controle, **C-** Grupo 1, **D-** Grupo 2, **E-** Grupo 3, e do lado lingual, **F-** Grupo controle, **G-** Grupo 1, **H-** Grupo 2, **I-** Grupo 3

Figura 13: Visualização das TEVM do osso cortical externamente, **A-** Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa), do lado vestibular, **B-** Grupo controle, **C-** Grupo 1, **D-** Grupo 2, **E-** Grupo 3, e do lado lingual, **F-** Grupo controle, **G-** Grupo 1, **H-** Grupo 2, **I-** Grupo 3

Figura 14: Visualização das TEVM do osso esponjoso internamente, **A-** Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa), do lado vestibular, **B-** Grupo controle, **C-** Grupo 1, **D-** Grupo 2, **E-** Grupo 3, e do lado lingual, **F-** Grupo controle, **G-** Grupo 1, **H-** Grupo 2, **I-** Grupo 3

Figura 15: Visualização das TEVM do osso esponjoso externamente, **A-** Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa), do lado vestibular, **B-** Grupo controle, **C-** Grupo 1, **D-** Grupo 2, **E-** Grupo 3, e do lado lingual, **F-** Grupo controle, **G-** Grupo 1, **H-** Grupo 2, **I-** Grupo 3

Gráfico 2: TEVM médias, **A-** no osso cortical, **B-** no osso esponjoso. As linhas vermelhas representam valores médios de tensões máximas suportadas pelos ossos cortical e esponjoso

No osso cortical, as TEVM geradas para os implantes de 13mm e 11mm de comprimento foram em torno de 40 MPa. As TEVM geradas para os implantes de 5mm de comprimento foram em torno de 60 MPa. Houve 50% mais tensão no osso cortical para os implantes curtos (Figuras 12 e 13 e Gráfico 2A).

No osso esponjoso, as TEVM geradas para os implantes de 13mm e 11mm de comprimento foram em torno de 5 MPa. As TEVM geradas para os implantes de 5mm de comprimento foram em torno de 9 MPa. Houve 80% mais tensão no osso esponjoso para os implantes curtos (Figuras 14 e 15 e Gráfico 2B).

Para as análises de valores percentuais das distribuições de tensão em ossos, foi considerada a face vestibular, já que é ela que apresenta maior relevância nas diferenças dos resultados obtidos, além de estar no direcionamento oblíquo das cargas aplicadas.

6. Discussão

O uso do MEF é cada vez mais crescente na área da saúde, mas para tal é necessário o envolvimento de engenheiros com conhecimentos sobre o método juntamente com profissionais da área em estudo (Macedo, 2009).

Uma das principais vantagens no uso do MEF consiste no fato de se poder controlar qualquer variável relacionada ao experimento, facilitando a análise dos resultados. Outro fator importante para a correta execução desta metodologia é a necessidade da interação entre profissionais de diferentes áreas do saber principalmente da engenharia e da saúde para que juntos possam colocar em prática as idéias e obter resultados corretos, coerentes e válidos.

A análise pelo MEF usada neste trabalho teve a aproximação da área da odontologia na busca de respostas que envolvem o sistema biológico (rebordo residual e dente natural) e o mecânico (próteses sobre implantes) e, da engenharia (sistemas de modelagem). No entanto, segundo Oliveira e Januário (2007) alguns dos fatores podem conduzir a imprecisões dos resultados, dentre eles tem-se: a variabilidade inerente aos processos biomecânicos, como por exemplo variações de tamanho ou forma do objeto de pesquisa ou de características mecânicas dos materiais; simplificações para a adoção de um determinado modelo matemático e a divisão de estruturas complexas em várias formas geométricas, levando à perda de alguns detalhes. A omissão ou má interpretação de aspectos importantes do comportamento físico do material, erros do programa de computador não checados devidamente, utilização de programas inapropriados e/ou de informações incorretas, obtenção de uma malha muito simplificada e uso de um elemento inadequado também poderiam representar falhas significativas no uso indevido do MEF.

