1 INTRODUÇÃO

A expectativa de vida da população tem aumentado cada vez mais, com isso o número de idosos tende a dobrar nas próximas décadas. O edentualismo sem dúvida nenhuma é um dos problemas de saúde que pode ser prevenido ou tratado.

E o objetivo da Odontologia moderna é devolver ao paciente contorno, função, conforto, fonação, estética e saúde normais, quer seja removendo o tecido cariado de um dente, seja substituindo vários dentes. O que torna a implantodontia única é a habilidade em atingir esse objetivo, independente da atrofia, doença ou injúria do sistema estomatognático

Entretanto, quanto mais dentes o paciente perde, mais desafiadora essa tarefa se torna, contudo com inúmeras pesquisas sendo realizadas, ferramentas de diagnóstico, plano de tratamento, projetos dos implantes, materiais e técnicas, o sucesso previsível é agora uma realidade na reabilitação de muitas situações clínicas.

A elevada necessidade e procura por tratamentos relacionados a implante resultam do efeito combinado de vários fatores, incluindo: uma população envelhecida com mais expectativa de vida, a perda dentária relacionada à idade, consequências anatômicas do edentualismo, performance ruim das próteses removíveis e aspectos psicológicos da perda dentária

Com a evolução da odontologia aumentou o uso de implantes osseointegrados como alternativa de tratamento para reabilitação de áreas edêntulas múltiplas ou simples

Baseado nestes pré-requisitos foi desenvolvido o protocolo clínico clássico de Branemark para o edentualismo, com a fase cirúrgica em dois estágios, com um período de cicatrização livre de cargas de três a seis meses entre a cirurgia de inserção dos implantes e a instalação da prótese. Este período de cicatrização foi estabelecido como necessário para que ocorresse a osseointegração entre um implante de titânio e o osso. Tal período livre de cargas é obtido submergindo-se os implantes abaixo dos tecidos moles, permitindo que o local cirúrgico cicatrize sem colocação de carga direta no implante. Assim recomendava-se que pacientes

edêntulos tratados permanecessem um período de duas semanas sem a próteses que eram, reembasadas com um material resiliente, para atenuar a carga indireta exercida sobre os implantes. Seguindo tal protocolo conseguia-se um alto índice de sucesso.

Entretanto diversos autores propuseram a técnica da ativação imediata, com o objetivo de instalação da prótese em até 48 horas após a instalação do implante. Dentre os fatores de sucesso na aplicação da carga imediata, a quantidade de estabilidade inicial ou primária tem sido repetidamente estudada por vários autores.

O tempo de tratamento e a estética são, na atualidade, requisitos fundamentais para os pacientes que buscam tratamento com implantes para substituir os dentes perdidos. Entre as principais vantagens da carga imediata estão as relacionadas com a necessidade dos pacientes de receberem as suas próteses no mesmo dia da instalação dos implantes, especialmente aqueles pacientes que nunca usaram nenhum tipo de próteses e têm que usar uma removível provisória durante o período de osseointegração (dificuldade psicológica e funcional); ademais, de reduzir o número de procedimentos cirúrgicos e conseguir manter o nível dos tecidos moles (conservação estética) ao redor do implante.

Em virtude de tais questionamentos, o objetivo desse trabalho é fazer uma revisão sobre a biomecânica em carga imediata.

2 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho teve por objetivo fazer uma revisão da literatura sobre a biomecânica em carga imediata.

3 REVISÃO DA LITERATURA

BRUNSKI em 1992, estudando os fatores biomecânicos que interferem na interface osso-implante, quando a aplicação de carga imediata, afirmou que a micro-movimentação dessa interface não deveria exceder 10 μm, com o risco de formação de tecido fibroso e consequentemente perda da fixação.

Tarnow, Emtiaz e Classi (1997), descreveram estudo entre dez pacientes, sendo que seis eram mandíbulas edêntulas e quatro com maxilas edêntulas. Os pacientes receberam dez implantes com 10 mm de comprimento. Alguns implantes foram submersos (dois tempos cirúrgicos) e outros foram ativados com carga imediata. Obtiveram sucesso de 97,1% com os ativados imediatamente; e de, 97,4% com a técnica do sepultamento.

Echavarria, Arismendi e Lopez (2000) afirmaram que a técnica de carga imediata vem se mostrando uma realidade sem por em risco o processo de osseointegração, além de devolver rapidamente a estética e a função, melhorando dessa forma a condição pessoal do paciente.

Sennerby (2000) relatou que a manifestação clínica da osseointegração é a ausência de mobilidade do implante, sendo assim, a obtenção e a manutenção da estabilidade do implante são pré-requisitos para a função bem sucedida, a longo prazo, das próteses ancoradas em osso. Ele também afirma que a estabilidade primária obtida na colocação do implante é determinada principalmente pelas propriedades mecânicas do osso da arcada e o tipo de implante, especialmente em osso relativamente esponjoso. Após a cicatrização primária, a estabilidade secundária é determinada pela resposta biológica ao trauma cirúrgico e a condições de cicatrização, como também o material do implante. Por último, segundo o autor, a formação e remodelação óssea na interface do implante levam a um maior grau de contato osso-implante. Porém, após o trauma cirúrgico, pré-carga, infecção, ou o uso de um material de implante não bio-compatível, o resultado poderá ser uma reabsorção óssea, menor estabilidade do implante, isto é, falha na obtenção da osseointegração.

Calvo, Muller e Garg (2000) fizeram um estudo histológico e histomorfométrico tanto em animais quanto em humanos demonstrando que o

contato osso-implante maior e mais rápido é alcançado através de implantes que incorporem certas características de superfície, em comparação a implantes com superfície usinadas. Tais descobertas foram significativas já que vários desenhos de implantes podiam possibilitar uma maior fixação a carregamentos precoces. Neste estudo foi indicado que a instalação imediata dos implantes do tipo parafuso de titânio com hexágono externo na mandíbula anterior pode resultar em sucesso na osseointegração e no resultado clínico final. O número de implantes colocados, sua distribuição e o tipo de conexão rígida representam considerações essenciais para o carregamento imediato. Recomendou se uma altura óssea que possa acomodar implantes de no mínimo 10mm. Biomecanicamente, os implantes a serem imediatamente instalados deveriam estar estáveis e resistentes a macromovimentos a fim de assegurar uma boa osseointegração.

O método de elementos finitos é uma técnica numérica utilizada para a solução de problemas de engenharia (projeto de aviões, carros e satélites), porém tem sido muito utilizada para análise biomecânica na área de odontologia, principalmente para avaliar a biomecânica dos implantes dentários, a sua aplicação se destina na delimitação das regiões da estrutura do implante e dos tecidos ósseos de suporte onde ocorrem as tensões internas (ULBRICH, HECK & BASSANTA, 2000).

O método de elementos finitos permite o cálculo de soluções aproximadas dentro da precisão aceitável do problema de engenharia, utilizada para estruturas complexas onde a solução através de procedimentos analíticos clássicos seria inviável (ALVES FILHO, 2000).

