



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

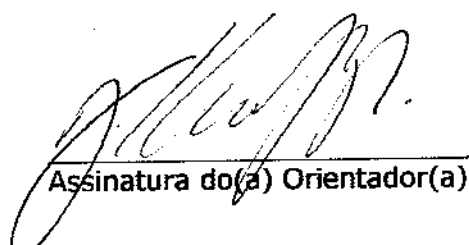
Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Luciane Almeida do Carmo

Orientador(a): Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva



Ano de Conclusão do Curso: 2004


Assinatura do(a) Orientador(a)

LUCIANE ALMEIDA DO CARMO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DAS CARGAS
FUNCIONAIS EM PRÓTESES FIXAS
IMPLANTO-SUPORTADAS**

**Monografia apresentada ao
Curso de Odontologia da
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba - UNICAMP, para
Obtenção do Diploma de
Cirurgião – Dentista.**

Orientador: Prof.Dr. Wilkens Aurélio B. Silva

**Piracicaba
2004**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA**

Agradecimentos

Aos meus pais, e avós, pelo amor, carinho, incentivo e paciência e pelo incansável apoio, acreditando sempre que eu seria capaz.

Ao meu Prof. Wilkens pela oportunidade oferecida, orientação e contribuição para minha formatura.

Às minhas amigas, Roberta, Vanessa e Débora que sempre estiveram ao meu lado em todos os momentos.

A todos os colegas que de alguma maneira contracenaram comigo e contribuíram para que eu fosse capaz de realizar mais este importante ato de minha vida.

SUMÁRIO

Resumo.....	p.06
Introdução.....	p.07
Revisão de Literatura.....	p.09
Discussão.....	...p.24
Conclusão.....	p.30
Referências	p.31

Resumo

A odontologia sofreu grandes mudanças após a descoberta da osseointegração (Branemark, 1982), e desde então a indicação de reabilitações orais através de próteses sobre implantes vem crescendo numericamente cada vez mais. Muitos estudos têm sido direcionados com o intuito de solucionar problemas relacionados aos fracassos, tanto no que concerne aos tipos de materiais utilizados, como aos tipos de implantes e componentes protéticos e, aos fatores biológicos; buscando minimizar os riscos oferecidos pelo tratamento e otimizando-o de maneira a trazer benefícios funcionais e estéticos aos pacientes.

Um dos principais fatores para o sucesso deste tipo da prótese está relacionado ao seu comportamento biomecânico. Na osseointegração as forças mastigatórias normais e parafuncionais são transmitidas diretamente ao osso, uma vez que o implante encontra-se integrado ao osso, diferentemente do dente natural que é ancorado no osso alveolar por meio do ligamento periodontal, que é resiliente, sendo capaz de absorver os impactos oclusais, amortecendo-os e direcionando-os adequadamente.

As conseqüências da incidência e distribuição das forças mastigatórias sobre os implantes, tem sido objetivo de diversos estudos os quais têm procurado solucionar principalmente os efeitos danosos causados por estas forças aos próprios implantes e ao osso circundante.

O presente estudo teve o objetivo, por meio de uma revisão de literatura, analisar pesquisas feitas envolvendo forças oclusais sobre implantes, discutindo fatores relacionados ao tipo de implante, tipo de conector e arcada antagonista; visando contribuir com o esclarecimento dos aspectos supracitados.

Introdução

A prótese sobre implantes é uma área em odontologia que nos últimos anos tem progredido em grande velocidade, tanto no que concerne à possibilidade de utilização de novos componentes cirúrgicos/protéticos, como em pesquisas direcionadas ao emprego de cargas imediatas e sua interação com a qualidade e longevidade da ósseointegração.