Entretanto, os achados deste tipo de estudo permitem melhor entendimento sobre as potenciais localizações de concentração de tensões (Tawil e Tawil, 2009). Pesquisas clínicas de acompanhamento longitudinal são indispensáveis a fim de se determinar as influências e conseqüências das tensões observadas nos implantes, pilares e estruturas adjacentes. Além disso, estudos clínicos concomitantes aos elementos finitos com intuito de comparação dos resultados obtidos e até mesmo validação do método utilizado é de grande importância e valia, tal como realizado por Barbier *et al.* (1998).

Uma das grandes dificuldades na realização deste trabalho foi a confecção

dos desenhos corretamente com todas as características, já que os implantes são diferentes, assim como as próteses sobre implantes e configurações ósseas. No entanto, com o tempo e o uso contínuo do programa de projeto e desenho gráfico foi possível uma efetiva melhora na curva de aprendizagem, e isso refletiu claramente na qualidade final dos modelos tridimensionais e, conseqüentemente, nos resultados obtidos.

Outra dificuldade bastante relevante foi a exportação dos modelos do programa de CAD SolidWorks para o programa de simulação e análises AnsysWorkbench, seguida da geração da malha de elementos finitos. Por se tratar de modelos bastante complexos foi encontrada, inicialmente, certa dificuldade na seleção dos elementos para correta reprodução dos modelos matemáticos, o que posteriormente foi solucionado realizando alguns rearranjos das estruturas dos desenhos para melhor acomodação dos elementos e suas interações.

Todas as propriedades dos materiais usados neste estudo foram assumidas como sendo isotrópicas. Além disso, o modelo referente ao osso esponjoso foi confeccionado como sendo um sólido, ou seja, material isotrópico sem porosidade. Isto vai de encontro ao estudo de Akagawa et al. (2003), no qual obtiveram resultados diferentes nas tensões de Von Mises em que utilizaram dois diferentes modelos, sendo um deles reproduzindo o trabeculado do osso esponjoso, e o outro modelo com tal estrutura de forma convencional/controle. No entanto, no estudo os autores consideram, no modelo com tal trabeculado, a existência de espaços “vazios” no osso esponjoso, o que talvez não reproduza totalmente a realidade “*in vivo*”, já que tais trabeculados não se encontram vazios. Ou seja, na ânsia de se tentar sanar um problema com relação à metodologia, construindo um modelo que seria mais fiel, pode-se cometer outros erros que levam à outras falhas na solução e obtenção dos resultados. Já O’Mahony et al. (2001), trabalhando com modelos isotrópicos e anisotrópicos, obtiveram resultados e diferenças significativamente relevantes entre ambos os modelos, porém de forma bastante sutil.

No presente estudo a interface de contato entre implante e osso foi modelada como sendo de 100%, visando aproximá-lo ao que ocorre em modelos fotoelásticos. No entanto, sabe-se que o contato efetivo entre osso e implante gira em torno de 30% a 70% (Tabata et al., 2010).

6.1. Análise da tensão equivalente de Von Mises: implantes e componentes

A partir das simulações obtidas pode-se observar a maior concentração de tensão na face vestibular dos modelos, tanto para os implantes como para os pilares, como era esperado, já que as cargas oblíquas foram aplicadas nesta direção (Falcón-Antenucci *et al.*, 2008). Tal fato também levou a maior dissipação das tensões pelas espiras nos implantes de 13mm e 11mm de comprimento na face vestibular (décima espira, na média) do que na face lingual (quinta espira, na média). Implantes de 5mm de comprimento tiveram as tensões dissipadas praticamente até o ápice dos implantes em ambas as faces (Figura 12 e Gráfico 1).

Isso sugere que o tamanho aumentado das coroas, juntamente do menor comprimento dos implantes, cause maiores tensões em toda sua área. Entretanto, o diâmetro de 4mm foi capaz de prover efetiva e adequada distribuição das tensões na superfície dos implantes. Isso também tem sido verificado e demonstrado em outros estudos *in vivo*, em que autores tem obtido bons resultados clínicos com o uso de implantes de comprimento inferior a 10mm (Tawil *et al.*, 2006; Fugazzotto, 2008; Anitua e Orive, 2010; Raviv *et al.*, 2010; Sánchez-Garcés *et al.*, 2010).

