

CARMINE ELY FERRARI

**CONSIDERAÇÕES BIOMECÂNICAS DE PRÓTESES FIXAS
IMPLANTOSSUPORTADAS EM DESDENTADOS TOTAIS E PORTADORES DE
ESPAÇOS PROTÉTICOS CLASSE I E II DE KENNEDY**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção de Título de Especialista em Prótese Dentária.

PIRACICABA

2015

CARMINE ELY FERRARI

**CONSIDERAÇÕES BIOMECÂNICAS DE PRÓTESES FIXAS
IMPLANTOSSUPORTADAS EM DESDENTADOS TOTAIS E PORTADORES DE
ESPAÇOS PROTÉTICOS CLASSE I E II DE KENNEDY**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção de Título de Especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva

PIRACICABA

2015

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

F412c	Ferrari, Carmine Ely, 1989- Considerações biomecânicas de próteses fixas implantossuportadas em desdentados totais e portadores de espaços protéticos classe I e II de Kennedy / Carmine Ely Ferrari. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2014. Orientador: Wilkens Aurélio Buarque e Silva. Trabalho de Conclusão de Curso (especialização) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Bioengenharia. 2. Implantes dentários. 3. Prótese dentária. I. Silva, Wilkens Aurélio Buarque e, 1967-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
-------	--

Dados fornecidos pelo autor do trabalho

Dedico este trabalho aos meus pais, que tanto fizeram para que eu pudesse alcançar esta meta e ao João Marcelo, meu bem, que me acompanhou de corpo, alma e coração nessa caminhada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus, fonte de energia e inspiração em todos os momentos, por iluminar e proteger a caminhada até aqui.

Ao grande orientador Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva que tanto me ajudou a realizar este trabalho e me ensinou o quanto é importante pesquisar, meu respeito.

Ao amigo Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva, exemplo de pessoa e pesquisador.

À competente Prof^a. Dr^a. Lígia Buarque, pela sua paciência, competência e compreensão em diversos momentos.

À família de Piracicaba que engloba uma turma de todos os cantos do Brasil: Ayala, Anuba, Daniele, Gisele, Helouise, Jéssica, Mariana, Otávio e Syllas. Com vocês e graças a vocês a jornada se tornou mais leve.

Às amigas e funcionárias Dra. Edna e Keila do laboratório de Prótese Fixa (Cetase) da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas.

A todas as outras pessoas que de alguma forma auxiliaram na realização deste trabalho, os meus sinceros agradecimentos.

*“É preciso ser duro, mas sem perder a
ternura, jamais.”*

Che Guevara

SUMÁRIO

RESUMO.....	7
ABSTRACT	8
1 INTRODUÇÃO	9
1.1 Antecedentes e justificativas.....	9
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
2.1 As razões para os implantes dentais	11
2.2 Os aspectos biomecânicos	11
2.3 As soluções protéticas sobre os implantes	23
2.3.1 Planejamento para desdentados totais	26
2.3.2 Planejamento para classe I de Kennedy	27
2.3.3 Planejamento para classe II de Kennedy	28
2.4 Os implantes osseointegrados e os dentes naturais.....	28
3 DISCUSSÃO	31
4 CONCLUSÃO.....	34
REFERÊNCIAS	35

RESUMO

A biomecânica é uma disciplina da bioengenharia que associa os estudos do campo biológico da Medicina e Odontologia com os da Engenharia Mecânica, permitindo, dessa forma, o aprofundamento científico relativo às respostas teciduais à aplicação de forças, relacionando diretamente estrutura e função. Quando do planejamento da colocação de implantes para restabelecimento da função oclusal e estética, temos que levar em consideração inúmeros fatores relacionados à biomecânica como diâmetro, comprimento, número e distribuição, textura de superfície, número de roscas e formato do implante. Portanto, conhecimentos básicos dessa área são de responsabilidade do dentista para obtenção de sucesso nos tratamentos reabilitadores propostos. O presente estudo teve como objetivo, por meio de revisão de literatura, analisar as pesquisas considerando a biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em desdentados totais e em pacientes portadores de espaços protéticos classe I e II de Kennedy no que diz respeito ao sucesso e ao fracasso em decorrência da incidência e distribuição das forças mastigatórias, associado com a qualidade e a quantidade óssea e seu impacto nos implantes osseointegrados, selecionados para cada caso clínico após a definição do design da prótese a ser confeccionada, visando o aumento da área de superfície onde as forças atuarão, instalação das fixações para obtenção de configuração em plano e melhor distribuição das cargas no complexo prótese-implante-osso.

ABSTRACT

Biomechanics is a discipline that combines bioengineering studies of the biological field of Medicine and Dentistry with the Mechanical Engineering, allowing thus the scientific deepening relative to tissue responses to the application of forces, directly correlating structure and function. When planning the placement of implants for restoration of occlusal function and aesthetics, we have to take into account numerous factors related to biomechanics such as diameter, length, number and distribution, surface texture, number of threads and implant size. Therefore, basic knowledge of this area is the responsibility of the dentist to achieve success in the proposed rehabilitation treatments. The present study was aimed, through literature review, analyze the research considering the biomechanics of implant-supported fixed prostheses in edentulous patients and patients with prosthetic spaces class I and II of Kennedy with regard to success and failure due the incidence and distribution of masticatory forces, associated with bone quality and quantity and its impact on dental implants, selected for each clinical case after defining the design of the prosthesis to be manufactured, in order to increase the surface area where the forces will act, installation of anchorages for obtaining configuration in plan and better load distribution in implant-prosthesis-bone complex.

1 INTRODUÇÃO

1.1 Antecedentes e justificativas

A osseointegração revolucionou e tem a cada dia incrementado a Odontologia. As alternativas de planejamento dos tratamentos reabilitadores ganharam grande diversidade, com inúmeras possibilidades, envolvendo a utilização de implantes exclusivamente, em caso de pacientes desdentados totais, ou seu uso associado a dentes naturais (Misch, 2008).

A biomecânica nada mais é que uma disciplina da bioengenharia, que associa os estudos do campo biológico da Medicina e da Odontologia com os da Engenharia Mecânica, permitindo, desta forma, o aprofundamento científico relativo às respostas teciduais à aplicação de forças, relacionando diretamente estrutura e função. Logo, a biomecânica é tida como um dos fatores mais importantes a serem considerados hoje na implantodontia e, por isso, vários aspectos relacionados à prótese, aos implantes e ao tecido ósseo devem ser analisados e diagnosticados para a elaboração de um bom plano de tratamento e obtenção de sucesso. O papel do implante osseointegrado no tratamento protético é comparável à fundação de um edifício. Se a fundação for deficiente, não se pode esperar que o edifício suporte o uso normal (Misch, 2008).

Implantes dentários têm sido utilizados, clinicamente, por mais de 30 anos e têm permitido considerável progresso na parte dentária, oral e bucomaxilofacial para repor uma ou mais perdas dentárias causadas pela velhice, acidentes ou mesmo para melhorar a estética em pacientes desdentados totais ou parciais (Mathieu *et al.*, 2014).

Um quadro de avaliação com fatores relevantes para a reabilitação com implantes é sugerido ao clínico, sendo eles volume ósseo (altura e espessura), densidade óssea (quantidade de osso cortical), oclusão e dentição antagonista, propriocepção e distribuição dos dentes naturais, área de superfície e distribuição dos implantes. Assim como largura, comprimento, tipo de superfície, presença de hexágono interno ou externo e distribuição no arco dentário relacionados aos implantes e, material de recobrimento oclusal, tábua oclusal, fixação no implante com parafuso ou cimento, altura de coroa e inclinação de cúspides relacionados à prótese (Davidoff, 1996).

O dente natural tem uma relação com o tecido ósseo bastante distinta dos implantes. Entre o dente e o tecido ósseo existe uma verdadeira articulação, com fibras colágenas, vasos sanguíneos e líquido intersticial, com possibilidade de movimento fisiológico do dente tanto no sentido vertical como no horizontal. No caso dos implantes existe aposição direta de tecido ósseo na superfície de titânio, sem a presença do ligamento

periodontal, sendo assim os conceitos de oclusão e biomecânica no caso de prótese sobre implante se tornam ainda mais importantes, devido a menor capacidade de adaptação fisiológica deste último, sendo fator decisivo para o sucesso ou fracasso da osseointegração (Merleske *et al.*, 2000).

O implante após sofrer o processo de osseointegração está pronto para começar a receber cargas oclusais, através da confecção de trabalhos fixos ou removíveis, com a utilização de porcelana ou resina para o recobrimento oclusal, podendo-se ainda optar por próteses parafusadas ou cimentadas sobre implantes (Stegaroiu *et al.*, 2004).

Conforme Misch (2008), métodos de diagnóstico precisos são instrumentos essenciais, principalmente para a prevenção de doenças e para o sucesso de trabalhos reabilitadores. O planejamento reverso, que visa, primeiramente, a definição do trabalho protético a ser confeccionado para a posterior instalação dos implantes osseointegrados em locais e com tamanhos adequados, quando bem realizado, é a chave para a obtenção de um bom resultado final.