Detolla *et al.* (2000), realizaram uma revisão sobre o método de elementos finitos no intuito de elucidar o seu papel na clínica. Concluíram que este método proporciona a simulação de complexos sistemas físicos mecânicos pela construção de soluções numéricas aproximadas para descrever a resposta de qualquer sistema durante a aplicação de cargas. Os autores afirmaram que a parte clínica na implantodontia poderá utilizar dessa metodologia para a escolha da mais apropriada forma, tamanho e posição do implante de acordo com as propriedades ósseas da região escolhida.

Chaushu *et al.* (2001), avaliaram a carga imediata em implantes instalados em locais de dentes unitários recém extraídos e de implantes instalados em locais

cicatrizados. O estudo envolveu 26 indivíduos com idades de 18 a 70 anos, nos quais foram instalados 28 implantes para suportar restaurações cerâmicas e metálicas. Do total, 19 implantes foram instalados em locais de recém extrações e nove em locais já cicatrizados. Foram colocados coroas provisórias de resina pré-fabricadas, as quais foram substituídas por próteses cerâmica após três a seis meses da implantação. A taxa de sucesso dos implantes foram de 82,4% e 100% imediatos e não imediatos. A perda óssea após três a seis meses não se estendeu além da junção do suporte do implante. Segundo os autores, a carga imediata aplicada em implantes de dentes unitários instalados em regiões recém extraídos, apresentou um risco de falhas de aproximadamente 20% nesta população de indivíduos. Já a carga imediata sobre implantes em locais cicatrizados constitutiu uma alternativa de tratamento mais viável.

Garber, Salama e Salama (2001) relataram que na escolha do protocolo cirúrgico de um ou dois estágios, devem ser considerados: a adequação do desenho do implante aos fatores inerentes o sítio receptor; a condição da crista óssea; a estética; as áreas de extração recentes; e o torque, que quando excede 40Ncm na colocação do implante, possibilita a realização de provisórios imediatos. Os autores concluíram que a técnica de um estágio atualmente bem documentada pode ser uma alternativa de tratamento em situações clínicas específicas, pela simplicidade de eficácia.

Testori *et al.* (2001) analisaram histologicamente dois implantes Osseotite® (3i) imediatamente carregados mantidos por quatro meses em função em um paciente. Este paciente recebeu um total de 12 implantes na mandíbula, dos quais seis foram carregados imediatamente e seis foram deixados sem receber carga. A osseointegração clínica e histológica foi obtida para ambos implantes que foram carregados imediatamente. A osteogênese e a remodelação óssea na superfície Osseotite® (3i Implants Innovations, USA) não foram impedidos pelo carregamento imediato como mostrado pela avaliação histomorfométrica, que revelou os níveis elevados de contato osso implante que variou de 78% a 85%. O protocolo de carregamento imediato que envolveu seis implantes Osseotite® na mandíbula e que suportavam uma prótese provou ser bem sucedido após quatro meses do carregamento.

Pierrisnard *et al.* (2002) realizaram um estudo comparativo em elementos

finitos tridimensional, para avaliar o desenho de três implantes de titânio puro, com a finalidade de verificar qual deles controla melhor a micromovimentação após a implantação e analisar a intensidade e a distribuição das tensões nas estruturas. Os implantes utilizados foram: sistema de pinos travados bicortical, implante expandido e implante cilíndrico rosqueável como referência, e com dimensões similares 3,75mm de diâmetro e 11,5 mm de altura. Utilizaram três módulos de elasticidade para o osso medular para simular uma situação de carga imediata. As cargas foram de 500N axial, oblíqua 45 graus e horizontal. As tensões de Von Mises e o deslocamento em cada sistema de implante, com cada tipo de osso medular foram analisadas. Os autores concluíram que a qualidade do osso influencia fortemente o deslocamento do implante, e os implantes com pinos bicorticais obtiveram o melhor comportamento diante das mudanças na orientação das cargas, e que houve uma menor concentração de tensões na região do pescoço do implante com os sistemas de expansão apical e o de pinos bicorticais.

Hungaro (2002) realizou uma análise através do método de elementos finitos tridimensional da distribuição das tensões em dois sistemas de implantes, um cilíndrico rosqueável com hexágono externo e outro cônico escalonado com hexágono interno, submetendo-os a uma carga vertical de 100N aplicada em dois pontos de 50N sobre a cúspide vestibular. Os resultados mostraram que a concentração das tensões foi maior para o sistema de hexágono externo, localizadas no pescoço do parafuso de titânio que prendeu o pilar intermediário e no pescoço do parafuso de ouro que fixa a coroa protética. As tensões no sistema de hexágono interno foram menores comparativamente. A distribuição das tensões geradas pelos dois sistemas no tecido ósseo se procedeu de maneira similar, as tensões foram muito maiores no tecido ósseo cortical do que no medular, e houve uma diminuição gradativa da intensidade em direção ao tecido ósseo cortical.

O termo carregamento imediato não tem um único significado, durante o Congresso Mundial da Sociedade Espanhola de Implantes, realizado em Barcelona, em 2002, foi organizada uma reunião de consenso para apresentar e discutir os diferentes protocolos de métodos de carregamento imediato. O carregamento imediato, tal como apresentado no relatório de consenso, indica que a prótese está adaptada ao implante no mesmo dia que o implante é colocado. Por outro lado, as cargas não oclusais têm sido consideradas importantes para um resultado bem

sucedido (APARICIO, RANGERT & SENNERBY, 2003).

Tawil e Younan (2003), acompanharam entre 12 e 92 meses 269 implantes (139 na mandíbula e 130 na maxila) do sistema Bränemark screw-type®, com 10mm ou curtos (seis, sete, oito e 8,5 mm), colocados em 111 indivíduos. A taxa geral de sucesso chegou a 95,5%, com 12 perdas. Destas, cinco eram de 7,0 mm de comprimento, uma de 8,0 mm, duas de 8,5 mm e quatro de 10 mm. Foram extraídos dois implantes por carga precoce, três em pacientes com osteoporose, um em paciente com bruxismo severo e um por fratura. Dois implantes colocados em região de osso denso falharam em consequência do superaquecimento local no momento do preparo. Em três locais a causa da perda não pôde ser identificada. Não houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$) na taxa de sucesso de implantes de 10mm quando comparada àquela de implantes curtos, bem como entre os diferentes diâmetros. Segundo os autores, a qualidade óssea é mais determinante para o sucesso dos implantes do que a quantidade.

Fortuna (2003) avaliou as tensões de Von Mises na estrutura de um implante unitário com 3,8 mm de diâmetro cônico escalonado, rosqueável, com hexágono interno em sua conexão com pilar intermediário da Friadent®, na coroa protética e no tecido ósseo de suporte, submetidos a uma carga axial de 100N. Foram simuladas três situações: (1) carga imediata, até quatro semanas de reparação, (2) carga precoce, quatro a 12 semanas de reparação óssea, (3) carga tardia à partir de 16 semanas. Os resultados indicaram que a tensão máxima concentrou-se na região da conexão pilar intermediário – implante para todos os períodos, com valores muito semelhantes. As tensões concentraram-se no tecido de suporte ósseo na região da crista óssea, principalmente por vestibular, apresentando valores muito altos na situação de carga imediata quando comparadas com as demais.