Implantes de 13mm e 11mm de comprimento apresentaram tensões concentradas nos pilares de forma mais intensa do que os pilares dos implantes de 5mm de comprimento; isso pode ter ocorrido devido à maior área de secção transversal dos pilares de 0.8mm de altura (Tabela 1), além de sua menor altura comparativamente aos pilares de 3.5mm de altura, conseqüentemente gerando menor braço de alavanca. Além disso, assim como nos implantes, tais tensões se apresentaram com maiores valores na face vestibular, na direção da carga oblíqua (Figura 12 e Gráfico 1).

Os implantes curtos posicionados mais distalmente mostraram maiores tensões, estando eles com ou sem implantes mais longos na área mesial; dois principais fatores podem ser causadores de tal ocorrência: a ausência de ponto de contato posterior, e aliado a isso, a maior dimensão da coroa do molar comparada à do pré-molar. Acredita-se que havendo contatos proximais de ambos os lados ocorra melhor estabilização e contenção de forças não-axiais, gerando menor tensão nos

implantes e pilares. Pode-se também sugerir que o maior dimensionamento das coroas, tanto vertical como horizontalmente, cause mais tensão nos implantes (Figura 12).

As tensões observadas na plataforma dos implantes de 5mm, os quais foram posicionados ao nível do osso cortical, apresentaram-se maiores comparativamente às dos implantes de 13mm e 11mm de comprimento, os quais foram posicionados 2mm infra-ósseo, ao nível do osso esponjoso. Além disso, devido ao fato do implante de 5mm de comprimento possuir o respectivo pilar mais espesso do que o pilar dos implantes mais longos (Tabela 1), gerou-se para um mesmo diâmetro dos implantes a necessidade de uma parede mais fina ao implante de 5mm. Assim, houve uma predisposição em acumular maiores tensões na região cervical do implante curto.

6.2. Análise da tensão equivalente de Von Mises: ossos

Com relação ao osso, existem diversos estudos na literatura em que os autores descrevem valores de propriedades de tensão, compressão e torcionais de ossos cortical e esponjoso comuns (Athanasίου *et al.*, 2000). Tais informações possuem discrepâncias em seus valores devido às características biológicas inerentes de cada osso e em cada indivíduo (Dempster e Liddicoat, 1952; McElhaney, 1966; Ascenzi e Bonucci, 1967; Schoenfeld *et al.*, 1974; Townsend *et al.*, 1975; Townsend *et al.*, 1975; Martens *et al.*, 1983; Jensen *et al.*, 1991). Para o presente estudo foram feitas as médias dos valores encontrados na literatura, a fim de representar o limite entre deformação elástica e plástica dos ossos (linha vermelha no Gráfico 2), a qual representaria o início de uma provável lesão óssea, de forma irreversível, a qual poderia se traduzir no fenômeno da reabsorção ou atrofia óssea (Pilliar *et al.*, 1991; Geng *et al.*, 2001).

Foram encontradas menores tensões no osso esponjoso comparativamente ao osso cortical (Figuras 12 e 14 e Gráfico 2). Estudos pregressos mostram a tendência em se concentrar maiores valores de tensão no osso cortical (Weinberg e Kruger, 1995; Rubo e Souza, 2008). Isso mostra que, entre outros fatores, a característica inerente ao osso cortical, o qual possui maior módulo de elasticidade

comparado ao osso esponjoso, o predispõe a concentrar maiores valores de tensão. No entanto, tal concentração de tensão não se faz prejudicial, já que o maior módulo de elasticidade é justamente o causador biomecânico deste fenômeno. É preferível que se concentre mais tensão cervical ao implante no osso cortical, porém havendo sua estabilização satisfatória e travamento (já que o módulo de elasticidade elevado do osso cortical provém tal característica), do que uma dissipação de tensão insatisfatória ou inadequada ao osso esponjoso, a qual, como mostrado por Tada *et al.* (2003), traz piores conseqüências num eventual osso de menor densidade.