Portanto, com o objetivo de atualizar os conhecimentos sobre os aspectos biomecânicos relacionados aos implantes osseointegrados e a posterior confecção do trabalho protético instalado sobre as fixações que envolvem a saúde bucal de pacientes, que por algum motivo específico, perderam um, alguns ou todos elementos dentários ao longo da vida, realizou-se uma revisão da literatura para analisar o comportamento das próteses fixas totais e parciais implantossuportadas em pacientes desdentados totais e portadores de espaços protéticos classe I e II de Kennedy, procurando estabelecer, também, a relação existente entre o dente natural e o implante osseointegrado.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 As razões para os implantes dentais

De acordo com Misch (2008), de 1983 a 2002 o número de implantes dentais utilizados nos Estados Unidos aumentou mais de dez vezes e outras cinco vezes de 2000 a 2005. Mais de um milhão de implantes dentais são realizados a cada ano e este número continua a aumentar constantemente.

Misch (2008) acrescentou que a grande necessidade e a utilização de tratamentos relacionados a implantes se devem a inúmeros fatores correlacionados. Dentre eles, uma população envelhecida com mais expectativa de vida, haja visto que os mais velhos são mais passíveis de possuir ausências dentárias, consequências das falhas da prótese fixa, performance ruim das próteses removíveis, aspectos psicológicos da perda dentária, assim como resultados previsíveis, a longo prazo, das próteses implantossuportadas, as vantagens das reabilitações implantossuportadas e o crescimento da conscientização pública.

Quando se pensa em próteses parciais fixas (PPF) dentossuportadas, quase 80% dos pilares preparados para uma PPF de três unidades não têm ou têm restaurações mínimas. Em vez de remover estrutura dentária sadia e colocar coroas em dois ou mais dentes, aumentando o risco de cárie e terapia endodôntica nos dentes adjacentes, um implante dental pode substituir um dente unitário. Isso porque já é sabido das taxas de sucesso elevadas em implantes unitários, em torno de 97%, mais eficiência na limpeza das superfícies proximais dos dentes adjacentes, estética melhorada e menor sensibilidade a baixas temperaturas ou contato nos dentes adjacentes, melhor manutenção óssea no sítio desdentado, vantagens psicológicas e redução da perda dos dentes pilares (Misch, 2008).

2.2 Os aspectos biomecânicos

Segundo estudo de Weinberg (1993), para cada 10 graus de aumento da inclinação cuspídea, existem, aproximadamente, 30% de aumento da sobrecarga na prótese e para cada 10 graus de aumento da inclinação do implante, existem, aproximadamente, 5% de aumento de sobrecarga na prótese. Para cada 1 mm de deslocamento lingual, existem, aproximadamente, 15% de aumento no torque e para cada 1 mm de deslocamento apical, existem, aproximadamente, 4% de aumento no torque. Dessa forma, a configuração oclusal em prótese sobre implante deve ter cúspides reduzidas, relação oclusal cúspide-fossa, anatomia oclusal pouco profunda e sulcos e fossas extensas para uma melhor distribuição das

cargas no complexo prótese-implante-osso.

Rodriguez *et al.* (1994) publicaram uma pesquisa que foi dividida em duas partes. A primeira revisou na literatura a biomecânica do cantiléver nas próteses parciais fixas, a biomecânica de implantes e deu ênfase às próteses implantossuportadas com cantiléver, mostrando nos trabalhos pesquisados os resultados da força de oclusão em pacientes com próteses implantossuportadas com cantiléver. Na segunda parte, foi realizado o resumo sobre a determinação de comprimentos de cantiléveres aceitáveis para uso de próteses implantossuportadas. Foi observado que quando a oclusão está balanceada, este tipo de prótese se faz uma boa opção para a reabilitação oral, já se o paciente apresenta problemas parafuncionais aumentando a carga oclusal, o risco de fratura das próteses com cantiléver sobre implantes aumenta consideravelmente e também está diretamente interligado à extensão da prótese que, quanto mais longa, maior o risco de fratura e perda de implantes.

Existe uma regra baseada na hipótese de que a carga mínima para o rompimento dos implantes osseointegrados é igual a 2,5 vezes a força oclusal normal. Entretanto, a carga de tensão mínima para falha depende da profundidade da colocação do implante, e é aproximadamente proporcional a esta profundidade. Assim, o comprimento máximo de cantiléver é reduzido à metade quando a profundidade do implante é reduzida a um terço (Hobo, 1997).

Os implantes do Sistema Branemark têm superfícies rosqueadas para suportar as tensões externas da direção vertical e esse projeto também impede a concentração de tensões/estresse no osso circundante porque cada rosca é ligeiramente arredondada (Hobo, 1997).

Se a sobrecarga oclusal não é corrigida, a perda óssea continua até a perda do implante. Aumenta a profundidade do sulco anaeróbio e a doença perimplantar se instala se o paciente não realiza higiene satisfatória. Implantes não osseointegrados têm uma camada de tecido conjuntivo fibroso entre a superfície do implante e o osso e esse tipo de zona intermediária geralmente tem menor resistência (Hobo, 1997).

Devido ao tamanho reduzido e a composição metálica, os pilares e parafusos de fixação permitem uma maior deflexão. Rangert *et al.* (1997) afirmaram que parafusos de ouro são a porção mais flexível do sistema e permitem micromovimentos suficientes para distribuir a força, contudo a intensidade de deflexão de parafusos de fixação encontra-se numa escala de micromovimentos de 0,1 a 0,5 mm. Então, para prevenir a fratura de parafusos de ouro causada pela fadiga do metal, com possível sobrecarga dos implantes remanescentes, é recomendado trocar os parafusos de ouro ao longo da vida da restauração. Próteses com

cantiléver ou pilares angulados concentram maior estresse nos parafusos, logo, se o parafuso de ouro é insuficientemente apertado, menor força oclusal é requerida para separar a interface e isto pode sobrecarregar, diretamente, o parafuso de ouro, distorcendo-o ou quebrando o mesmo por causa da pré-carga insatisfatória e da pobre interface de ajuste.

Por outro lado, Rangert *et al.* (1997) acrescentaram que um aperto excessivo pode deformar o parafuso e que uma pobre interface de ajuste entre pilar e prótese pode induzir a um maior estresse de cisalhamento do que o design da estrutura foi planejado para resistir. Embora alguma parte da força seja distribuída para o pilar, grande parte vai para o parafuso e, em próteses múltiplas implantossuportadas, se ocorre a soltura do parafuso de um dos elementos, acaba por gerar sobrecarga em toda a estrutura adjacente.

Sahin *et al.* (2002) afirmaram que falhas de implantes foram observadas após a entrega das próteses e que estavam geralmente relacionadas com complicações biomecânicas. Há um consenso que a localização e a intensidade das forças oclusais afetam a qualidade e a quantidade de tensão e estresse induzido em todos os componentes do complexo prótese-implante-osso.

O aumento no número, tamanho e diâmetro de suporte dos implantes melhora seu comportamento biomecânico, especialmente quando sujeitos a forças de curvatura. Da mesma forma, o aumento da densidade óssea melhora as propriedades mecânicas da interface. Assim, os implantes apresentam menor micromovimentação, aumento da estabilidade inicial e redução da concentração de estresse e, conforme sua localização, os momentos de flexão e curvatura são reduzidos. O resultado do tratamento também é melhorado quando os implantes não carregam excessivas forças oclusais e desempenham trabalho no suporte de próteses fixas (Sahin *et al.*, 2002).

Carga axial absoluta fornece algo benéfico para o carregamento dos implantes, já cargas laterais e oblíquas criam momentos de flexão que causam tensões desfavoráveis no parafuso. Ocorrerá um aumento dramático no carregamento transferido para o implante mais próximo do cantiléver e aqueles implantes colocados na região posterior da boca apresentarão um risco maior de sobrecarga, logo deve-se optar pelo uso de implantes mais largos e longos, respeitando as estruturas vitais (Sahin *et al.*, 2002).

O impacto do tamanho e diâmetro dos implantes nas taxas de sobrevivência é de grande importância. Um implante pequeno é aquele com 8 mm ou menos intra-ósseo, o implante largo apresenta 4,5 mm ou mais e o implante estreito tem 3,5 mm ou menos. Da mesma maneira, existe a indicação para o carregamento imediato, realizado no período de 72 horas pós-instalação do implante, conduta que eleva as taxas de sucesso. Depois disso, há uma

queda significativa dessas taxas (Hobkirk & Wiskott, 2006).

Almeida & Pellizzer (2008) afirmaram que existem alguns fatores de risco que afetam a distribuição de forças no implante como os contatos prematuros que geram deflexão na posição dos côndilos, dentes e próteses, causando perda óssea marginal ou até mesmo perda do implante. A geometria, número, comprimento, diâmetro e angulação dos implantes, assim como a localização, tipo, geometria e material da prótese, infraestrutura apropriada, direção e intensidade da aplicação de forças nas próteses, condições do arco antagonista, deformações mandibulares, densidade óssea, idade, sexo e consistência da alimentação do paciente. Ambos os autores ainda afirmaram que as inclinações dos implantes são condições indesejáveis. No entanto, sabe-se que em algumas situações clínicas, como no tratamento de pacientes acometidos por fissura labiopalatina, por exemplo, não é possível evitar o posicionamento inadequado dos implantes. Logo, é responsabilidade do dentista atentar para a oclusão do paciente, a fim de tentar distribuir as cargas de forma mais próxima ao longo eixo do implante. Assim, uma oclusão em prótese sobre implante deve ter o mínimo de contatos oclusais, com contatos bilaterais simultâneos, ausência de contatos prematuros no retorno à posição de máxima intercuspidação habitual, contatos laterais excursivos sem interferência no lado de balanceio e distribuição equivalente de forças oclusais.