Watanabe *et al.* (2003), realizaram análise por elementos finitos da influência da inclinação do implante, da posição do carregamento e do sentido da carga na distribuição de tensões em implantes. Esse estudo foi projetado para analisar a distribuição de tensões causadas devido à variação do grau de inclinação de um corpo de implante. Foi observado que as tensões de compressão eram relativamente maiores quando o implante era inclinado.

Ishigaki *et al.* (2003) avaliaram comparativamente as tensões geradas em um modelo tridimensional de um primeiro molar e outro com um implante de titânio,

ambos região molar mandibular, durante o movimento de mastigação. Os resultados demonstraram que o modelo do dente natural apresentou uma distribuição homogênea da tensão no tecido ósseo de suporte na direção mésio-distal e buco-lingual, exceto na direção de furca, entretanto, o modelo de implante demonstrou uma concentração de tensão no tecido ósseo circundante ao pescoço do implante, tanto na direção mésio-distal quanto buco-lingual.

Boskaya, Muftu e Muftu (2004), realizaram um estudo com o objetivo de investigar os efeitos da geometria externa e da magnitude das forças oclusais nas formas dos defeitos ósseos para cinco sistemas de implantes comercialmente disponíveis: Ankylos®, Astra®, Bicon®, ITI® e Nobel Biocare®, com dimensões compatíveis, mas diferentes no passo de rosca e na fórmula do módulo da crista, foram comparadas usando o método de elementos finitos. Um modelo de osso tipo II foi confeccionado, considerou-se que os implantes estavam completamente osseointegrados. Forças oclusais de várias magnitudes de (0 a 2000N) foram aplicadas sobre os intermediários. Para cargas oclusais até 300N, o osso compacto não foi sobrecarregado por nenhum sistema de implante. Entretanto em uma carga oclusal extrema (1000N ou mais) as características da sobrecarga óssea foram dependentes da forma geométrica do implante, sendo consideravelmente diferente entre os sistemas avaliados.

Himmlová *et al.* (2004), utilizando um método tridimensional, tiveram por objetivo determinar a influência do comprimento e do diâmetro dos implantes na dissipação das tensões através do método de elementos finitos da região molar da mandíbula, primeiramente simulando um implante com diâmetro de 3,6 mm e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18 mm para avaliar a influência do comprimento e posteriormente simulando implante de 12 mm de comprimento e diâmetros de 2.9, 3.6, 4.2, 5.0, 5.5, 6.0 e 6.5 mm, para avaliar a influência do diâmetro. A carga utilizada foi um média das forças mastigatórias na direção vertical e oblíqua. Os resultados demonstraram que (1) a área da região óssea cervical foi a de maior tensão, (2) a redução da tensões foi maior (31,5%) para os implantes com diâmetro variando entre 3.6 e 4.2 mm, (3) uma redução adicional para o diâmetro de 5.0 mm foi apenas de 16.4%, (4) o aumento do comprimento do implante também reduziu os valores das tensões, entretanto não foi tão significativa quanto o diâmetro do implante.

Mordenfeld *et al.* (2004) descreveram os resultados de implantes com maior diâmetro e comprimento entre 7,0 e 13 mm utilizados para reter restaurações fixas nos segmentos posteriores de maxila e mandíbula. Dos 78 implantes MK-II® de plataforma larga Nobel Biocare® (29 curtos e 49 longos) postos em 52 pacientes com idade de 19 a 81 anos, acompanhados por até quatro anos, oito foram perdidos (seis curtos e dois longos). Destes, cinco estavam entre os 23 implantes maxilares e três entre os 55 mandibulares. Todos os insucessos ocorreram no prazo de dois anos a contar da cirurgia; três aconteceram antes da instalação da prótese e os outros no período de oito a 20 meses após serem colocados em função. A taxa de sucesso geral alcançou 89,8%; 79,3% para os implantes curtos e 95,9% para os longos. Consideraram-se os resultados animadores, pois na colocação dos implantes de plataforma larga foram encontradas situações desfavoráveis, tais como: qualidade pobre de osso, volume ósseo comprometido e áreas submetidas a forças oclusais intensas.

Koca, Eskitascioglu e Usumez (2005), analisaram o comportamento de implantes na região maxilar posterior (seio maxilar) com diferentes alturas ósseas, para tanto utilizaram o método de elementos finitos em um modelo tridimensional. O modelos apresentavam as seguintes alturas ósseas: 4, 5, 7, 10 e 13 mm, um implante da titânio 4.1 x 10 mm com coroa de dente pré-molar em porcelana e carga axiais de 150 N na cúspide palatina e 150 N na fossa mesial. Os resultados demonstraram: (1) concentração das tensões na região cortical (2) distribuição das tensões nas alturas óssea de sete, 10 e 13 mais uniformes e em menores áreas comparando-se às alturas de 4 e 5 mm e (3) maiores tensões localizadas na cortical óssea palatina em todos os modelos.

Gentile, Chuang e Dodson (2005), investigaram a taxa de sucesso de implantes curtos Bicon® (6,0 x 5,7 mm) comparada à de implantes não curtos. Compuseram a amostra 35 pacientes, os quais receberam no total 172 implantes (45 curtos e 127 não curtos). Quanto aos implantes curtos, 33 foram instalados na região posterior de mandíbula (73,3%), 11 na região posterior de maxila (24,4%) e um na região anterior de mandíbula (2,3%). Passados 12 meses, a taxa de sucesso chegou a 92,2% para os implantes curtos e a 95,2% para os não curtos, não representando diferença estatística significativa ($p = 0,78$). Os resultados sugerem que os implantes curtos podem se osseointegrar e suportar as cargas oclusais.

Petrie e Willians (2005), analisaram e compararam os efeitos relativos ao diâmetro, tamanho e formato cônico do implante na crista óssea. Foram criados modelos tridimensionais em elementos finitos de uma seção da mandíbula em conjunto com um implante unitário envolvido por osso trabecular e cortical. A interação entre os ossos e o implante foi assumida como uma adesão perfeita. O diâmetro dos implantes variou de 3,5 a 6mm, o comprimento entre 5,75 e 23,5mm. O diâmetro crescente do implante resultou em uma redução de 3,5 vezes da tensão na crista óssea. O comprimento crescente do implante reduziu a tensões em 1,65 vezes. Enquanto o formato cônico aumentou a tensão, principalmente em implantes curtos. Os autores concluíram que o diâmetro, o comprimento e o formato cônico do implante devem ser considerados conjuntamente devido aos seus efeitos interativos sobre a tensão no osso da crista.