No contexto clínico, a indicação e o planejamento de próteses implanto-suportadas ou retidas deve considerar tanto aspectos relacionados à saúde geral do paciente, como as necessidades funcionais e a estética. Desta forma, devemos sempre considerar o planejamento como o fator responsável pela longevidade da reabilitação protética; tanto em próteses convencionais como nas suportadas ou estabilizadas por implantes dentários, fazendo com que a odontologia seja enfocada não só em solucionar o presente, mas também em “prevenir o futuro”, evitando na medida do possível, intervenções corretivas de planejamentos mal elaborados (Jiménez Vicente, 2000).

Quando se indica um trabalho protético implanto-suportado é importante inter-relacionar fatores como a biomecânica, a oclusão e sua interação com a dinâmica das ATMs, estética e funcionalidade.

A análise biomecânica constitui-se em um aspecto fundamental para o sucesso em longo prazo deste tipo de prótese. As resultantes das forças exercidas durante a função mastigatória podem determinar o sucesso ou o fracasso de qualquer trabalho protético; da mesma forma, o desenho e a configuração das estruturas protéticas poderá influenciar no direcionamento adequado destas resultantes.

Neste sentido, o comportamento mecânico da interface implante-osso é muito diferente do desempenho dinâmico que existe entre o dente e o sistema periodontal. Enquanto o dente é mantido no osso alveolar por meio de um sistema articular (gonfose) onde o ligamento periodontal possui vital importância, o implante osseointegrado é firmemente e diretamente justaposto ao osso. Estas diferenças determinam comportamentos distintos quando consideramos a incidência de forças funcionais; pois, nas próteses convencionais o suporte dental comporta-se como o elemento “deformável” e o

osso o rígido e, nas próteses sobre implantes, o osso se deforma de acordo com seu módulo de elasticidade e o implante comporta-se como o elemento rígido. Esta é a razão do porque o implante e o osso que o circunda, são expostos a diferentes esforços vindos de forças mastigatórias quando comparadas com os dentes naturais (Akpinar, K e outros, 2000). Dentro desta perspectiva, os traumas oclusais em implantes osseointegrados devem ser evitados, pois podem resultar em complicações mecânicas nos componentes do implante, como perda ou fratura do parafuso ou fratura da fixação (Schuvaiz, M, 2000), ou ainda reabsorção óssea (osso marginal) uma vez que as forças incididas no implante são totalmente transmitidas ao osso, por não terem o “amortecimento” do ligamento periodontal.

Tem sido hipotetizado que a reabsorção do osso marginal pode ser resultado do acúmulo de minúsculas injúrias, em vista disto, um implante dentário deve ser configurado de maneira que os picos de estresse que chegam no osso sejam minimizados (Hansson, S, 2003).

Por outro lado os componentes protéticos estão sujeitos a padrões complexos de combinação de forças horizontais e verticais. Vetores de força que são divididas axialmente ao implante são de natureza compressiva. Componentes de força buco-lingual irão resultar em deslocamento do material e estes são os estresses tencionais e de torque que quando desenvolvidos podem causar falha na estrutura (Reuiard J et al, 2002).

É de consenso geral que as forças oclusais sobre implantes osseointegradas devem ser minimizadas objetivando prevenir suas conseqüências ao próprio implante e ao osso circundante.

Consideramos que o conhecimento e a análise das opiniões emitidas por autores que pesquisam sobre este tema, sejam de extrema importância para o cirurgião dentista; uma vez que, a prática clínica deve ser fundamentada em princípios estabelecidos cientificamente. Assim, o objetivo deste estudo visa contribuir com este aspecto, fornecendo informações sobre as diferentes opiniões encontradas na literatura.

Revisão de Literatura

Sempre que se for realizar uma reabilitação bucal, devem-se considerar requisitos prévios como o estudo muscular, a análise articular e as condições bucais do paciente, desde sua capacidade de higienização até a oclusão. Esses fatores são importantes para evitar problemas futuros, como por exemplo, contatos prematuros; interferências posteriores nos movimentos laterais e em protrusiva; guia anterior e de lateralidade inadequados; e relação oclusal posterior não estável e em desequilíbrio com os longos eixos dos implantes; provocando assim, uma função mastigatória inadequada, aumentando o risco de insucesso dos implantes por provocarem um aumento de forças e um direcionamento desequilibrado das mesmas.