A maneira como o estresse é transferido à interface osso-implante é de suma importância. Evidências mecânicas mostraram que os fatores que influenciam a distribuição de tensão no osso são a inclinação da cúspide da coroa, o momento de torque e a inclinação do implante (Almeida & Pellizzer, 2008).

Do ponto de vista da eficiência mastigatória e intensidade da carga, a redução da inclinação e altura das cúspides é danosa. Contudo, Almeida e Pellizzer (2008) afirmaram que a redução da altura oclusal e da inclinação das cúspides da coroa, reduz o braço de alavanca e a ocorrência de contatos excêntricos. Assim, de acordo com os autores, a oclusão em prótese sobre implante é um fator fundamental para melhorar a distribuição de forças ao longo eixo do implante, devendo-se diminuir a inclinação das cúspides, reduzindo o braço de alavanca e a ocorrência de contatos excêntricos. As inclinações acentuadas dos implantes devem ser evitadas, sempre que possível, a fim de favorecer a distribuição de forças ao longo eixo dos implantes.

Segundo Chen *et al.* (2008), após a osseointegração, estresse mecânico e tensões em torno dos limites físicos dos tecidos duros são a primeira causa da perda óssea ao redor dos implantes. Quanto maiores as tensões através da interface prótese-implante-osso, maior o fator de risco para a perda óssea marginal e subsequente perda do implante. Portanto, a

relação entre tensão e deformação tem se mostrado um parâmetro importante para a manutenção do osso marginal e sobrevida do implante.

A deflexão é um esforço físico onde a deformação ocorre perpendicularmente ao eixo da prótese e paralelamente à força atuante. Já o cisalhamento é uma força que atua em direções opostas e paralelas em planos diferentes, tendendo a deslizar uma porção da estrutura ao longo da porção adjacente, dilacerando-a, rasgando-a. Como consequência da atuação dessas forças externas de deflexão e de cisalhamento ocorre a deformação, que nada mais é do que a alteração dimensional da prótese. A propriedade da elasticidade faz com que as próteses totais ou parciais fixas retornem a sua dimensão original quando a força é removida. Já a propriedade da plasticidade cria uma deformação permanente na prótese, mesmo após a força removida, levando ao conserto ou à repetição do trabalho protético (Fernandes Neto, 2008).

Fernandes Neto (2008) ainda acrescentou que uma alavanca é formada por uma barra rígida e por um fulcro ao redor do qual ela rotaciona. Também deve existir um objeto a ser movimentado, uma força aplicada, representada pelo braço de potência e, numa situação clínica como em pacientes classe I de Kennedy, o braço de resistência, representado pelos dentes anteriores inferiores e/ou superiores ainda presentes. Esta alavanca poderá ser de Primeira classe ou Interfixa, nela o fulcro está localizado entre a fonte de potência e a resistência (pacientes classe I de Kennedy), alavanca de Segunda classe ou Interresistente, onde a potência e o fulcro estão localizados em extremidades opostas e a resistência entre eles ou alavanca de Terceira classe ou Interpotente, onde a resistência está em uma extremidade e o fulcro em outra, sendo a potência aplicada entre eles.

Misch (2008) afirmou que a Odontologia moderna tem como objetivo restabelecer o paciente com contorno, função, conforto, estética, fonação e saúde normais. Quanto mais dentes o paciente perde, mais desafiadora essa tarefa se torna, contudo hoje dispomos de ferramentas de diagnóstico, pesquisa contínua, plano de tratamento, projeto dos implantes, materiais e técnicas, logo, o sucesso é mais previsível se comparado há anos atrás.

A biomecânica utiliza os instrumentos e métodos da engenharia mecânica aplicada à pesquisa para procurar pelas relações entre função e estrutura nos materiais vivos. O plano de tratamento inicial em Implantodontia deve incluir o tamanho ideal do implante baseado principalmente em considerações estéticas e biomecânicas. Assim, quando um dente é substituído pelo implante dental, o cirurgião deve pré-selecionar um tamanho ideal do pilar com base no tamanho ideal para uma restauração estética dentro de princípios biomecânicos (Misch, 2008).

Para determinação do tamanho do implante costumava-se avaliar o volume de

osso existente em altura, largura e profundidade. O cirurgião selecionava implantes mais longos para a região anterior da boca e implantes mais curtos para a região posterior devido aos limites do canal mandibular e do seio maxilar. A largura do implante estaria relacionada à largura preexistente de osso e, assim, o implante com diâmetro de 3,75 mm apresentado pelo Sistema Branemark, era usado em quase todas as situações (Misch, 2008).

Hoje, o diâmetro do implante aumenta conforme a área sobre a qual as forças oclusais podem ser dissipadas. Um implante com plataforma de 4 mm de diâmetro possui uma área superficial de plataforma 33% maior que a de um implante similar com plataforma de 3 mm de diâmetro. Esta tendência também é observada nos dentes naturais para compensar o aumento da força e, assim, os molares apresentam maior diâmetro que os incisivos (Misch, 2008).

À medida que o comprimento de um implante aumenta, o mesmo ocorre com a área de superfície total. Os implantes mais longos são sugeridos para oferecer maior estabilidade sob condições de carga lateral, mas eles não são necessariamente melhores. Ao invés disto, existe um comprimento mínimo do implante para cada densidade óssea, dependendo, também, da largura e do design. Quanto mais mole o osso, maior comprimento sugerido (Misch, 2008).

Ainda de acordo com Misch (2008), mais importante do que o número de implantes instalados em maxila e mandíbula, é a sua distribuição seguindo o Polígono de Roy, ou seja, pelo menos um implante nas regiões anterior, média e posterior. Ele afirmou que as distribuições em superfície, onde três ou mais implantes estão dispostos de maneira a formar um plano são as melhores, pois proporcionam uma área, facilitando a dissipação das cargas biomecânicas ao longo do conjunto prótese-implante e reduzindo o efeito da mobilidade indesejada através da estabilização da prótese proporcionada por esta união, assim como as distribuições tripoidais (não alinhadas), onde 3 implantes são instalados, sendo que o implante central é posicionado levemente desviado para vestibular ou lingual/palatino, no intuito da formação de um plano.

O corpo de um implante cilíndrico e liso resulta, essencialmente, em uma força de cisalhamento típica na interface osso/implante, gerando perda óssea por causa da transferência inadequada de carga. Já os implantes rosqueados, muito utilizados atualmente, permitem uma otimização maior da área de superfície funcional, a fim de transmitir as cargas de compressão para a interface osso/implante. Além disso, há uma limitação dos micromovimentos durante a cicatrização (Misch, 2008).

O corpo do implante pode ser coberto com um revestimento poroso. Os dois

materiais utilizados com maior frequência para este processo são a hidroxiapatita e o óxido de titânio. Esse revestimento de superfície do implante proporciona vantagens clínicas como o aumento da área de superfície, o aumento da aspereza para a estabilidade inicial e uma interface osso/implante mais forte (Misch, 2008).

Misch (2008) também afirmou que existem três formatos convencionais de rosca nos designs dos implantes dentários: em forma de V, rosca quadrada e rosca trapezoidal. O passo de rosca, que pode ser grosso e fino, é definido como o número de roscas por unidade de comprimento. A diminuição na distância entre as roscas aumenta o número de roscas por unidade de comprimento. Então, se a intensidade da força é aumentada ou a densidade óssea é reduzida, o passo da rosca pode ser diminuído para aumentar a área de superfície funcional.

Os implantes dentais transferem a carga para os tecidos biológicos circundantes, assim, o direcionamento da carga biomecânica é dependente do tipo de força aplicada, que denota as suas diferentes intensidades e a área de superfície funcional, que trata-se da região sob ação de estímulo, receptora dos implantes e próteses sobre a qual a força é dissipada. Essas forças que agem sobre os implantes dentais são chamadas quantidades vetoriais, ou seja, elas possuem intensidade, direção, tipo e sentido. O processo por meio do qual as forças tridimensionais são divididas em suas partes componentes é chamado de resolução vetorial e pode ser rotineiramente utilizado na prática clínica para enfatizar a longevidade do implante (Misch, 2008).

Segundo Misch (2008), as forças aplicadas nos implantes dentais podem ser caracterizadas em quatro fatores distintos que englobam intensidade, tipo, direção e sentido. A intensidade das forças mastigatórias varia em função da região anatômica, do estado da dentição, parafunção e lado de preferência da mastigação, sendo ela maior na região do molar (99,79 kg), menor na área do canino (49,90 kg) e menor ainda na região dos incisivos (11,34 a 15,88 kg), porém, com a parafunção, essa média aumenta. É raro um dentista poder controlar completamente a intensidade da força, porém, a redução do comprimento do cantiléver, das cargas prejudiciais com o auxílio de protetores noturnos usados para diminuir a parafunção noturna e da altura da coroa podem auxiliar nesse controle. Existem três tipos de forças que podem ser aplicadas aos implantes dentais que são a compressão (tenta empurrar as massas umas contra as outras), a tensão (rompe objetos) e o cisalhamento (causa deslizamento). Esta última deve ser limitada, pois o osso é menos resistente à fratura sob essas condições de carga, sendo ela a mais destrutiva para o implante e para o osso. A direção das forças sobre o corpo do implante é tipicamente maior na interface da crista óssea e este trata-se de outro fator importante a ser levado em consideração. Cargas anguladas aumentam a quantidade de

carga de cisalhamento no osso, e o osso é mais fraco para esse tipo de carga. Portanto, sob condições ideais, o corpo do implante deve ser direcionado para gerar cargas compressivas no longo eixo do implante, pois o alinhamento axial gera menos tensão no sistema do implante e diminui o risco de afrouxamento do parafuso e fraturas por fadiga do implante ou de seus componentes. A força que atua sobre o complexo prótese-implante-osso, ainda pode ter sentido ocluso-cervical ou cérvico-oclusal.