Corso e Marczak em 2006, realizaram uma análise tridimensional em um implante mandibular osseointegrado, com o uso do método de elementos finitos. A mandíbula foi construída através de tomografias computadorizadas com inclusão do osso cortical e trabecular. O implante foi modelado em diferentes orientações com relação à superfície óssea como forma de abranger diversas configurações e os modelos geraram distribuições de tensão para cada uma das mesmas. Eles chegaram a conclusão que as maiores tensões de Von Mises verificadas vincularam-se ao osso cortical, em sua região adjacente ao implante e que a melhor situação para os diversos ângulos de força é inserir o implante com 10° de inclinação no sentido apical.

Martinéz Gonzalés *et al.* (2006), estudaram o torque de remoção de 12 implantes tratados com ácido fluorídrico e posteriormente com ácido fluorídrico e nítrico. Os implantes foram inseridos em cães e após 6 semanas foi retirado do osso uma metade, e depois de 12 semanas, a outra metade dos implantes. O torque de remoção após seis semanas foi de 79,7 N. cm para implantes de 8mm, e 115 N.cm para os de 10mm. Após 12 semanas encontraram 101,2 e 139,7 N. cm para os implantes de 8 e 10 mm respectivamente. Mediante os resultados dos estudos, implantes com tratamento ácido mostraram características ótimas e pelos valores do torque de inserção observados sugeriram a possibilidade pra aplicação em carga imediata.

Misch *et al.* (2006) analisaram a instalação de implantes curtos na região

posterior de maxila e mandíbula. Para isso, utilizaram 745 implantes em 273 pacientes. A maioria deles (562) media 4,0 x 9,0 mm. Havia ainda 89 implantes de 5,0 x 9,0 mm, quatro de 6,0 x 9,0 mm, 60 de 3,5 x 9,0 mm, 29 de 4,0 x 7,0 mm e apenas um de 5,0 x 7,0 mm. Foram confeccionadas 338 próteses fixas implantossuportadas, das quais 102 eram unitárias e 236 suportadas por múltiplos implantes. Em cinco anos de acompanhamento registraram-se seis perdas (quatro na mandíbula e duas na maxila), que ocorreram antes de os implantes receberem carga. A taxa de sucesso chegou a 99,2%. Tal fato mostra que, aplicando propriedades biomecânicas de redução de estresse (adequada proporção coroa/implante, número de implantes similar ao de dentes perdidos, não uso de cantiléveres, esplintagem e diminuição da mesa oclusal), os implantes de 7,0 e 9,0 mm podem apresentar elevados índices de sucesso.

Misch (2006) ressaltou que o aumento da largura pode alterar a resistência a flexão uma vez que o módulo de elasticidade do titânio maior que do dente. Em áreas posteriores da maxila e mandíbula a magnitude de força aumenta e, por isso, o volume e altura osso de rebordos residuais diminuem, exigindo, portanto, uma engenharia cuidadosa para o aperfeiçoamento do design do implante para suportar as cargas funcionais dentro desses limites anatômicos. Alguns materiais como o sílica, hidroxiapatita e o carbono, os quais são biocompatíveis, não são capazes de resistir as cargas parafuncionais que podem ser impostas sobre os implantes dentários quando utilizados como principal biomaterial de um implante. Portanto, esses materiais são utilizados como revestimento aplicados sobre um material de substrato mais forte, com a finalidade de produzir uma superfície áspera, o que aumenta o poder de ancoragem do implante ao tecido ósseo.

Bashutski e Wang (2007), relataram que a quantidade de tecido ósseo é crítica para o sucesso do carregamento imediato dos implantes, uma vez que sua deficiência pode comprometer a estabilidade e causar recessão gengival, perda de papila e posicionamento inadequado. Sendo assim, técnicas regenerativas devem ser realizadas durante a fase inicial do tratamento. Relataram também que a presença de patologias e infecção na região de colocação do implante também contra indica o carregamento imediato principalmente quando o implante será inserido imediatamente após a exodontia.

Barboza *et al.* (2007) averiguaram o desempenho clínico de implantes curtos

(220 de 9,0 mm e 128 de 10 mm de comprimento, com diâmetro de 3, 5, 4, ou 5,0 mm) ao longo de seis anos. Colocaram-se 348 implantes em 153 pessoas. Em 19 casos, a instalação imediata dos implantes foi realizada. Reabilitaram-se proteticamente todos os implantes com prótese unitária ou múltipla. O índice de sucesso atingiu 96% (334 implantes). Das perdas, cinco ocorreram por exposição precoce espontânea, quatro por peri-implantite, três em virtude de carga precoce e duas por não osseointegração. O resultado obtido comprova que implantes curtos podem ser utilizados com segurança como suporte protético na reabilitação de dentes perdidos, com sucesso e longevidade semelhantes aos longos.

Maló, Araujo Nobre e Rangert (2007), relataram a colocação de implantes curtos com o intuito de testar a hipótese de que implantes curtos em mandíbulas atróficas propiciam resultados similares às taxas de sucesso de implantes maiores instalados em osso com maior volume. O estudo clínico retrospectivo incluiu 237 pacientes tratados com 408 implantes curtos Branemark que suportavam 151 próteses fixas. Desses implantes, 131 foram de 7,0 mm e 277 de 8,5 mm. Colocaram-se os pilares protéticos no momento da cirurgia, e as próteses finais depois de quatro a seis meses. Dos 131 implantes de 7,0 mm, 126 (96%) foram acompanhados por um ano, 110 (84%) por dois anos e 88 (67%) por cinco anos. Em quatro indivíduos, cinco implantes falharam antes dos seis meses, contribuindo para o índice de sucesso de 96,2% aos cinco anos. A média de reabsorção óssea ficou em 1,0 mm após o primeiro ano e em 1,8 mm depois do quinto ano de função. Dos 277 implantes de 8,5 mm, 269 (97%) foram monitorados por um ano, 220 (79%) por dois anos e 142 (51%) por cinco anos. Antes dos seis meses retiraram-se oito implantes alojados em sete pacientes, o que significa taxa de sucesso de 97,1% aos cinco anos. A média de reabsorção óssea foi de 1,3 mm após o primeiro ano e 2,2 mm depois do quinto ano de função. Os resultados indicam que os implantes curtos de Bränemark de um estágio, tanto na mandíbula como na maxila, se mostraram uma boa opção de tratamento.

O carregamento imediato em implantes com plataforma switching pode fornecer estabilidade dos tecidos duros peri-implantares e preservação das papilas e tecidos moles (CANULLO & RASPERINI, 2007)

Segundo Guda *et al.* (2008), além de complicações mecânicas, as falhas das conexões protéticas também podem contribuir para complicações biológicas, como

perda óssea peri-implantar, comprometimento da osseointegração e sequelas de tecidos moles, entre ela a sensibilidade, inflamação e hiperplasia gengival. Devido à essas potenciais complicações, é importante para o cirurgião dentista compreender a biomecânica das junções parafusadas a fim de aumentar a probabilidade de se atingir clinicamente uma quantidade de pré-carga adequada, pois a estabilidade da junção parafusada é fundamental para o sucesso das reabilitações orais.