Nossa análise considerará as opiniões individuais dos autores, relacionando-as a uma oclusão estável. Os autores citados pesquisaram a transmissão de cargas oclusais normais e parafuncionais e seus efeitos potenciais ao osso, dente natural e, componentes protéticos dos implantes, relacionando-os com fatores fisiológicos e estruturais das próteses.

CIRBIKA et al., 1992, realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o estresse transmitido à interface osso-implante, em próteses sobre implantes confeccionadas com diferentes materiais restauradores na superfície oclusal. Os autores utilizaram implantes de diâmetro regular instalados em uma mandíbula de cadáver humano na região intraforaminal e foram confeccionadas próteses sobre os mesmos utilizando como material de cobertura compósito, ouro e porcelana. Por meio, de dispositivos instalados (strain gage) na cortical lingual foi possível avaliar quantitativamente as cargas transmitidas ao osso alveolar em torno dos implantes. O modelo foi submetido a cargas oclusais verticais simulando a incisão de amendoim. Os dados obtidos levaram à conclusão de que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os três tipos de material restaurador utilizados na cobertura das próteses.

KOHAVI, 1993, relatou casos clínicos descrevendo complicações ocorridas em próteses sobre implantes. Todos os pacientes haviam sido reabilitados com próteses implanto-suportadas totais ou parciais fixas. As

complicações ocorridas foram fratura da infra-estrutura metálica ou da porção em resina (Veneer), fratura do parafuso de fixação da prótese, fratura do abutment ou seu parafuso de fixação e fratura do implante. As duas principais razões para a ocorrência desses problemas foram: a falta de ajuste pacífico entre restaurações (prótese) e abutment e contatos oclusais destrutivos. O contato oclusal destrutivo pode se desenvolver durante o tempo de uso da prótese, causado pelo desgaste do material de sua confecção ou pelas mudanças na restauração oposta. Sobrecargas ou forças de cisalhamento exercidas sobre as próteses por meio desses contatos oclusais resultavam em perda ou fratura de um dos componentes protéticos ou do implante. O caso de fratura do implante ocorreu em um paciente que apresentava uma prótese fixa maxilar cimentada sobre cinco implantes. O autor sugeria, portanto, após a observação desses relatos de falhas ocorridas, uma cuidadosa avaliação e planejamento da distribuição de forças exercidas sobre as próteses, bem como a seleção dos materiais a serem usados na confecção das mesmas, levando em consideração as mudanças nos contatos oclusais que porventura venham ocorrer após alguns anos de uso, como sendo fatores cruciais no sucesso desse tipo de tratamento.

MORGAN, JAMES & PILLIAR, também em 1993, apresentaram o relato de falha mecânica (fratura) em um implante dental osseointegrado. A investigação da causa foi feita através de avaliação de superfície de cinco espécimes clínicos que tinham fraturado, sendo comparadas àquelas de novos espécimes fraturados em laboratório através de cargas monoatômicas e cíclicas. A avaliação em microscópio eletrônico revelou estriações na superfície fraturada dos espécimes clínicos, semelhante as estriações produzidas por fadiga em laboratório e constatando com as depressões na superfície de modelos sobrecarregados. Demonstraram que as fraturas nos implantes dentais ocorreram por fadiga, em condições de cargas fisiológicas, porém, onde havia perda óssea alveolar marginal ao redor do implante, onde se cria um local de alto estresse para iniciar e propagar a ruptura do material. Associaram isto ao fato de que a perda óssea na região coronal do implante gera grandes forças de flexão no mesmo; também que, como a perda óssea se estende ao nível correspondente ao final do parafuso do abutment, e a este nível a área de secção transversal muda de um cilindro composto efetivamente sólido

(implante mais parafuso do abutment), para uma área anelar (o parafuso não ocupa toda a extensão do orifício), cria-se assim, um segundo momento de flexão nessa área, onde os estresses de flexão e axiais da oclusão serão muito maiores. Um outro fator considerado foi o de que o ângulo agudo criado na área de roscas é local de concentração de forças, providenciando um sítio ideal para o início da propagação da ruptura.