Da mesma forma, Misch (2008) afirmou que os pilares angulados, utilizados para melhorar a estética ou a via de inserção de uma restauração, resultam no desenvolvimento de perigosos componentes transversos de força sob as cargas oclusais, assim como as restaurações com pilares múltiplos, particularmente com cantiléveres distais, que produzem um perfil de carga nitidamente complexo sobre a prótese e também na interface osso/implante.

Nos sistemas de implantes dentais sujeitos a cargas oclusais, a deformação pode ocorrer na restauração protética, no implante propriamente dito e nos tecidos interfaciais adjacentes. A natureza da rigidez relativa destes componentes no sistema geral de implante controla significativamente a resposta do sistema à carga de impacto. Quanto mais intensa a carga de impacto, maior o risco de falha do implante, da prótese e de fratura do osso (Misch, 2008).

O momento de uma força sobre um ponto tende a produzir rotação ou flexão ao redor do mesmo. Os momentos de torque ou flexão impostos sobre os implantes como consequência, por exemplo, de um cantiléver de prótese ou de secções de barra demasiadamente longos, podem resultar na deterioração da interface, na reabsorção óssea, na soltura do parafuso protético ou na fratura da barra ou prótese. Assim, existem os braços de momentos clínicos em Implantodontia representados pela altura oclusal, pelo comprimento do cantiléver e pela largura oclusal e, a minimização de cada um destes braços de momentos é necessária para evitar a soltura das restaurações, fratura dos componentes, perda de crista óssea ou falha total do sistema de implante (Misch, 2008).

De forma ideal não deveriam existir elementos suspensos. As forças ficariam bem distribuídas, otimizando a sua absorção pelo tecido ósseo, implantes e componentes protéticos. Contudo, ao analisar os mais variados casos clínicos, foi possível observar que por muitas vezes em áreas onde seria necessária a colocação de implantes, tem-se uma estrutura óssea precária, em qualidade, quantidade ou em ambas. Nesse momento, deve-se pensar nos enxertos ósseos e de tecido mole, porém isso envolve custos e intervenções cirúrgicas. A alternativa passa a ser a utilização de cantiléver (Misch, 2008).

De acordo com Misch (2008), quanto maior a extensão anteroposterior entre o centro do(s) implante(s) mais anterior(es) e mais distal dos implantes posteriores, menores são as cargas resultantes sobre o sistema de implante oriundas das forças dos cantiléveres, por causa do efeito estabilizador da distância anteroposterior. Dessa forma, o cantiléver distal não deve exceder 2,5 vezes a distância anteroposterior, sob condições ideais. Ainda é válido ressaltar que um arco de formato quadrado envolve extensões anteroposteriores mais curtas entre os implantes esplintados, e deveria ter cantiléveres de comprimento menor. Já um arco de formato triangular possui a maior distância entre os implantes anteriores e posteriores, e pode ter um cantiléver de desenho mais longo. A maxila tem um osso menos denso do que a mandíbula e, frequentemente possui um cantiléver anterior com prótese. Logo, podem ser necessários mais implantes distais na maxila do que na mandíbula, a fim de ampliar a extensão anteroposterior para o cantiléver anterior ou posterior, e o aumento sinusal pode ser exigido para permitir a futura instalação dos implantes.

Em estudo realizado por Misch (2008), mesas oclusais largas aumentaram o braço do momento sob qualquer carga oclusal prejudicial. A rotação foi significativamente reduzida pelo estreitamento das mesas oclusais ou ajuste da oclusão, tornando os contatos mais cêntricos. Uma força menor foi exigida para cortar um pedaço de carne com uma faca afiada (mesa oclusal estreita), do que com uma faca cega (mesa oclusal mais larga). E, portanto, mesa oclusal estreita, combinada com contorno vestibular reduzido, permitiu uma higiene bucal sulcular mais fácil e similar à do dente, melhorou o carregamento axial e minimizou a fratura da porcelana.

Para reduzir a tensão, a força deve ser reduzida ou a área de superfície deve ser ampliada. Sendo assim, o aumento do tamanho do implante é benéfico para diminuir a tensão aplicada ao sistema. Como resultado, um raciocínio comum é colocar um implante o mais longo possível. O comprimento de um implante usado para sustentar uma prótese frequentemente corresponde à altura de osso disponível na região desdentada. Os implantes mais longos são frequentemente instalados na região anterior da mandíbula, seguida da região anterior da maxila, já os implantes mais curtos são frequentemente instalados na região posterior da maxila e, por isso, a elevação do seio maxilar pode ser necessária para instalar implantes mais longos ou na região posterior da mandíbula. O índice de sobrevivência dos implantes está relacionado ao comprimento e à localização anatômica, sendo ruim para implantes posteriores e a região da maxila a que apresenta o maior índice de perda (Misch, 2008).

Conforme Misch (2008) implantes mais curtos do que 10 mm apresentaram índice

de sobrevida médio de 81.5%, ao passo que implantes mais longos ultrapassaram 95%. Isso ocorreu devido às forças mastigatórias maiores, à densidade óssea da região, à maior altura da coroa e às considerações no desenho do implante. Deve ser observado que os índices de perda, na maior parte desses estudos, não foram resultados de perdas cirúrgicas ou perdas de osseointegração. As perdas associadas aos implantes curtos frequentemente ocorreram após carga funcional.

Para obter sucesso previsível na maior parte das situações que envolvem fatores de força do paciente ou densidades ósseas, exige-se um comprimento mínimo de implante, dependendo da largura do corpo do implante e desenho do implante. Quanto mais mole o osso, maior o comprimento e diâmetro do implante sugerido. Os implantes curtos tem menor necessidade de enxerto ósseo em altura, menor tempo de tratamento, custo e desconforto, assim como menor risco de perfuração do seio maxilar, parestesia, trauma da osteotomia, dano à raiz do dente adjacente e são mais fáceis de serem instalados em espaço entre arcos reduzido. Já os implantes mais longos apresentam um aumento do diâmetro, proporcionam espiplintagem, diminuição da altura da coroa, redução do cantiléver, aumento da área de superfície, diminuição das forças laterais e são instalados em áreas com melhor densidade óssea. Um implante com menos de 10 mm de comprimento é usado com frequência em regiões posteriores da boca. Sob tais condições, o implante de diâmetro largo pode compensar o comprimento do implante menor que o ideal. Logo, implantes de diâmetro largo aumentam a área de superfície, compensam fatores de força desfavoráveis do paciente, minimizam cantiléveres em implantes angulados, compensam ossos de má qualidade, melhoram o perfil de emergência e ajudam na redução da impactação alimentar na região interproximal, reduzem o afrouxamento de parafusos, minimizam o componente de fratura e facilitam a higiene oral, porém podem reduzir demasiadamente a espessura vestibular (ocasionando recessão), traumatizar osso e invadir o ligamento periodontal do dente adjacente (Misch, 2008).

Hoje já existem metodologias que proporcionam a análise das tensões geradas diretamente sobre os sistemas de prótese sobre implantes, através da avaliação das deformações elásticas ou tensões com o uso de extensômetros, que são pequenas resistências elétricas que à mínima deformação sofrida alteram sua resistência. Costa (2009) realizou um estudo que teve como objetivo avaliar, através de extensometria, o grau de deformação dos componentes de próteses fixas implantossuportadas quando submetidos a cargas axiais e oblíquas de 20 graus de inclinação, entre os implantes e no extremo livre bilateralmente, simulando um caso de protocolo mandibular. Para tanto, foram utilizados seis implantes com

distância de 10 mm entre implantes e com extremo livre em cantiléver bilateral com tamanho de 20 mm. Em cada abutment foram colados quatro extensômetros, fazendo uma ponte de Wheatstone. Após apertamento de todos os componentes, a peça em monobloco foi submetida a um ensaio mecânico com cargas compressivas com valores de 150 N/cm. Os resultados demonstraram que no cantiléver, bilateralmente, tanto para carga axial ou em 20 graus, observou-se pura deflexão, porém quando a aplicação da força foi entre os implantes, observou-se nas fixações mais próximas a aplicação da carga um maior grau de deflexão e nos implantes mais distantes, uma pequena deflexão negativa indo até conseguir uma deflexão positiva, sugerindo movimento de gangorra.