Ferguson *et al.* (2008) compararam por meio de análise biomecânica e tomografia microcomputadorizada, a osseointegração de implantes com diferentes tratamentos de superfícies instalados *in vivo* em pélvis de carneiro. A densidade de osso periimplante e o torque de inserção foram mensurados duas, quatro e oito semanas da implantação. Para a densidade, não encontraram diferença significante e para o torque, após oito semanas observaram maiores valores em implantes de titânio com ataque ácido, cobertos com uma camada de fosfato de cálcio, com bifosfonatos e com colágeno contendo sulfato chondroitin; sugerindo maior formação óssea periimplantar inicial que implantes com zircônia e titânio modificado por tratamento plasma-químico anódino.

Rosa *et al.* (2008), analisaram a influência da técnica cirúrgica na força máxima de arrancamento, por meio da relação entre diâmetro do orifício-piloto e o diâmetro interno do implante. Utilizaram corpos de prova de osso bovino que receberam implantes de 5, 6 e 7 mm e tiveram perfurações com diâmetros menor, igual ou maior ao diâmetro do implante. Observaram maior resistência ao arrancamento em implantes de 5 e 6 mm quando instalados em perfurações de diâmetro menor, evidenciando que o preparo de um orifício-piloto com um diâmetro maior que o do implante reduz a resistência ao arrancamento.

Segundo Neugebauer *et al.* (2009), no artigo “Estabilidade de implantes imediatamente carregados com vários tipos de superfícies e desenhos: um estudo piloto em cães”, disseram que carga imediata está entre as técnicas mais inovadoras do tratamento com implantes. Neste estudo piloto investigaram o resultado biomecânico de diversos modelos e superfícies que pretendem diminuir o tempo de tratamento com implantes. O torque de inserção de cada implante foi acima de 35Ncm. Foi realizado análise frequência de ressonância após a colocação do implante e, novamente, após o sacrifício. Além disso, o binário de remoção e da quantidade de partículas de titânio incorporadas no osso peri-implante foram

medidos. Quanto aos resultados, todas as dezesseis próteses foram funcionais após um período de carregamento de cinco meses. Os valores ISQ aumentaram entre o tempo de cirurgia e osseointegração para todos os sistemas, e chegaram a conclusão que carga imediata é possível com vários tipos de superfícies se existir estabilidade primária que poderá ser alcançada durante a colocação do implante.

Tada *et al.* (2009) analisaram os Efeitos do diâmetro do implante, a profundidade de inserção, e ângulo de carregamento em tensão e deformação, em sítios implante e osso maxilar: análise de elementos finitos. Utilizaram como materiais e métodos: dois tipos (parafuso e cilíndrico) e quatro comprimentos (9.2, 10.8, 12.4 e 14,0 mm) de implantes de titânio foram colocados em quatro tipos de osso. Foram utilizados forças axiais e vestíbulo-lingual que foram aplicados no centro do pilar. Obtiveram os seguintes resultados: Independente da direção da carga equivalente máxima tensão a deformação no osso aumentou com a diminuição da densidade óssea trabecular. Sob carga axial, principalmente nos modelos de osso de baixa densidade, a tensão máxima equivalente no osso esponjoso foi menor com o implante cônico do que com implantes cilíndricos. Ele também foi mais baixa com os implantes mais longos do que om os implantes mais curtos. Sob carga vestíbulo-lingual, tensão equivalente/deformação foi influenciada principalmente pela densidade óssea. Chegaram as seguintes conclusões: os resultados deste estudo sugerem que o osso esponjoso de maior ao invés de menor densidade pode garantir um melhor ambiente biomecânico para implantes. Além disso, os implantes cônicos poderiam ser uma escolha melhor em uma mandíbula com osso esponjoso de baixa densidade.

Grant, Pancko e Kraut (2009), investigaram a taxa de sucesso de 335 implantes curtos (8,0 mm) colocados na região posterior de mandíbula em desdentados parciais (112) ou totais (12). A idade dos pacientes variaram de 18 a 80 anos, com média de 56 anos. Destes, 32 tiveram implantes unitários, enquanto os outros 92 receberam implantes múltiplos. Em um deles efetuou-se carga imediata. Restauraram-se os implantes com próteses fixas, das quais 245 foram esplintadas e 75 restauradas individualmente. Houve quatro falhas: duas em casos com enxertos de hidroxiapatita porosa, uma em plasma rico em plaquetas e uma fratura na cabeça do implante já em função por 10 meses. O percentual de sucesso dos implantes de 8,0 mm em mandíbula chegou a 99% em dois anos. Os autores concluíram que a

colocação de implantes curtos é um método de tratamento aceitável para pessoas com altura óssea reduzida na região posterior de mandíbula.

Quando o pilar é conectado e fixado ao implante por meio do torque do seu parafuso de retenção geram-se três forças de contato, uma na interface parafuso-pilar, outro na interface pilar-implante e a terceira na interface das roscas do parafuso do pilar com as roscas internas do orifício do corpo do implante. As forças de contato, incluindo a pré-carga são as primeiras respostas ao torque experimentado pelo sistema. Assim, o conhecimento do mecanismo das forças de contato e da pré-carga é fundamental para interpretar as tensões desenvolvidas na junção parafusada (WANG *et al.*, 2009).

Carvalho *et al.* (2009), realizaram uma revisão de literatura de 36 artigos dos últimos 27 anos, avaliaram diferentes superfícies e de implantes e seus efeitos na qualidade da osseointegração, no biomecanismo de distribuição de cargas e no sucesso a longo prazo. Concluíram que superfícies rugosas tem melhor e maior contato osso-implante, assim como, melhores características biomecânicas.

Sul *et al.* (2009), comparando a estabilidade de implantes topograficamente modificados e com superfície modificada quimicamente, e também por análise de frequência de ressonância após seis semanas da instalação em osso de coelho, observaram que a superfície modificada quimicamente teve maior média no quociente de estabilidade primária.

Trisi *et al.* (2009), procuraram determinar se micromovimento na interface implante-osso relacionado a estabilidade primária conseguida pelo aumento do torque de inserção. Para isso, relacionaram diferentes densidades ósseas de osso bovino fresco-duro, normal e macio; com variados torques de inserção - 20, 35, 45, 70 e 100 N. cm em 120 implantes Ti-Bone®. Para mensurar os micromovimentos dos implantes forças laterais de 20, 25 e 30 N foram aplicadas. Encontraram diferença estatisticamente significante entre micromobilidades localizadas de implantes, com diferentes torques e diferentes densidades ósseas. Em ossos macios não foi possível um torque mais elevado que 35 N.cm. Concluíram que um aumento no torque de inserção reduz o micromovimento do implante, sendo esse elevado em ossos mais macios, devendo haver um precaução maior nesses casos para técnica da carga imediata devido à dificuldade na osseointegração.