MISCH, 1994 publicou artigo fazendo considerações importantes a respeito da transmissão das forças oclusais sobre as próteses implanto-suportadas, onde o conhecimento e controle da oclusão são peças fundamentais no sucesso e longevidade do tratamento por meio de implantes osseointegrados. Enfatiza afirmando ser esse o mais crítico componente no envolvimento mecânico deste tipo de tratamento. O estresse mecânico gerado por um paciente reabilitado por implantes é causado principalmente por sobrecargas oclusais. Destas, o componente de força horizontal é o principal motivo de complicações. A "oclusão implanto-protégida" é então proposta, e refere-se a um esquema oclusal específico às próteses implanto-suportadas, a qual possui uma capacidade grandemente menor em absorver os impactos das forças oclusais, transmitindo-as diretamente ao osso alveolar em torno dos implantes, diferentemente das próteses dento-suportadas. Com isso em mente, algumas alternativas clínicas propostas incluem um posicionamento adequado do implante, onde as forças exercidas sobre o mesmo sigam o seu eixo axial, uso de implantes e componentes de diâmetros adequados ao padrão de carga ao qual irão sofrer (mais largos na região posterior onde às forças oclusais são maiores), número de implantes compatíveis com a área edêntula, diminuição da mesa oclusal favorecendo a propagação das forças no sentido axial do implante, adoção de uma anatomia oclusal que não gere componentes horizontais de força, bem como a desoclusão imediata dos dentes posteriores em movimentos excursivos sem nenhum tipo de contato, além de equilíbrio dos elementos anteriores (em caso de próteses implanto-suportadas na região anterior) nesses mesmos movimentos.

PATTERSON et al., 1995, realizaram uma pesquisa *in viro* com a finalidade de determinar quantitativamente a transmissão de forças axiais e de flexão aos componentes do sistema protético em próteses totais fixas implanto-suportadas. Para esse trabalho, os autores utilizaram uma mandíbula humana

na qual cinco implantes tipo Branemark (Nobelpharma AB, Gothenburg, Sweden) de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento foram instalados com pequena quantidade de resina epóxica para simular a osseointegração e uma prótese fixa parafusada sobre os abutments com Cantilever por distal bilateral. Esse conjunto foi montado em articulador especialmente preparado para simular os movimentos de abertura e fechamento e registrá-los em vários pontos do sistema protético a fim de fornecer dados quantitativos de força axial e de flexão. Concluíram que existe uma grande associação entre as forças geradas pela mastigação e o afrouxamento e perda de parafusos de retenção da prótese, especialmente nos "abutments" mais distais, próximos ao cantilever, e que após o afrouxamento ou perda de um ou mais parafusos, essas forças tendem a ser mais deletérias pela menor estabilidade do conjunto, vindo a gerar maior estresse e, conseqüentemente, falhas mecânicas na prótese.