A compreensão de como variáveis clínicas afetam a distribuição de estresse, facilita a otimização do design da prótese e pode conduzir a uma diminuição das falhas mecânicas e melhorar a longevidade do implante. Assim, a análise de elemento finito oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações dentro dos implantes e no tecido de suporte circunvizinho, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada em forma de grade. Em estudo realizado por Rubo (2009), foi feita a análise de elemento finito do estresse em próteses implantossuportadas. Para isso, um modelo geométrico representando o segmento anterior da mandíbula humana foi criado e tratado com cinco implantes, suportando uma armação. As variáveis introduzidas no modelo do computador foram comprimento do cantiléver, módulo de elasticidade do osso esponjoso, comprimento de pilar, comprimento de implante e liga da armação (Prata-Paládio ou Cobalto-Cromo). Uma carga vertical de 100 N foi utilizada para simular a força oclusal e imagens com as franjas de estresse foram obtidas. Como resultado, o estresse aumentou de forma diretamente proporcional com o aumento do comprimento do cantiléver e inversamente proporcional com o aumento do módulo de elasticidade do osso esponjoso. O aumento do comprimento do pilar aumentou o braço de alavanca, mas resultou numa diminuição do estresse nos implantes e armação. Uma diminuição do estresse não pôde ser demonstrada com implantes mais longos do que 13 mm e uma armação rígida permitiu uma melhor distribuição de estresse entre pilares e implantes e menor estresse foi observado na armação.

Zurdo *et al.* (2009) publicaram uma revisão sistemática que analisou o efeito da incorporação de extensões de cantiléver sobre a taxa de sobrevivência de próteses parciais fixas implantossuportadas, a incidência de técnicas e complicações biológicas. A partir disso concluíram que as taxas de sobrevivência num período de cinco anos foram altas tanto para próteses parciais fixas implantossuportadas com cantiléver (91.9%) como para aquelas sem cantiléver (95.8%). A razão mais comum para a perda da prótese com cantiléver foi a fratura

do implante e a incorporação de cantiléveres em próteses implantossuportadas foi associado com a alta incidência de complicações técnicas relacionadas com as supra-construções, como fraturas menores de porcelana, pontes e parafusos frouxos, sendo 20.3% nas próteses com extensão em cantiléver e apenas 9.7% naquelas sem extensão em cantiléver. Os autores ainda acrescentaram que para próteses com cantiléver existe uma taxa de sobrevida livre de complicações, num período de cinco anos, de 71.7% e para aquelas sem cantiléver de 85.9% e que uma prótese parcial fixa implantossuportada com pequena extensão em cantiléver é uma terapia restauradora aceitável e pode ser considerada como uma alternativa a procedimentos que requerem uma cirurgia mais avançada, como o levantamento de seio maxilar ou mesmo por razões estéticas, quando aplicada com cautela e respeitando os limites.

A reabsorção óssea ao redor do pescoço do implante é frequentemente observada após o carregamento e aparece na dependência de fatores mecânicos e biológicos. Essa perda óssea pode ser prevenida utilizando plataforma switching, a qual aumenta a área de superfície criada pela exposição da superfície do implante e reposiciona a união implante-pilar para dentro e para fora da borda exterior do implante e osso adjacente, assim o infiltrado inflamatório e a reabsorção diminuem. Pellizzer *et al.* (2010), a partir de estudo realizado, ainda afirmaram que a plataforma switching e seu design melhoraram a distribuição de estresse e diminuíram o estresse máximo no osso perimplantar ao redor da cervical do implante se comparado com implantes convencionais, de diâmetro regular, que mostraram a maior intensidade e concentração de estresse.

A utilização de implantes de diâmetro pequeno em regiões com limitações ósseas aumenta a oportunidade de o paciente escolher implantes como uma opção restauradora viável. Embora implantes de diâmetro pequeno tenham sido indicados para região de incisivos na maxila e na mandíbula, seu uso deve ser considerado em seletas regiões posteriores. A habilidade do dentista em planejar um tratamento utilizando implantes e visando o sucesso se baseia em muitos fatores, como comprimento do arco e quantidade de osso. Para Jackson (2011), implantes de diâmetro pequeno (1,8 a 3 mm) têm sido amplamente aceitos, pelo fato de que eles podem ser utilizados em regiões da boca que são deficientes em comprimento de arco, assim como em largura alveolar, os quais são indicados para repor incisivos laterais e incisivos mandibulares. Porém, às vezes, a perda de molares maxilares e mandibulares resulta numa dimensão méso-distal insuficiente para dois implantes convencionais ou incompatível com um implante largo, podendo atingir estruturas importantes e a realização de enxerto ósseo não soluciona todos os casos, não sendo possível resolver questões de dimensão méso-distal.

Jackson (2011) acrescentou que a incorporação dos implantes de diâmetro pequeno para a reconstrução oral aumentou a exigência para uma compreensão ampliada dos princípios oclusais das próteses implantossuportadas, pois esses implantes elevam o nível de estresse sob cargas para a região de crista óssea. Esse conceito é consistente através da fórmula matemática que diz que o estresse é igual a força, dividida pela área. Logo, implantes pequenos têm superfície menor se comparados com implantes convencionais e, portanto, deve-se diminuir a mesa oclusal, dirigir a força oclusal no longo eixo do implante e eliminar interferências excêntricas, visando, também, a prevenção da quebra de parafusos, que nesses implantes são menores e, portanto, mais frequente.

Segundo Mathieu *et al.* (2014), as propriedades biomecânicas da interface osso-implante são as chaves determinantes para a estabilidade dos implantes, assim como para a evolução da condição do implante. Essas propriedades biomecânicas são determinadas pela quantidade de superfície do implante em íntimo contato com o tecido ósseo mineralizado e pela qualidade do tecido ósseo ao redor da interface.

2.3 As soluções protéticas sobre os implantes

Tanto próteses sobre dentes, quanto próteses sobre implantes são rígidas. A prótese fixa sobre dentes é permanentemente cimentada e as próteses fixas implantossuportadas apresentam graus de flexibilidade e deformação do parafuso. Assim como os ossos cortical e medular apresentam diferentes graus de elasticidade e os parafusos de fixação têm maior flexibilidade que as próteses. Dessa forma, a relativa intimidade da interface de encaixe das próteses com os pilares vai alterar a distribuição de força (Skalak, 1983). Em um dos primeiros trabalhos de biomecânica em prótese implantossuportada, o autor ainda afirmou que uma prótese rígida distribuirá estresse a diversos implantes mais efetivamente e que uma prótese com menor rigidez poderá ser utilizada se a resistência desenvolvida para cada implante for capaz de compensar a carga total que é aplicada.

Skalak (1983) ressaltou que a rígida ferulização de todos os implantes proporciona a redução das tensões na interface implante-osso e que os cantiléveres acarretam em maior sobrecarga dos implantes mais próximos. Assim, o autor sugeriu que o evento de transmissão de forças do implante ao osso circunjascente fosse minimizado com o emprego de materiais como a resina, que apresenta propriedade de amortecimento.

Gracis *et al.* (1991) afirmaram, a partir de estudo realizado, que o uso de dentes em resina acrílica protegeriam os choques nos implantes. A resiliência desse material seria

uma forma de proteção contra efeitos negativos das forças de impacto e microfratura da interface osso-implante se comparada com cerâmica ou liga áurica. De forma geral, em trabalhos fixos pequenos a utilização de porcelana é aceitável, já em trabalhos extensos é válido optar pela resina para o recobrimento oclusal, tanto pelo fato de permitir um auto-ajuste com o uso, como pelo fato de não causar deformação na estrutura metálica e permitir maior passividade do trabalho.

Conforme Hobo (1997), cada paciente precisa ser avaliado individualmente dentro dos parâmetros clínicos, como higiene, condição periodontal, restaurações existentes, nível de atividade cariosa, motivo das perdas dentais anteriores, forma e qualidade ósseas e motivação do paciente. Os modelos de estudo são usados para avaliar a localização e número de implantes, também as áreas de inserção de implantes e da dentição remanescente devem ser observadas cuidadosamente, assim como deve-se considerar que a capacidade limite de carga de um implante corresponde mais ou menos à de um dente unirradicular. Então, dois implantes equivalem a dois dentes unirradiculares ou a um molar birradicular. Seguindo-se esta norma, o planejamento protético fica menos sujeito a subestimativas, melhorando o prognóstico.

Um implante individual deve ter resistência adequada quando integrado ao osso alveolar, para que se crie uma fundação forte para o sucesso longitudinal do tratamento protético. Num planejamento unitário, o torque atua flexionando o implante no caso de uma força vertical externa e, no caso de uma força horizontal externa (força oclusal lateral), gira o implante ao redor de seu eixo e ambas as forças são consideradas prejudiciais. Um cantiléver rígido é contraindicado sobre um implante unitário. Já num planejamento para distribuição linear, normalmente dois a três implantes são colocados em uma área posterior ou limitados à parte da região anterior. As tensões aplicadas sobre esses implantes são metade da força externa, indicando uma distribuição uniforme das cargas de tensão e os torques que podem ser prejudiciais aos implantes, se transformam em zero, ambos ao contrário do que ocorre com implante unitário. Logo, isso indica que os torques prejudiciais são eliminados numa estrutura como a de uma prótese parcial fixa suportada por vários implantes em arranjo linear. O cantiléver máximo, nesse caso, é aproximadamente igual ao comprimento da distribuição dos implantes (Hobo, 1997).