Tabassum *et al.* (2009), realizaram um estudo onde foram utilizados dois tipos de grupos de implantes; Master Screw® e Conect Cônico®. Os implantes cônicos não possuíam tratamento de superfície devido á disponibilidade que a empresa oferece de implantes nesse formato e com o diâmetro selecionado. Já os implantes Master Screw® foram selecionados com o mesmo formato cilíndrico e hexágono externo do implante Master Porous®, o qual possuía a superfície tratada; para observar a influência isolada do fator de variação presença de tratamento de superfície na estabilidade primária. Nesse caso, esse grupo de implantes evidenciou que o tratamento de superfície não influenciou na análise do torque e inserção, pois os implantes cilíndricos de hexágono externo inseridos em qualquer tipo de substrato, não apresentam diferença estatisticamente significante quando usinados ou com sua superfície tratada.

Considerando a cicatrização do tecido mole um fator importante para o sucesso do tratamento, Shibly *et al.* (2010) avaliaram 60 pacientes que foram aleatoriamente designados para receber implantes com carga imediata e convencional durante um ano. Os resultados demonstram que ambos o métodos apresentaram resultados semelhantes em relação as taxas de sucesso do tratamento e estabilidade do nível ósseo radiográfico. No entanto, o carregamento imediato demonstrou uma melhor união da união gengival e mucogengival com menos efeitos adversos nos tecidos moles.

Segundo Tabassum *et al.* (2010) no artigo “Influência da técnica cirúrgica e rugosidade da superfície sobre a estabilidade primária do implante no osso artificial com espessura cortical diferente: um estudo de laboratório”. O objetivo desse estudo biomecânico foi avaliar o efeito inter-relacionado de rugosidade e da técnica cirúrgica sobre a estabilidade primária de implantes dentários. Os resultados independente da técnica cirúrgica utilizada, os dois tipos de implantes apresentaram um aumento de torque de inserção e os valores de torque de remoção variaram com o aumento da espessura cortical. A conclusão foi: a colocação de implantes em modelos ósseos sintéticos usando uma técnica de preparação de subfresagem resultou em maior estabilidade primária do implante. A correlação foi encontrada entre a estabilidade primária e da espessura cortical.

Raes *et al.* (2011) avaliaram a dinâmica dos tecidos moles após o tratamento único e imediato com implante na maxila anterior. Após um ano de

acompanhamento, os implantes imediatos demonstram níveis de tecidos moles estáveis, casos menores demonstram recessão, o que é um fator importante para o sucesso estético.

Com base em inúmeros relatos sobre as complicações protéticas na implantodontia, como o afrouxamento ou fratura dos parafusos de retenção de pilares, tornam-se justificáveis modificações no desenho dos sistemas de implantes para que esses viessem a oferecer um maior grau de estabilidade biomecânica entre suas conexões. Em função disto, foram lançados no mercado sistemas de implantes com diversas plataformas protéticas, onde diferentes modelos apareceram como alternativa em relação à plataformas hexágono externo (HE) convencional, incorporando características para resistência rotacional, indexação e estabilização lateral. Entre estes modelos encontram-se as conexões internas, a conexão tipo cone morse, e conceito de plataforma modificada ou plataforma switching (PITA *et al.*, 2011).

4 DISCUSSÃO

Os autores relataram que a carga imediata vem se mostrando uma realidade, devolvendo a estética e função sem colocar em risco a osseointegração, afirmam que a dinâmica dos tecidos moles em cargas imediatas demonstram níveis estáveis, o que é um fator importante para a estética, com uma melhor união gengival e muco gengival com menos efeitos adversos nos tecidos moles. E para se obter a osseointegração em carga imediata a micromovimentação não pode exceder a 10 μm, correndo o risco de formar tecido fibroso ao redor do implante (BRUNSKI, 1992; ECHAVARRIA, ARISMENDI & LOPEZ, 2000; SHIBLY *et al.*, 2010 e RAES & COSYN, 2011).

Os autores relataram que a técnica de preparação de sub instrumentação resulta em maior estabilidade primária, afirmam que o aumento no torque de inserção reduz o micromovimento do implante, sendo esse elevado em ossos com pouca mineralização, devendo ter mais cautela nesses casos, devido dificuldade na osseointegração (TRISI *et al.*, 2009 e TABASSUM *et al.*, 2010).

Os autores relataram que a taxa de sucesso em implantes com dois tempos cirúrgicos e carga imediata são relativamente iguais, que independente da escolha do protocolo cirúrgico de um ou dois estágios, devem ser considerados: a adequação do desenho do implante, sítio receptor, a condição da crista óssea, a estética, as áreas de extrações recentes e o torque que quando excede 40 Ncm na colocação do implante, possibilita a realização de provisórios imediatos (TARNOW, EMTIAZ & CLASSI, 1997; TESTORI *et al.*, 2001 e GARBER, SALAMA & SALAMA, 2001).

Os autores afirmaram que o tipo, qualidade e quantidade óssea são fatores que influenciam fortemente, e que a área a ser implantada necessita estar em condições favoráveis, livre de infecções e os materiais necessitam ser biocompatíveis, entretanto alguns autores relatam que o osso esponjoso de maior ao invés de menor densidade pode garantir um melhor ambiente biomecânico para implantes, além disso, os implantes cônicos poderiam ser uma escolha melhor em uma mandíbula com osso esponjoso de baixa densidade (SENNERBY, 2000; PIERRISNARD *et al.*, 2002; TAWIL & YOUNAN, 2003; CORSO & MARCZAK, 2006;

BASHUTSKI, 2007 e TADA *et al.*, 2009).

Os autores afirmaram que o implante deve ter no mínimo 10 mm de comprimento para carga imediata. Para se obter um melhor contato osso-implante vai depender das características de superfície. A taxa de sucesso para implantes longos são maiores comparadas com implantes curtos, e a concentração de tensão ocorre nas regiões de implantes menores (CALVO, MULLER & GARG, 2000; MORDENFELD *et al.*, 2004; KOCA, ESKITASCIOGLU & USUMEZ, 2005 e PETRIE E WILLIANS, 2005).

Entretanto os autores relataram que nos seus estudos não houve diferença estatisticamente significativa na taxa de sucesso de implantes longos e que os implantes curtos podem suportar cargas oclusais (TAWIL & YOUNAN, 2003 e GENTILE, CHUANG & DODSON, 2005).

Alguns autores afirmaram que aplicando propriedades biomecânicas de redução de stress os implantes curtos podem elevar índices de sucesso, podendo ser utilizados com segurança obtendo longevidade, mostrando ser uma boa opção de tratamento para regiões com altura óssea reduzidas (MISCH *et al.*, 2006; BARBOZA *et al.*, 2007; MALÓ *et al.*, 2007 e GRANT, PANCKO & KRAUT, 2009).