As simulações mostraram que, no osso cortical, houve maior concentração de tensão na região cervical dos implantes curtos. Pierrisnard *et al.*, 2003, também demonstraram que a tensão no osso se concentra na área marginal, independentemente do comprimento do implante, e as tensões no implante se concentram principalmente na primeira espira. Tais autores concluíram que se uma boa ancoragem cortical no uso dos implantes curtos é conseguida, o fator comprimento torna-se secundário, e assim, sua aplicabilidade apresenta-se bastante viável e encorajadora. Assim, como foi observado por Akça e Cehreli, em 2006, pode-se presumir que a perda gradativa do osso cortical ao redor da porção cervical do implante é extremamente desfavorável à sua biomecânica, o que levaria à distribuição de tensões inadequadas ao osso esponjoso.

Sabe-se que passado o estágio de osseointegração e confecção da prótese sobre implante, a maior causa de falha neste tipo de tratamento se deve às sobrecargas aplicadas ao implante (Smith, 1993; Oh *et al.*, 2002). Além disso, em caso de sobrecarga, implantes curtos podem vir a falhar, enquanto implantes longos exibem complicações mecânicas (Pierrisnard *et al.*, 2003).

As simulações também revelaram que nos implantes regulares as tensões se concentraram praticamente no extremo apical no osso esponjoso, e nos implantes curtos se concentraram praticamente em todo o osso esponjoso circunjacente ao implante (Figura 14).

De acordo com a linha vermelha de referência (Gráfico 2), pode-se observar que, para o osso cortical, houve uma margem de segurança bastante grande entre as tensões geradas tanto pelos implantes regulares, como também pelos implantes curtos (Gráfico 2A). Já com relação ao osso esponjoso houve uma aproximação da

média de tolerância do osso e das tensões geradas pelos implantes, em especial pelos de 5mm de comprimento (Gráfico 2B). Além disso, em algumas regiões específicas, tais tensões ultrapassaram o limiar aceitável, chegando no osso esponjoso próximo a 20 MPa. Percebe-se isso principalmente no implante mais distal e/ou com maior mesa oclusal (Figura 14), fato este já constatado por outros autores (Lewinstein *et al.*, 1995; Benzing *et al.*, 1995). Mesmo assim, na média, tais tensões presentes no osso não chegariam a causar possível dano ou reabsorção óssea, levando-se em conta a média estipulada de deformação óssea.

No entanto, as cargas oblíquas geradas na presente simulação computacional, seriam condizentes com um paciente de força oclusal dentro de limites normais ou fisiológicos. Assim sendo, como já constatado por Eskitascioglu *et al.* (2004), há uma grande importância no correto ajuste oclusal e adequado balanceamento das cargas oclusais, já que sua má distribuição pode gerar tensões concentradas tanto nos elementos constituintes da prótese implanto-suportada, tal como nos tecidos de suporte. O mesmo critério de cautela com relação ao ajuste oclusal foi observado por Lin *et al.* (2008), os quais recomendam diminuição de contatos em um eventual pântico presente em uma prótese fixa sobre implantes com intuito de amenizar as tensões geradas e transmitidas tanto ao osso, prótese e implantes.