Quando uma força externa atua sobre qualquer ponto ao longo da prótese parcial fixa, a carga máxima de tensão do implante não excede a força externa. Mas, quando a força externa atua sobre qualquer ponto ao longo do cantiléver, a carga de tensão sobre os implantes mais próximos excede a força externa e aumenta na proporção da distância entre o ponto de

contato e o implante mais próximo. Assim, num planejamento para distribuição em curva de implantes osseointegrados, normalmente são colocados de quatro a seis implantes num arranjo geométrico curvo. Similar à situação com o arranjo linear de implantes, a carga máxima de tensão para todos os implantes não excede a força externa quando ela atua sobre qualquer ponto da prótese, porém quando a força externa atua sobre qualquer ponto ao longo do cantiléver, a carga de tensão sobre o implante mais próximo excede a força externa e aumenta proporcionalmente à distância entre o ponto de contato e o implante mais próximo. O planejamento para o comprimento máximo de cantiléver, nesse caso, é de 2,5 vezes o comprimento anteroposterior da distribuição de implantes (Hobo, 1997).

Hobo (1997) acrescentou que os tratamentos restauradores implantossuportados são semelhantes tanto nas overdentures quanto nas próteses totais fixas implantossuportadas. Para uma situação de edentulismo parcial, a qualidade óssea mandibular é muito mais densa que na maxila. A colocação de um implante na maxila requer boa qualidade óssea e um comprimento de implante de 13,0 mm ou mais para bom resultado. Normalmente, um comprimento de 7,0 a 10,0 mm do implante em uma restauração de edentulismo parcial maxilar pode resultar em baixo índice de sucesso.

O design da prótese é dependente do número e da localização dos implantes. Caso estes forem posicionados em linha na região anterior, isso resultará em situação biomecânica desfavorável para a carga e o design da prótese (Merleske *et al.*, 2000). Próteses suportadas por um ou dois implantes, substituindo dentes posteriores faltantes, estão sujeitas a um aumento do risco de curvar e/ou torcer com a sobrecarga. A força aplicada sobre uma overdenture resultou em menor força compressiva, contudo em mais movimentos de curvatura nos abutments durante a função, se comparado com próteses fixas (Sahin *et al.*, 2002).

Atividade parafuncional como o bruxismo, contatos prematuros e osso de má qualidade podem ser fatores cruciais no sucesso dos implantes. Muitas complicações clínicas como fratura de próteses, perda ou fratura de parafusos, fratura de implantes, contínua perda óssea marginal e perda de implante podem ser atribuídas à sobrecarga. É possível evitar isso com a montagem passiva da prótese, redução do tamanho do cantiléver, tornar mais estreita a distância vestibulo-lingual e mésio-distal das próteses, reduzir a inclinação das cúspides, eliminar os contatos excursivos e contatos oclusais cêntricos, adicionar implantes e, no caso de pacientes com pobre qualidade óssea, realizar o carregamento progressivo pode auxiliar (Chen *et al.*, 2008). Os autores ainda afirmaram que a proteção do implante pela oclusão pode ser realizada aumentando a área de superfície dos implantes, diminuindo a largura da mesa

oclusal, melhorando a direção das forças e reduzindo a intensidade das forças.

A mobilidade axial de um dente é de, aproximadamente, 25 a 100 micrômetros e a mobilidade lateral é de 56 a 108 micrômetros. Já a mobilidade axial de um implante é de 3 a 5 micrômetros e a mobilidade lateral é de 10 a 50 micrômetros. Sendo assim, durante os contatos dentários em próteses parciais fixas implantossuportadas, na posição de máxima intercuspidação, deve existir um alívio de, aproximadamente, 30 micrômetros entre a face oclusal da prótese e o arco oposto, para que durante os contatos intensos as próteses implantossuportadas e os dentes se contatem simultaneamente. Esse alívio ou infra-oclusão na prótese implantossuportada permite compensar diferenças biomecânicas entre dentes e implantes, evitando sobrecargas aos implantes e a intrusão dos dentes nos alvéolos (Pita *et al.*, 2008).

2.3.1 Planejamento para desdentados totais

Estudos clínicos de longo prazo têm demonstrado que reconstruções implantossuportadas de arco completo com cantiléveres bilaterais na mandíbula exibiram altas taxas de sucesso (Adell *et al.*, 1990).

Em muitos casos, o tratamento de maxilas edêntulas vai requerer mais procedimentos eletivos que os necessários para a mandíbula, haja visto que a taxa de sobrevida e o sucesso dos implantes colocados na mandíbula é maior (Hobo, 1997).

A prótese total fixa implantossuportada está firmemente fixada sobre os implantes, que por sua vez estão integrados ao osso. Uma prótese total removível é adaptada diretamente sobre a mucosa oral, que é uma base instável. Na dentição natural, há ligamentos periodontais entre os dentes e o osso. Portanto, a partir do ponto de vista do efeito amortecedor, os dentes naturais têm um efeito amortecedor que está entre o da prótese total fixa implantossuportada e o da prótese total removível (Hobo, 1997).

O edentulismo é uma deficiência e o principal objetivo da colocação de implantes é proporcionar suporte para a colocação de próteses fixas parciais ou estabilizar dentaduras completas em mandíbulas e/ou maxilas edêntulas. Os implantes ITI foram desenvolvidos para o uso universal em pacientes edêntulos parciais e completos, assim como para substituir pequena perda dentária (Merrieske *et al.*, 2000).

Portanto, conforme Merrieske *et al.* (2000), como há uma menor capacidade de adaptação fisiológica do implante, os conceitos de oclusão e biomecânica são fatores decisivos para o sucesso ou fracasso da osseointegração. É importante a presença de guia

anterior para eliminar contatos posteriores nos movimentos excursivos e também a obtenção de contatos oclusais cêntricos (cúspide-fossa). Para desdentados totais, do ponto de vista biomecânico, oclusão balanceada bilateral é a opção de escolha em dentaduras totais, por favorecer o equilíbrio devido aos contatos simultâneos nos lados de trabalho e de balanceio.

A união implante-implante foi primeiramente idealizada para reabilitação de pacientes edêntulos totais. A não ferulização das coroas propicia um assentamento passivo mais efetivo, o que sugere uma diminuição das tensões na interface osso-implante, uma melhor condição de higienização pelo paciente, diminuição da complexidade da execução do trabalho protético e consequentemente redução do custo final, porém a união rígida de implantes adjacentes através das coroas protéticas é recomendada, por apresentar melhor distribuição de forças junto à interface osso-implante e também nos componentes protéticos. Pacientes que possuem hábitos parafuncionais, osso de baixa densidade, presença de enxerto e falta de guias efetivas de desocclusão são indicações para esplintagem dos implantes (Wang *et al.*, 2002).

Segundo Pavan *et al.* (2005), o planejamento para pacientes desdentados totais consiste na confecção de uma prótese total fixa do tipo protocolo superior e/ou inferior e, para tanto, são necessários diagnóstico e exames radiográficos para avaliar a quantidade e a qualidade óssea e a possibilidade de colocação de um número mínimo de implantes na região interforaminal da mandíbula e anteroposterior da maxila, diminuindo, assim, o cantiléver formado e beneficiando a biomecânica do conjunto prótese-implante.

Para Pita *et al.* (2008), a longevidade dessas próteses fixas totais implantossuportadas depende, substancialmente, de um esquema oclusal apropriado e bem aplicado que inclui uma oclusão bilateral balanceada em oposição à prótese total convencional, oclusão mutuamente protegida quando em oposição à dentição natural e em casos de protocolo superior e inferior simultâneos, ausência de contato sobre cantiléver, em trabalho e em balanceio, infra-oclusão no segmento em cantiléver (100 micrômetros) e liberdade em oclusão cêntrica (1 a 1,5 mm).

2.3.2 Planejamento para classe I de Kennedy

A classificação I de Kennedy refere-se ao paciente que apresenta áreas edêntulas bilaterais posteriores, com a presença de dentes naturais apenas anteriormente a estas áreas. As consultas com o cirurgião e a seleção de tamanho e número de implantes influenciam diretamente as alternativas de tratamento. Se a dentição remanescente está em bom estado

periodontal e características ósseas adequadas permitem a colocação de dois implantes em cada área desdentada, a opção de tratamento são duas próteses parciais fixas isoladas, cada uma suportada por dois implantes osseointegrados. Os implantes são colocados o mais posteriormente possível, no espaço edêntulo, e não são usados na proporção de um para cada dente perdido, sendo assim, dois implantes podem suportar até três dentes (Hobo, 1997).

Misch (2008) acrescentou que até alguns anos atrás, pacientes com espaço protético sem apoio posterior, tinham como único meio de reabilitação o uso de Prótese Parcial Removível (PPR). A união dente-implante ainda é um dilema na biomecânica da Prótese Parcial Fixa (PPF), pois os implantes estão rigidamente fixos ao osso e os dentes não, logo uma diferença na quantidade de movimento irá ocorrer nas extremidades da prótese fixa. Como a presença do ligamento periodontal permite a mobilidade dental, acredita-se que a união dente-implante pode levar a um aumento da transferência de cargas mastigatórias ao implante.

Para Pita *et al.* (2008), em próteses parciais fixas sobre implantes, deve-se buscar guia anterior em dentição natural, função em grupo quando houver caninos comprometidos, contatos cêntricos, plataforma oclusal estreita, cúspides planas e cantiléver reduzido.

2.3.3 Planejamento para classe II de Kennedy

A classificação II de Kennedy refere-se ao paciente que apresenta uma área edêntula unilateral, permanecendo os dentes naturais anteriores a esta área e do lado contralateral. É sempre preferível uma prótese parcial fixa isolada, totalmente implantossuportada por dois implantes, a incluir dentes naturais como apoios (Hobo, 1997).