Os autores afirmaram que as falhas das conexões protéticas podem contribuir para complicações biológicas, como perda óssea peri-implantar, comprometimento da osseointegração e sequelas de tecidos moles, entre ela a sensibilidade, inflamação e hiperplasia gengival. Devido a essas potenciais complicações, é importante para o cirurgião dentista compreender a biomecânica das junções parafusadas, para aumentar a probabilidade de se atingir clinicamente uma quantidade de pré-carga adequada. A pré-carga são as primeiras respostas ao torque experimentado pelo sistema, sendo fundamental para interpretar as tensões desenvolvidas na junção parafusada (GUDA *et al.*, 2008 e WANG *et al.* 2009).

Watanabe *et al.* (2003), por método de elemento finito analisaram a influência da inclinação do implante, da posição do carregamento e do sentido da carga na distribuição de tensões em implantes. Foi observado que as tensões de compressão eram relativamente maiores quando o implante era inclinado. Entretanto Corso e Marczak (2006) realizaram uma análise tridimensional em um implante mandibular osseointegrado, com o uso do método de elementos finitos, e chegaram a conclusão

que as maiores tensões de Von Mises verificadas é inserir o implante com 10° de inclinação no sentido apical.

Hungaro 2002, relatou através de estudos que o implante cilíndrico hexágono externo mostrou que a concentração de tensões foram maiores no pescoço do parafuso comparadas com implante cônico hexágono interno, porém no tecido a tensão foi similar.

Os autores relataram que o aperfeiçoamento do design do implante vem evoluindo ao longo do tempo para suportar cargas funcionais. Essas medidas se tornam justificáveis para oferecer um maior grau de estabilidade biomecânica entre suas conexões (MISCH *et al.*, 2006 e PITA *et al.*, 2011).

Os autores relataram que implantes com tratamento de superfície tem uma maior formação óssea, sendo possível carga imediata com vários tipos de superfícies desde que haja estabilidade primária (MARTINÉZ GONZALÉS *et al.*, 2006; FERGUSON *et al.*, 2008; NEUGEBAUER *et al.*, 2009 e SUL *et al.*, 2009).

Entretanto Tabassum *et al.* (2009), relataram que evidenciaram que tratamento de superfície não influencia na análise do torque e inserção, pois os implantes cônicos hexágono externo não presentam diferença estatisticamente significante quando usinados ou com superfície tratada.

Elementos finitos é uma técnica numérica utilizada para a solução de problemas de engenharia. Tem sido muito utilizada na odontologia para avaliar biomecânica dos implantes dentários. Ele obtém solução de um problema complexo subdividindo-o em problemas simples e menores, onde vai se formando uma equação, com soluções numérica aproximadas para descrever a resposta de qualquer sistema durante a aplicação de cargas. Os autores afirmaram que a parte clínica na odontologia poderá utilizar dessa metodologia para a escolha mais apropriada, tamanho e posição do implante de acordo com as propriedades ósseas da região escolhida (DETOLLA *et al.*, 2000; ULBRICH, HECK & BASSANTA, 2000; ALVES FILHO, 2000).

5 CONCLUSÕES

Baseado nas informações citadas na revisão de literatura conclui-se que:

- A carga imediata depende da estabilidade inicial do implante, acelera a osseointegração e favorece a estabilidade estética do tecido mole;
- As taxas de sucesso do tratamento em dois tempos cirúrgicos e carga imediata são semelhantes;
- O *design*, o tratamento de superfície e o tipo de osso são fundamentais para se obter a estabilidade primária;
- A técnica de elementos finitos ajuda a solucionar problemas de biomecânica dos implantes dentários.

REFERÊNCIAS*

ALVES FILHO, A. **Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE**. São Paulo: Érica, 2000.

APARICIO, C.; RANGERT, B.; SENNERBY, L. Carregamento imediato de implantes dentários: um relatório de reunião de consenso do Congresso Mundial da Sociedade Espanhola de Implantes em Barcelona. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 5, p. 57 – 60, 2003.

BARBOZA, E.; CARVALHO, W.; FRANCISCO, B.; FERREIRA, V. Desempenho clínico dos implantes curtos: um estudo retrospectivo de seis anos. **Rev Periodontia**, v. 17, n. 4, p. 98-103, 2007.

BASHUTSKI, J. D.; WANG, H. L. Complicações estéticas comuns do implante. **Implante Dent**, v. 16, p. 340 – 348, 2007.

BOSKAYA, D.; MUFTU S.; MUFTU A. Evaluation of load transfer charcteristics of five diferente implants in compact bone at diferente loady levels by finite elements analysis. **J Prosthet Dent**, v. 92, n. 6, p. 523-530, Dec 2004.

BRUNSKI, J. B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Review paper. **Clin Mater**, v. 10, n. 3, p. 153-201, 1992.

CALVO, M. P.; MULLER, E.; GARG, A. K. Immediate loading of titanium hexed screw type implants in the edentulous patient: case report. **Implant Dent**, v. 9, n. 4, p. 351-7, 2000.

CANULLO, L.; RASPERINI, G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12 to 36 month follow-up. **Int J Oral Maxillofac Implants,** v. 22, n. 6, p. 995-1000, Nov-Dec 2007.

CARVALHO, B. M.; PELLIZZER, E. P.; MORAES, S. L. D.; FALCÓN-ANTENUCCI, R. M.; FERREIRA, J. S. JR. Surface treatments in dental implants. **Rev Cir Traumatol Bucomaxilofac**, v. 9, n. 1, p. 123-30, Jan/Mar 2009.

* Conforme Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) NBR 6023, 2002.

CHAUSHU, G.; CHAUSHU, S.; TZOHAR, A.; DAYAN, D. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus no-immediate implantation. A clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 16, n. 2, p. 267-272, Mar-Apr 2001.

CORSO, L. L.; MARCZAK, R. J. **Análise tridimensional em um implante mandibular osseointegrado através do método de elementos finitos. Um estudo na orientação do implante para a minimização da tensão do osso**. XXVII Iberian Latin American Congresso on Computational Methods in Engineering 2006, Belém, Anais. Belém, 2006.

DETOLLA, D. H.; ANDREANNA, S.; PATRA, A.; BUHITE, R.; COMELLA, B. The role of the finite element model in dental implants. **J Oral Implantology,** v. 26, n. 2, p. 77-81, Jan 2000.

ECHAVARRIA, J. A. A.; ARISMENDI, L. P. A.; LOPEZ, F. D. Carga inmediata sobre implantes: una posibilidad protésica. **Rev Facultad Odontología**, v.11, n. 2, p. 13-18.

FERGUSON, S. J.; LANGHOFF, J. D.; VOELTER, K.; VON RECHENBERG, B.; SCHARNWEBER, D.; BIERBAUM, S.; et al. Biomechanical comparison of diferente surface modifications for dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 23, n. 6, p. 1037-46, Nov/Dec 2008.

FORTUNA, C. B. **Análise em elementos finitos do comportamento biomecânico de um implante unitário, do tipo hexágono interno, submetido à aplicação de carga imediata, precoce e tardia**. 2003. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003. 115f.