Como concluído por Nedir *et al.* (2004), Rokni *et al.* em 2005 e Tawil *et al.* em 2006, implantes curtos parecem ser uma solução viável em áreas com altura óssea reduzida, mesmo quando os parâmetros protéticos excedem valores normais, desde que as forças oclusais e suas orientações estejam favoráveis e a parafunção esteja controlada. Ogawa *et al.*, 2010, reiteraram que a presença da parede anterior do seio maxilar ou o nervo alveolar inferior e forame mental constituem uma das principais limitações para a inserção de implantes longos (acima de 10mm) na porção posterior da cavidade bucal, especialmente em paciente com avançada reabsorção óssea. Anitua *et al.* (2010), também corroboraram com a idéia de que implantes curtos se caracterizam como uma boa opção em planejamentos que apresentem rebordo ósseo limitado com relação à altura. Morand e Irinakis (2007) também encontraram bons resultados no uso de implantes curtos em maxila posterior, mesmo associando-os com próteses sobre implantes de proporção

desfavorável. Birdi *et al.*, em 2010, por meio de revisão da literatura sobre implantes curtos também buscaram determinar uma proporção segura da coroa/implante sobre implantes curtos, e avaliar a saúde destes implantes, chegando a conclusão que a proporção coroa/implante não afeta o sucesso dos implantes curtos.

Poucos estudos na literatura abordam a questão da proporção entre implante e prótese sobre implante, e os possíveis efeitos deletérios desta relação. Se na dentição natural a indicação de proporção entre coroa e raiz é de 1/2, é raro encontrar tal situação em casos de próteses implanto-suportadas devido à perda óssea. (Tawil e Tawil, 2009). Rokni *et al.*, em 2005, avaliaram comprimento de implantes, área de superfície e tal proporção anteriormente citada. Tawil *et al.* (2006) também avaliaram tal proporção. Todos estes autores concluíram que não houve diferença significativa em perda óssea periimplantar devido à proporção implante e prótese sobre implante, uma vez que a oclusão tenha sido cuidadosamente ajustada e os contatos oclusais tenham sido posicionados o mais próximo possível do eixo longitudinal dos implantes.

Segundo Tawil e Tawil (2009), resultados a longo prazo mostram que em casos de boa densidade óssea, bom controle da oclusão e parafunção, os implantes longos e curtos têm o mesmo resultado. No entanto, não se pode ignorar o fato de que eles exercem tensões diferentes ao osso em que estão implantados, já que, como constatado por Tada *et al.* (2003), de acordo com a densidade óssea diferentes tensões são geradas e transmitidas, influenciando diretamente no comportamento biomecânico dos implantes. Assim, pacientes com estado patológico de oclusão, como um eventual bruxismo, necessitam de cuidadosa avaliação previamente a instalação de próteses sobre implantes, em especial de dimensões aumentadas aliadas a implantes curtos. Isso se faz indispensável, já que uma eventual sobrecarga nestes implantes curtos, e até mesmo nos de comprimento regular, podem gerar tensões que vão além do limiar fisiológico do osso circunjacente.

Levando em conta que a distribuição das forças oclusais, assim como sua orientação, são de suma importância para a correta biomecânica e dissipação das tensões aos tecidos periimplantares visando a longevidade de todo o sistema (Skalak, 1985) de forma que não acarrete a uma situação potencialmente lesiva,

surge também a dúvida em se esplintar ou não implantes adjacentes. Grossmann *et al.* (2005) fizeram uma série de considerações a respeito, defendendo a ideologia de que há situações específicas para se unir os implantes por meio das próteses implanto-suportadas para que realmente se tenha vantagens significativas, como por exemplo em situações de desdentamentos totais ou em que a oclusão não permita guias excursivos e desocclusões favoráveis. Misch *et al.* (2006) também realizaram vasto estudo de acompanhamento clínico, chegando a conclusão de que a esplintagem de implantes curtos em áreas posteriores é bem indicada para a preservação da reabilitação, associando-a a um bom controle oclusal e de distribuição de forças. Yokoyama *et al.* (2005), por meio de análise tridimensional por elementos finitos, avaliaram a tensão gerada em osso de mandíbula desdentada suportando estrutura sobre implantes única ou em partes, e os autores concluíram que, nestes casos de desdentamento total, dividir a estrutura em mais partes causa mais tensão ao redor dos implantes.