Rangert *et al.* (1997) afirmaram que há diferenças biomecânicas inerentes no tratamento com implantes de arcos completamente edêntulos e segmentos posteriores parcialmente edêntulos, assim como próteses parciais não beneficiam a estabilidade do arco oposto e, portanto, são mais suscetíveis a flexão de cargas.

2.4 Os implantes osseointegrados e os dentes naturais

A distribuição de força entre os membros do sistema depende de uma relação complexa entre a rigidez relativa das partes estruturais com o ligamento periodontal e a osseointegração. Uma prótese rígida é necessária para distribuir a força e quando essa força é aplicada numa porção da prótese múltipla dentossuportada, o micromovimento do ligamento periodontal (0,5 mm) inicia todo o movimento dos dentes e da prótese. Em próteses múltiplas

implantossuportadas, a força aplicada em uma porção é distribuída próxima à interface dos acessórios osseointegrados e a força de distribuição é muito menor do que aquela encontrada no ligamento periodontal pelo fato de que a interface osseointegrada não permite movimento, assim, a distribuição de forças depende da deformação, considerada pequena, do complexo acessório-pilar-parafuso de fixação (Weinberg, 1993).

O dente natural tem um design de sustentação que reduz as forças ao redor da crista óssea, se comparado com a mesma região redor do implante. Este elemento natural é sustentado pelo ligamento periodontal, enquanto o implante dental está em contato direto com o osso para a osseointegração. O ligamento periodontal tem função de absorver os choques e distribuir o estresse oclusal ao longo do eixo axial do dente natural e para longe da crista óssea (Chen *et al.*, 2008).

Chen *et al.* (2008) afirmaram que forças não verticais em dentes naturais durante a função afetam somente os dentes envolvidos e geralmente são toleradas, enquanto nos implantes o efeito envolve a crista óssea, o que é geralmente traumático para as estruturas de suporte. Maloclusão de dentes naturais pode ser algo rotineiro por anos, já nos implantes isso gera uma resposta traumática.

Em um trauma oclusal primário sobre dentes naturais temos sinais e sintomas (dor e mobilidade), em função da presença do ligamento periodontal, que nos indica a necessidade de tratamento através de ajuste oclusal, removendo o trauma, e revertendo o quadro com eliminação da dor e muitas vezes da mobilidade também. Esse mesmo trauma, sobre implantes, pela ausência de um sistema de dissipação de forças entre o osso e o titânio, não mostra sinais e sintomas clínicos, o que muitas vezes faz com que o trauma se perpetue levando a perda da osseointegração e conseqüentemente do implante ou a fratura de um dos componentes da prótese ou até mesmo do implante (Misch, 2008). Ainda segundo o autor, o alto índice de sucesso na reabilitação com implantes de pacientes desdentados parciais ou totais tem impulsionado a pesquisa para o desenvolvimento de um modelo de implante ideal, de modo a produzir um formato de implante que distribua as cargas dentro de níveis fisiológicos do osso peri-implantar.

A união dente-implante pode levar a um aumento da transferência de cargas mastigatórias ao implante, pois este não apresenta ligamento periodontal e nem movimento fisiológico por estar justaposto ao tecido ósseo. Frente a cargas oclusais, o dente promove a absorção, redirecionamento e transmissão da carga para o osso alveolar. Simultaneamente, realiza trabalho ou deslocamento. Já o implante não realiza trabalho e transmite diretamente ao osso as cargas oclusais. Assim, na prótese sobre implante cimentada, a adaptação passiva é

melhorada, pois o espaço que pode existir entre munhão e coroa é preenchido pelo cimento e isto minimiza as tensões sobre o implante. Já na parafusada, nenhuma alteração estrutural ou falha de apertamento é aceita, sob o risco de transmissão de ainda mais tensão ao implante (Misch, 2008).

Groch (2010) realizou uma revisão da literatura e analisou a questão da biomecânica da prótese sobre implante de maneira que pudesse identificar mudanças conceituais geradas pelo conhecimento científico e duas modalidades terapêuticas tidas como potencializadoras do risco biomecânico foram revisadas e discutidas: a união de dentes e implantes em uma mesma prótese e a presença de cantiléver. Após o estudo sobre a influência do cantiléver no implante já osseointegrado, foi observado que esta extensão influenciava diretamente sobre a região óssea marginal do implante, em função do movimento de alavanca criado pelo cantiléver. Outro ponto a ser levado em consideração é o braço de resistência que é a distância entre os pilares e o braço de potência que é o comprimento do cantiléver. Para se obter um resultado favorável neste tipo de prótese, é necessário se observar bem esses dois pontos criando uma vantagem mecânica com uma fórmula simples, que trata-se da divisão do braço de potência pelo braço de resistência, fórmula esta que expressa a quantidade de força gerada aos pilares da prótese quando o cantiléver recebe carga oclusal. Apesar da significativa diferença entre a absorção e dissipação de forças existente entre o dente e o implante, principalmente se houver cantiléver, as tensões aplicadas ao implante não parecem comprometer a estabilidade óssea, uma vez consolidada a osseointegração. Contudo, fatores de risco biomecânicos estão associados a maior ocorrência de complicações técnicas relacionadas à supraestrutura protética e conexão prótese-implante. A presença de cantiléver bilateral em reabilitações totais foi documentada como uma modalidade reabilitadora com expressivo índice de sucesso. Um cantiléver unilateral correspondente a um elemento dentário também parece ser uma terapia restauradora aceitável, devendo-se sempre observar a proporção entre o braço de potência e o braço de resistência.

3 DISCUSSÃO

Merieske *et al.* (2000) e Pita *et al.* (2008) concordam que conceitos de oclusão e biomecânica em prótese sobre implantes são ainda mais importantes do que em prótese sobre dentes, devido a menor capacidade de adaptação fisiológica do implante, sendo fator decisivo para o sucesso ou fracasso da osseointegração. Isso pode ser percebido acompanhando o relato de Pita *et al.* (2008) quando enfatizam que a longevidade de próteses fixas totais implantossuportadas depende, substancialmente, de um esquema oclusal apropriado e bem aplicado que inclui uma oclusão bilateral balanceada em oposição à prótese total convencional, oclusão mutuamente protegida quando em oposição à dentição natural e em casos de protocolo superior e inferior simultâneos, ausência de contato sobre cantiléver, em trabalho e em balanceio, infra-olclusão no segmento em cantiléver e liberdade em oclusão cêntrica. Em próteses parciais fixas sobre implantes, os autores defendem que deve-se buscar guia anterior em dentição natural, função em grupo quando houver caninos comprometidos, contatos cêntricos, plataforma oclusal estreita, cúspides planas e cantiléver reduzido.

Do ponto de vista da eficiência mastigatória e intensidade da carga, a redução da inclinação e altura das cúspides é danosa. Contudo, Weinberg (1993), Chen (2008) e Almeida & Pellizzer (2008) defendem que a configuração oclusal em prótese sobre implantes deve ter cúspides reduzidas em altura e inclinação para reduzir o braço de alavanca e a ocorrência de contatos excêntricos, assim como relação oclusal cúspide-fossa, anatomia oclusal pouco profunda e sulcos e fossas extensas para uma melhor distribuição das cargas no complexo prótese-implante-osso.

Carga axial absoluta fornece algo benéfico para o carregamento dos implantes, já cargas laterais e oblíquas criam momentos de flexão que causam tensões desfavoráveis e perigosas, assim como as geradas sobre pilares angulados. Esse fato foi observado por Sahin *et al.* (2002), Misch (2008) e Almeida & Pellizzer (2008). Os últimos autores ainda ressaltam que, sempre que possível, deve-se evitar a instalação de implantes inclinados, a fim de tentar distribuir as cargas de forma mais próxima ao longo eixo do implante.

Misch (2008) e Rubo (2009) pensam que, de forma ideal, o uso de cantiléver não deveria ser aceito nas próteses sobre implantes. Assim, as forças ficariam melhores distribuídas, otimizando a sua absorção pelo tecido ósseo, implantes e componentes protéticos. Em estudo realizado por Rubo (2009), observou-se que o estresse no conjunto prótese-implante-osso aumentou de forma diretamente proporcional com o aumento do comprimento do cantiléver e inversamente proporcional com o aumento do módulo de

elasticidade do osso esponjoso. Já, Groch (2010) e Zurdo (2009) discordam, ao afirmar que um cantiléver de pequena extensão pode ser uma terapia restauradora aceitável, devendo-se sempre observar a proporção entre o braço de potência e o braço de resistência. Seguindo a mesma perspectiva, Rodriguez *et al.* (1994) acrescentam que quando a oclusão está balanceada, o cantiléver em próteses parciais fixas sobre implantes pode ser considerado como uma alternativa para a reabilitação oral.

Misch (2008) e Merieske *et al.* (2000) acreditam que o design da prótese é dependente do número e da localização dos implantes. Caso estes forem posicionados em linha na região anterior, isso resultará em situação biomecânica desfavorável. Logo, os autores concordam que mais importante do que o número de implantes instalados em maxila e mandíbula, é a sua distribuição seguindo o Polígono de Roy, ou seja, pelo menos um implante nas regiões anterior, média e posterior. Eles afirmam que as distribuições em superfície, onde três ou mais implantes estão dispostos de maneira a formar um plano são as melhores, pois proporcionam uma área, facilitando a dissipação das cargas biomecânicas ao longo do conjunto prótese-implante-osso e reduzindo o efeito da mobilidade indesejada através da estabilização da prótese proporcionada por esta união.