RANGERT et al., 1995, analisaram clinicamente trinta e nove pacientes que tiveram implantes fraturados quanto às prováveis causas. Trinta e cinco (90%) das fraturas ocorreram na região posterior. Trinta (77%) das próteses eram suportadas por um ou dois implantes, os quais foram expostos a uma combinação de cantilever e magnificação das forças de torção por bruxismo ou pesadas forças oclusais. Concluíram que próteses suportadas por um ou dois implantes e repondo dentes posteriores estão sujeitos a um aumento do risco de sobrecargas oclusais gerando forças de cisalhamento. Dos fatores analisados, os autores concluíram que reposições unitárias na região posterior (repondo principalmente molares) e próteses parciais na região posterior possuem os maiores riscos à fratura. Somando alguns outros fatores como: implantes instalados em linha reta, "cantilever" distal ou mesial, inclinações dos implantes ou "abutments", relação prótese-abutment/implante desfavorável, dimensão da mesa oclusal incompatível com a dimensão da cabeça do implante, bruxismo ou forças oclusais excessivas aumentam o risco de fratura do implante e seus componentes. Porém, por meio de uma revisão de literatura, constatou-se que a freqüência desse tipo de problema é baixa nessas situações, e os estudos mostram que um apropriado planejamento do caso, evita as sobrecargas que geram forças laterais deletérias, podendo estas ser substancialmente prevenidas.

PAPAVASILIOU et al., 1996, realizaram um estudo experimental com a finalidade de avaliar quantitativamente o nível de estresse no osso alveolar ao redor de implantes unitários instalados na região mandibular. Partindo do pressuposto que, uma vez superado o limite de elasticidade óssea haveria o aparecimento de microfraturas, os autores tiveram como propósito desenvolver um modelo que pudesse simular a incidência de cargas sob condições variadas. Para isso, utilizaram implante IMZ em mandíbulas edêntulas e, a medição foi feita por meio de análise tridimensional de elementos finitos em: 1) tipos de mandíbulas edêntulas (A-3 e C-3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb), 2) material restaurador de cobertura (resina acrílica e porcelana), 3) presença ou ausência de osso cortical, 4) diferentes elementos intra-móveis, 5) direções de carga e 6) níveis axiais de carga ao longo do eixo dos implantes. Os padrões de distribuição dos índices de estresse na interface implante-osso foram monitorados em quatro pontos diferentes no longo eixo axial: osso cortical da crista, junção entre osso cortical e osso medular, ponto médio entre a junção cortical-medular e ápice do implante. A respeito do elemento intra-móvel, foram utilizados o dispositivo plástico original do sistema IMZ e um outro metálico em titânio. Todos os implantes utilizados foram de mesmas dimensões, ou seja, 11,0 mm de comprimento x 4,0 mm de largura. As direções de forças aplicadas foram no sentido axial do implante com uma magnitude de 200N e no sentido oblíquo em 12 graus de inclinação em relação ao longo eixo axial com uma magnitude de 12N. De acordo com os resultados obtidos, os pesquisadores chegaram a conclusão que: os maiores índices de estresse foram concentrados ao nível do osso cortical; não houve diferenças entre os tipos de materiais restauradores de cobertura, ou seja, resina acrílica e porcelana; o uso do elemento intramóvel em titânio diminuiu o estresse. Menores valores encontrados foram associados a mandíbulas menores; a direção de cargas sobre os modelos influenciou significativamente nos índices de estresse, onde forças não-axiais (oblíquas) aumentaram-nos em até 15 vezes os níveis em relação às cargas axiais. Condições para microfraturas foram associadas a cargas oblíquas, grandes magnitudes de estresse oclusal, e ausência de osso cortical.

GUNNE et al., 1997, realizaram um estudo em cinco pacientes que haviam sido reabilitados por próteses parciais fixas inferiores bilaterais, sendo

que de um lado, as próteses eram suportadas por dois implantes e, do outro, suportadas por um implante e um dente por meio de uma conexão de precisão ("attachment"). Todas essas próteses ocluíam com prótese total superior. Os "abutments" (standart em todos os casos) foram substituídos por outros contendo dispositivos que permitissem registrar as forças de compressão e torção em cada implante ("strain gage"). Os registros foram feitos em máxima força de mordida em oclusão cêntrica, mordida em um dispositivo (forquilha) interposto entre os arcos em diversas posições e mastigação de um alimento (maçã). Os resultados demonstraram que as cargas sofridas pelos implantes eram muito mais influenciadas pelo desenho ou geometria da prótese que pelo posicionamento do implante ou as diferenças de características entre dente e implante. Essa conclusão, entretanto, é limitada a um dente conectado a um implante. Um aumento na carga vertical resultada da extensão em "cantilever" nas próteses conectadas foi registrado, porém, forças de torção não apareceram substancialmente, provavelmente pela escultura das superfícies oclusais (rasar) e pela presença de uma prótese total com antagonista.