Porém, por outro lado, com relação a desdentamentos parciais, há grande controvérsia a respeito da conduta de união de próteses implanto-suportadas, já que Nissan *et al.* (2010), por meio de estudos com fotoelasticidade e extensômetros (strain gauges) obtiveram resultados opostos, ou seja, maiores tensões desenvolvidas na cervical dos implantes quando aplicando-se cargas sobre próteses sobre implantes esplintadas. Fugazzotto *et al.* (2004) também não constataram problemas nos casos estudados, os quais envolviam implantes de comprimento curto reabilitados com próteses implanto-suportadas individuais.

Mesmo assim, profissionais da área ainda possuem grandes dúvidas e receios com relação a adotar este tipo de tratamento, já que a grande maioria dos cirurgiões dentistas ainda tem a impressão de que realizar a união ou esplintagem da reabilitação sobre implantes curtos garanta melhor distribuição das tensões por toda a estrutura.

Assim, novas pesquisas e estudos são sempre necessários em busca de novas alternativas na forma de tratamento, possibilidades viáveis e seguras. O uso de novas metodologias e tecnologias é sempre bem vindo, havendo a necessidade de também associá-las a estudos clínicos de acompanhamento, tal como realizado por Grant *et al.* (2009).

7. Conclusões

Levando-se em conta as limitações inerentes à este tipo de estudo, algumas conclusões podem ser feitas:

Com relação aos implantes e seus respectivos pilares:

- Forças oblíquas induzem maior tensão aos implantes na face em que são direcionadas, uma vez que os implantes de 13mm e 11mm de comprimento tiveram, na média, dissipação das tensões até a décima espira na face vestibular, e apenas até a quinta espira na face lingual.
- A maior área de secção transversal nos pilares de 0.8mm de altura induziu menores valores de tensão do que os pilares dos implantes de maior comprimento (3.5mm de altura), fato este também associado à altura do pilar e menor braço de alavanca.
- O maior dimensionamento das coroas, juntamente do menor comprimento dos implantes, gerou maiores tensões em toda sua área.
- Os implantes curtos posicionados mais distalmente suportando próteses sobre implantes com maiores dimensões geraram maiores valores de tensão em sua superfície externa.

Com relação aos ossos:

- Implantes curtos foram capazes de realizar boa dissipação das tensões aos ossos, apesar de atingir seu limiar próximo entre deformação elástica e plástica para o osso trabecular.
- Implantes mais distais e/ou com maior mesa oclusal geraram regiões de maior tensão no osso circunjacente.
- Houve maior concentração de tensão na região óssea cervical aos implantes curtos.
- Pacientes que se faz necessária a instalação de implantes curtos associados a próteses sobre implantes de dimensões aumentadas necessitam de cuidadosa avaliação e ajuste oclusal, já que eventual sobrecarga nestes implantes curtos, e até mesmo nos de comprimento regular, podem gerar tensões que vão além do limiar fisiológico do osso circunjacente.

8. Referências

Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003 30(1):41-45.

Akça K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Bio Eng Comput*. 2006 44(7):527-35.

Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002 29(4):350-56.

Ascenzi A, Bonucci E. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec*. 1967 158(4):375-386.

Athanasίου KA, Zhu C, Lanctot DR, Agrawal CM, Wang X. Fundamentals of biomechanics in tissue engineering of bone. *Tissue Eng*. 2000 6(4):361-81.

Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. Editora Saunders; 2003.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010 30(1):89-95.

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

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996 75(3):285-91.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies em dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 2009 20(4):1173-77.

Assunção WG, Gomes EA, Barão VA, Sousa EA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 24(6):1040-4.

Assunção WG, Gomes EA, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, Sousa EAC. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 2010 21(3):689-95.

Bahat, O. Brånemark System implants in the posterior maxilla: Clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 15(5):646-653.

Baggi L, Cappelloni I, Girolamo MD, 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008 100(6):422-31.

Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, Sousa EAC, Rocha EP. Finite Element Analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 2009 20(4):1066-1071.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1998 25(11):847-858.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 10(2):188-98

Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol*. 2010 36(6):425-33.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 9(1):90-4.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007;97:229-235.