GARBER, D. A.; SALAMA, H.; SALAMA, M. A. Two stage versus one stage: is there really a controversy? **J Periodontol**, v. 72, n. 3, p. 417-21, Mar 2001.

GENTILE, M. A.; CHUANG, S. K.; DODSON, T. B. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7 mm implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 20, n. 6, p. 930-7, Nov-Dec 2005.

GRANT, B. T.; PANCKO, F. X.; KRAUT, R. A. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 67, n. 4, p. 713-7, Apr 2009.

GUDA, T.; ROSS, T. A.; LANG, L. A.; MILLWATER, H. R. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. **J Prosthent Dent**, v. 100, n. 3, p. 183-193, 2008.

HIMMLOVÁ, L.; DOSTÁLOVÁ, T.; KÁCOVSKÝ, A.; KONVICKOVÁ, S. Influence od implant lenght and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 1, p. 21-25, Jan 2004.

HUNGARO, P. **Estudo comparativo em elemento finito de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte**. 2002. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

ISHIGAKI, S.; NAKANO, T.; YAMADA, S.; NAKAMURA, T.; TAKASHIMA, F. Biomechanical stress in boné surrounding na implant under simulated chewing. **Clin Oral Impl Res**, v. 14, p. 97-102, 2003.

KOCA, O. L.; ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A. Three dimensional finite elemento analysis of functional stresses in diferente bone locations produced by implants placed in the maxillary region of the sinus floor. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 1, p. 38-44, Jan 2005.

MALÓ, P.; ARAUJO NOBRE, M.; RANGERT, B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 9, n. 1, p. 15-21, Mar 2007.

MARTINÉZ-GONZALÉZ, J. M.; GARCÍA-SÁBAN, F.; FERRÁNDEZ-BERNAL, J.; GONZALO-LAFUENTE, J. C.; CANO-SÁNCHEZ, J.; BARONA-DORADO, C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. Na experimental study in beagle dogs. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, v. 11, n. 3, p. E281-5, Mai/Jun 2006.

MISCH, C. E. **Implantes Dentais Contemporâneos.** 2. ed. São Paulo: Editora Santos; 2006. Capítulo 23, p.329-42.

MISCH, C. E.; STEIGNGA, J.; BARBOZA, E.; MISCH-DIETSH, F.; CIANCIOLA, L. J.; KAZOR, C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. **J Periodontol**, v. 77, n. 8, p. 1340-7, Aug 2006.

MORDENFELD, M. H.; JOHANSSON, A.; HEDIN, M.; BILLSTROM, C.; FYRBERG, K. A. A retrospective clinical study of wide-diameter implants used in posterior edentulous areas. **Int J Oral Maxillofac Implants**,v. 19, n. 3, p. 387-92, May-Jun 2004.

NEUGEBAUER, J.; SCHEER, M.; MISCHKOWSKI, R. A.; AN, S.; KARAPETIAN, V. E.; TOUTENBURG, H.; et al. Comparison of torque measurement and clinical handling of various surgical motors. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n. 3, p. 469-476, May-Jun 2009.

PETRIE, C. S.; WILLIANS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, lenght, and taper on strains in the alveolar crest. **Clin Oral Implants Res**, v. 16, n. 4, p. 486-494, Aug 2005.

PIERRISNARD, L.; HURE, G.; BARQUINS, M.; CHAPPARD, D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite elemento analysis. **Int Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.3, p. 353-362, May-Jun 2002.

PITA, M. S.; ANCHIETA, R. B.; BARÃO, V. A.; GARCIA JÚNIOR, I. R.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W. G. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J Craniofac Surg**, v. 22, n. 6, p. 2327-2331, 2011.

RAES, F.; COSYN, J.; CROMMELINCK, E.; COESSENS, P.; DE BRUYN, H. Tratamento imediato e convencional de implante único na maxila anterior. Resultado de um ano de uma série de casos sobre resposta de tecido duro, macio e estético. **J Clin Periodonto**, v. 38, p. 385 – 394, 2011.

ROSA, R. C.; SILVA, P.; SHIMANO, A. C.; VOLPON, J. B.; DEFINO, H. L. A.; SCHLEICHER, P.; et al. Análise biomecânica de variáveis relacionadas à resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral. **Rev Bras Ortop**, v. 43, n. 7, p. 293-299, 2008.

SENNERBY, L. Implant integration and stability. In: PALACCI, P. **Esthetic implant dentistry: soft hard tissue management**. Chicago: Quintessence, 2000. Cap.1, p. 15-29

SHIBLY, O.; KUTKUT, A.; PATEL, N.; ALBANDAR, J. M. Implantes imediatos com carregamento imediato versus carga convencional: estudo clínico randomizado de um ano. **Clin Implant Dent Relat Res**, 2010.

SUL, Y. T.; JONSSON, J.; YOON, G. S.; JOHANSSON, C. Resonance frequency measurements in vivo and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnites, Osseotites, SLA, and TiOblast implants. **Clin Oral Impl Res,** v. 20, n. 10, p. 1146-55, Oct 2009.

TABASSUM, A.; MEIJER, G. J.; WOLKE, J. G. C.; JANSEN, J. A. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in

artificial bone with a density equivalente to maxillary bone: a laboratory study. **Clin Oral impl Res**, v. 20, n. 4, p. 327-32, Apr 2009.

TABASSUM, A.; MEIJER, G. J.; WOLKE, J. G. C.; JANSEN, J. A. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with, different cortical thickness: a laboratory study. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 2, p. 213-220, Feb 2010.

TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone system: finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 18, n. 3, p. 357-368, 2009.

TARNOW, D. P.; EMTIAZ, S.; CLASSI, A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1 to 5 year data. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 12, n. 3, p. 319-24, May-Jun 1997.

TAWIL, G.; YOUNAN, R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 18, n. 6, p. 894-901, Nov-Dec 2003.

TESTORI, T.; SZMUKLER-MONCLER, S.; FRANCETTI, L.; DEL FABBRO, M.; SCARANO, A.; PIATTELLI, A.; et al. Immediate loading of osseotite implants: a case report and histologic analysis after 4 months of occlusal loading. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 21, n. 5, p. 451-9, Oct 2001.

TRISI, P.; PERFETTI, G.; BALDONI, E.; BERARDI, D.; COLAGIOVANNI, M.; SCOGNA, G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and boné density. **Clin Oral Impl Res**, v. 20, n. 5, p. 467-71, Mai 2009.

ULBRICH, N. L.; HECK, M. B.; BASSANTA, A. D. Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes imz nos três elementos intramóveis com cargas verticais. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial**, v. 2, n. 5, p. 32-38, 2000.

WANG, R. F.; KANGN, B.; LANG, L. A.; RAZZOG, M. E. The dynamics natures of implant loading. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 6, p. 359-37, 2009.

WATANABE, F.; HATA, Y.; KOMATSU, S., RAMOS, T. C.; FUKUDA, H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. **Odontology**, v. 91, n. 1, p. 31-36, Sep 2003.