Skalak (1983) sugere que o evento de transmissão de forças do implante ao osso circunjascente seja minimizado com o emprego de materiais como a resina, que apresenta propriedade de amortecimento. Gracis *et al.* (1991) concordam com a sugestão, pelo fato de que o uso de dentes em resina protegeriam os choques gerados nos implantes. A resiliência desse material seria uma forma de proteção contra efeitos negativos das forças de impacto e microfratura da interface osso-implante se comparada com cerâmica ou liga áurica. Assim, os autores acreditam que em trabalhos fixos pequenos, a utilização de porcelana é aceitável, já em trabalhos extensos é válido optar pela resina para o recobrimento oclusal, pelo fato de permitir um auto-ajuste com o uso, não causar deformação na estrutura metálica e permitir maior passividade do trabalho.

Wang *et al.* (2002), Skalak (1983) e Hobo (1997) concordam que a união rígida de implantes adjacentes através das coroas protéticas é recomendado por apresentar melhor distribuição de forças junto à interface osso-implante e também nos componentes protéticos, além de proporcionar a redução das tensões na interface implante-osso. Num planejamento para distribuição linear de implantes, as tensões aplicadas sobre esses implantes são metade da força externa, indicando uma distribuição uniforme das cargas de tensão. Então, isso indica que os torques prejudiciais são eliminados numa estrutura como a de uma prótese parcial fixa suportada por vários implantes em arranjo linear, ao contrário do que ocorre com uma prótese

fixa sobre implante unitário.

Adell *et al.* (1990) e Hobo (1997) afirmam que reconstruções implantossuportadas de arco completo com cantiléveres bilaterais na mandíbula podem exibir altas taxas de sucesso e concordam que o tratamento de maxilas edêntulas vai requerer mais procedimentos eletivos que os necessários para a mandíbula, pois a taxa de sobrevida, em decorrência da baixa qualidade e quantidade óssea na maxila, é menor.

Levando em consideração a biomecânica para a longevidade dos trabalhos restauradores, tanto Jackson (2011), quanto Misch (2008) se baseiam na fórmula matemática que diz que o estresse é igual a força dividido pela área, quando nos planejamentos de próteses implantossuportadas. Implantes pequenos têm superfície menor se comparados com implantes convencionais e, portanto, deve-se diminuir a mesa oclusal, dirigir a força oclusal no longo eixo do implante e eliminar interferências excêntricas, visando, também, a prevenção da quebra de parafusos, que nesses implantes são menores e, portanto, mais frequente. À medida que o comprimento e o diâmetro de um implante aumentam, o mesmo ocorre com a área de superfície total, oferecendo maior estabilidade sob condições de carga. Então, os autores concordam que para reduzir a tensão, a força deve ser reduzida ou a área de superfície total deve ser ampliada, sendo assim, o aumento do tamanho do implante (em comprimento e diâmetro) é benéfico para diminuir a tensão aplicada ao sistema.

Misch (2008) acredita que a união dente-implante pode levar a um aumento da transferência de cargas mastigatórias ao implante, pois este não apresenta ligamento periodontal e nem movimento fisiológico por estar justaposto ao tecido ósseo, já o dente frente a uma carga promove absorção, redirecionamento e transmissão dessa carga para o osso alveolar, realizando, simultaneamente, trabalho ou deslocamento. Em contrapartida, Groch (2010) discorda, pois ressalta que apesar da significativa diferença entre a absorção e dissipação de forças existente entre o dente e o implante, principalmente se houver cantiléver, as tensões aplicadas ao implante não parecem sobrecarregá-lo mais do que o dente natural, mesmo sem o ligamento periodontal, ou comprometer a estabilidade óssea, uma vez consolidada a osseointegração.

4 CONCLUSÃO

De acordo com a literatura apresentada sobre biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em desdentados totais e portadores de espaços protéticos classe I e II de Kennedy, concluiu-se que:

1. O planejamento reverso, que visa, primeiramente, a definição do trabalho protético a ser confeccionado para posterior instalação dos implantes osseointegrados em locais e com tamanhos adequados, quando bem realizado, é a chave para a obtenção de um bom resultado final.
2. O resultado do tratamento protético sobre implantes é melhorado quando os implantes não carregam forças oclusais excessivas, sendo o carregamento com carga axial absoluta e não com carga oblíqua ou lateral.
3. O aumento no número, comprimento e diâmetro de suporte dos implantes melhora seu comportamento biomecânico quando planejamos as próteses sobre esses implantes, baseado na fórmula que estresse é igual a força dividido pela área.
4. A distribuição dos implantes que receberão as próteses é ideal quando segue o princípio do Polígono de Roy, ou seja, é realizada a instalação de implantes na região anterior, média e posterior do arco, formando, assim, um plano e não uma linha.
5. A união dente-implante deve ser evitada, pois ambas as estruturas comportam-se de maneiras diferentes frente à carga aplicada. Da mesma forma, deve-se evitar, sempre que possível, a utilização de cantiléver, visando uma melhor distribuição de forças no complexo prótese-implante-osso, sem sobrecarregar os dentes e/ou implantes adjacentes ao espaço protético.

REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. ***International Journal of Oral Maxillofacial Implants***, 5: 347-359, 1990.
2. Almeida EO & Pellizzer EP. Biomechanics in prosthesis over related to cusp inclinations and angulations of osseointegrated implants – a literature review. ***Rev Odontol UNESP***, 2008; 37(4): 321-327.
3. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. ***J Dent Sci***, v.3, n.2, p.65-74, 2008.
4. Costa MA. ***Análise da deformação de componentes de prótese fixa implantossuportada quando submetidos a cargas axiais e oblíquas por meio de extensometria*** [tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba/Unicamp, 2009.
5. Davidoff SR. Restorative-based treatment planning: determining adequate support for implant-retained fixed restorations. ***Implant Den***, v. 5, n. 3, p. 179-84, 1996.
6. Fernandes Neto, AJ. ***Oclusão e Disfunções Temporomandibulares***. Uberlândia, 2008. p.57-61.
7. Gracis CE, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuadelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. ***Int J Prosth***, v.9, n.3, p. 282-4, 1991.
8. Groch F. ***Biomecânica de prótese implanto-suportada: uma revisão de conceitos*** [monografia]. Porto Alegre: UFRGS; 2010.
9. Hobkirk JA & Wiskott HWA. Biomechanical aspects of oral implants. ***Clin Oral Implan Res***. 17 (Suppl.2), 2006/ 52-54.
10. Hobo S. ***Osseointegração e Reabilitação Oclusal***. São Paulo: Quintessence Editora; 1997.
11. Jackson BJ. Small diameter implants: specific indications and considerations for posterior mandible: a case report. ***Journal of Oral Implantology***, v. xxxvii, p.156-164/Special Issue/2011.
12. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP *et al*. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone-implant interface properties. ***Journal of Biomechanics***, 47 (2014) 3-13.
13. Merieske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of edentulous patient. ***Clin Oral Implant Res***, 2000;11 (Suppl.): 108-125.
14. Misch CE. ***Implantes Dentais Contemporâneos***. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
15. Pavan S, Urban VM, Arioli Filho JN, Nogueira SS, Pereira Filho VA. Implant-retained mandibular fixed prosthesis with immediate loading in completely edentulous jaw. ***Rev Odont***

UNESP, 2005; 34(2):95-100.

16. Pellizzer ED, Falcón-Antenucci RM, Perri de Carvalho PS, Ferrerira Santiago Jr J, Dantas de Moraes SL, Machado de Carvalho B *et al.* Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. ***Journal of Oral Implantology***, v. xxxvi, n.6, p.419-424, 2010.
17. Pita MS, Anchieta RB, Ribeiro AB, Pita DS, Zuim PRJ, Pellizzer EP *et al.* Fundamentos de oclusão em implantodontia: orientações clínicas e seus determinantes protéticos e biomecânicos. ***Revista Odontológica de Araçatuba***, v.29, n.1, p. 53-59, Janeiro/Junho, 2008.
18. Rangert B, Sullivan R, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. ***International Journal of Oral Maxillofacial Implants***, 12: 360-370, 1997.
19. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part 1. ***J Prosth. Dent. St. Louis***, v.3, n.1, p.41-6, 1994.
20. Rubo JH. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. ***Clinical Implant Dentistry and Related Research***, 2009.
21. Sahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. ***Journal of Dentistry***, 30 (2002) 271-282.
22. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. ***J Prosthet Dent***, 1983; 49:843-848.
23. Stegaroiu R, Kharaisat A, Namura S, Miyakawa O. Influence of superstruture materials on strain around on implant under 2 loading condition: A technical investigation. ***Int J Oral Maxil Implants***, v.19, n.5, p.735-42, 2004.
24. Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. ***Clin Oral Impl. Res.*** 20 (Suppl.4), 2009/59-66.
25. Wang TM, Leu LJ, Wang JS. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analisys. ***Int J Maxillofac Implants***, v.17, n.2, p.231-7, 2002.
26. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. ***Int J Oral Maxillofac Implants***. 1993; 8(1): 19-31.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.