Craig RG. Restorative dental materials. 10th edition. Mosby-year book, inc., 1997.

Çiftçi Y, Canaya S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *The International Journal of Oral e Maxillofacial Implants*. 2000 15(4):571-82.

Chou HY, Muftu S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010 104(5):293-300.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002 29(6):565-74.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro SA, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentale adults. *The International Journal of Prosthodontics*. 2005 18(4):328-32.

Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dentistry*. 2008 17(3):278-87.

Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, Prado CJ, Neto AJF. Short implants – an analysis of longitudinal studies. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2006 21(1):86-93.

De Almeida EO, Rocha EP, Freitas ACJR, Martin MJR. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2010 25(6):1108-14.

De Paula GA. Análise de tensões pelo método de elementos finitos em próteses dento-implanto-suportadas: influência da extensão da prótese e diâmetro do implante [defesa de dissertação de mestrado]. [Uberlândia]: Universidade Federal de Uberlândia; 2009. 115 p.

Dempster WT, Liddicoat RT. Compact bone as a non-isotropic material. *Am J Anat*. 1952 91(3):331–62.

Ding X, Zhu X, Liao S, Zhang X, Chen H. Implant–Bone Interface Stress Distribution in Immediately Loaded Implants of Different Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2009 18(5):393-402.

Ding X, Liao S, Zhu X, Zhang X, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2009 11(4):279-87.

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. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011 4(1):107-16.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 15(5):662-7.

Eckfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 9(2):179-83.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004 91(2):144-50.

Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, Carvalho PSP, Silva JVL, Moraes SLD. Evaluation of stress distribution on the implant/crown interface. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-fac*. 2008 8(3):49-56.

Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2000 2(4):184-89.

Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of Periodontology*. 2004 75(2):327-332.

Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *The International Journal of Oral e Maxillofacial Implants*. 2008 23(3):487-496.

Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001 85(6):585-98.

Geng J, Yan W, Xu W. Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry. Editora Springer; 2008, 137 p.

Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. Journal of Oral Rehabilitation. 2004 31(3):233-9.

Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. J Oral Implantol. 2007 33(5):243-56.

Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H. Tests protocols for evaluation of spiral implants. Journal of Bone and Joint Surgery. 2006 88(suppl.2):103-9.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2003 90(2):121-32.

Grant BN, Pancko FX, Kraut RA. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. Journal of Oral Maxillofacial Surgery. 2009 67(4):713-7.

Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implants restorations. Journal of Oral Maxillofacial Surgery. 2005 63(11):1642-52.

Guan H, Van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 24(5):866-76.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002 87(5):528-35.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent. 1995 73(3):274-9.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 11(4):450-5.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann M, Winter W, Graef F, Taylor T. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Impl Res.* 2006 17(3):345-50.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998 24(2):80-8.

Ipikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in-vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 18(2):258-65.

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

Jensen NC, Madsen LP, Linde F. Topographical distribution of trabecular bone strength in the human os calcanei. *J Biomech.* 1991 24(1):49-55.

Kaukinen J, Edge M, Lang B. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1996 76(1):50-5.

Kim Y, Kim C, Jang K, Lim Y. Application of finite element analysis to evaluate platform switching. *J Korean Acad Prosthodont.* 2005 43(6):727-35.

Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol.* 1992 18(3):220-30.

Kunavisarut C, Lang L, Stoner B, Felton D. Finite Element Analysis on Dental Implant-supported Prostheses Without Passive Fit. *Journal of Prosthodontics.* 2002 11(1):30-40.

Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 10(3):355-66.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Júnior JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006 11(2):35-43.

Lin C, Wang J, Chang W. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin Oral Impl*. 2008 19(1):107-17.

Macedo AP. Uso do método de elementos finitos na análise biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral [dissertação de mestrado]. [Ribeirão Preto]: Universidade de São Paulo; 2009.

Madeira MC. Anatomia do dente. 6ª edição. Editora Sarvier; 2005.

Maeda Y, Sogo M, Tsutsumi S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical mode analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005 32(9):656-60.

Martens M, Audekercke RV, Delport P, Meester PD, Mulier JC. The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *J Biomech*. 1983 16(12):971-83.

McElhaney JH. Dynamic response of bone and muscle tissue. *J Appl Physiol*. 1966 21(4):1231-6.

Middleton J, Jones ML, Wilson NA. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng Surrey*. 1990 12(4):319-27.

Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*. 2007 33(5):257-66.

Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006 77(8):1340-7.

Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 23(4):353-9.

Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002 15(1):20-7.

Monteith BD. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: a computerized aid to design. *J Prosthet Dent*. 1993 69(5):495-502.

Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res*. 2004 15(2):150–7.

Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010 37(9):658-62.

Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent*. 2004 91(5):421-7.

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2010 23(6):566-73.

Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research*. 2010 54(3):133-42.

Oliveira BRG, Januário A. *Biomecânica dos implantes dentários de conexão externa, interna e cone morse [monografia de especialização em Implantodontia]*. [Brasília]: Escola Brasiliense de Odontologia; 2007.

O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress. *Clin Oral Impl Res*. 2001 12(6):648-57.

Oh TJ, Yoon J, Mish CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*. 2002 73(3):322–33

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996 76(6):633-40.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Impl*. 2005 16(4):486-94.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant abutment connectors – a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implant Res*. 2002 13(5):542-9.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2003 5(4):254-62.

Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design — effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991 25(4):467-83.

Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 24(5):877-86.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 10(3):326-34.

Raadsheer MC, Van Aijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size. *European Journal of Oral Sciences*. 2004 112(5):398-405.

Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence International* 2010 41(7):575-9.

Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res*. 1983 62(9):1002-8.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2005 7(1):104-10.

Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implant Research*. 2006 17(2):35-51.

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoiah M, Adegbembo A, 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 Impl.* 2005 20(1):69-76.

Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a threedimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983 62(2):82-6.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev. FOB.* 2001 9(3/4):97-103.

Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008 34(5):248-55.

Sahin S, Cehreli MCC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Journal of Dentistry.* 2002 30(7/8):271-82.

Sánchez-Garcés MA, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 DOI: 10.1111/j.1708-8208.2010.00301.x.

Schoenfeld CM, Lautenschlager EP, Meyer PRJ. Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head. *Med Biol Eng.* 1974 12(3):313-7.

Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont.* 1993 6(2):106–17

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 49(6):843-8.

Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark PI, Zarb GA, Albreksson T, eds. *Tissue-Integrated Prostheses - Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago, Ill: Quintessence; 1985:117–128

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997 10(1):19-27.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd edition. Capítulo 19 – Wax Patterns, Quintessence, 1997. p.335-354.

Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*. 2003 12(4):306-17.

Stegarioiu R, Watanabe N, Tanaka M, Ejiri S, Nomura S, Miyakawa O. Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure. *The International Journal of Prosthodontics*. 2006 19(1):40-2.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2003 18(3):357-68.

Tawil P, Tawil G. Short implants in deficient posterior jaws: current knowledge. *Implant dentistry*. 2009 46(1):9-16.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2006 2(2):275-82.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, Sousa EAC, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 2010 21(3):696-702.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Sousa EAC, Gomes EA, Delben JA. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 2010 21(1):182-7.

Teixeira MF, Ramalho SA, Sartori IAM, Lehman RB. Finite Element Analysis of 2 Immediate Loading Systems in Edentulous Mandible: Rigid and Semirigid Splinting of Implants. *Implant Dentistry*. 2010 19(1):39-49.

Townsend PR, Raux P, Rose PM, Migel RE, Radin EL. The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella. *J Biomech*. 1975 8(6):363-367.

Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dentistry*. 2007 16(3):270-6.

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

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995 8(5):421– 33.

Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 20(4):578-83.

Zhang L, Zhou Y, Meng W. A three-dimensional finite element analysis of the correlation between lengths and diameters of the implants of fixed bridges with proper stress distribution. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2000 18(4):229-31.