FELTON & LANG, 1997, avaliaram a precisão de adaptação entre a infra-estrutura do implante e um modelo simulado de paciente que consiste de cinco pilares de implantes localizados na área mandibular de sínfise. Uma peça de modelo de infra-estrutura (reprodução positiva do tecido ósseo exposto, sobre o qual será planejada e construída a infra-estrutura do implante) foi comparada com o sistema Procera e infra-estrutura soldada a laser com laser videografia. Foram usadas cinco infra-estruturas das quais cada tipo foi medida com um digitador a laser e programas gráficos de computador, para determinar um simples ponto representado como o "centro" de cada componente da infra-estrutura e cada pilar de implante. Diferenças entre os pares centrais de cada infra-estrutura/interface do pilar foram reportadas como eixos de deslocamento x e y, e eixo z de espaço. A direção do eixo de deslocamento x e y foi determinada. Nos resultados encontrados, houve significantes diferenças na precisão de adaptação entre o modelo de peça única de infra-estrutura e a infra-estrutura do Procera, quando comparados com os pilares nos modelos simulados de pacientes. A infra-estrutura soldada a laser exibiu uma maior precisão de adaptação que o modelo de peça única, com significantes diferenças para quatro das cinco interfaces protéticas,

quando avaliadas através do eixo z de espaço nos pontos centrais. Neste estudo simulado, infra-estrutura de titânio soldadas a laser apresentaram maior precisão que as infra-estruturas de peça única. Adaptações passivas de infra-estruturas de implantes em próteses implanto-suportadas tem sido sugeridas como pré-requisito para o sucesso de longevidade da osseointegração.

RICHTER, 1998, avaliou quantitativamente *in vivo* a incidência das forças transversais e verticais aplicadas excentricamente ao longo eixo axial dos implantes dentais na região de molares durante a função mastigatória. O objetivo era mostrar não só as forças de momento (torção) exercidas em movimentos excursivos mandibulares, como também em ciclos mastigatórios em fechamento mandibular em oclusão cêntrica. Além disso, o autor ainda teve a intenção de medir essas forças por meio de elementos de análise finitos tridimensionais, a nível ósseo. Para tal estudo, foram selecionados onze pacientes que possuíam próteses fixas implanto-dento-suportadas. O elemento de suporte distal era implante ósseo integrado e o mesial, dente natural. A conexão era rígida por meio do dispositivo tubo-parafuso. Devido a esta configuração protética foi possível medir as forças no sentido vestibulo-lingual e méso-distal (já que havia determinada mobilidade neste sentido). Para a análise quantitativa, foi adaptado um dispositivo eletrônico nos "abutments" ("strain gage") que tornava possível a medição das cargas. Os resultados obtidos pelo dispositivo durante a mastigação mostraram os maiores índices de momento de torção (170 Nmm) e maior estresse ao osso periimplantar (6,2 Mpa) a nível de crista na região vestibular (bucal). Momentos de torção na mesial tiveram valores significativamente menores (52 Nmm). No fechamento em oclusão cêntrica, houve a incidência de forças de torção tanto por vestibular (bucal) quanto por lingual, dependendo apenas do contorno (design) protético com máxima de valores em 140 Nmm. Pelo fato da pesquisa demonstrar forças de momento relativamente baixas por mesial quando comparadas com as forças vestibulo-linguais, se torna mais encorajador a união dente-implante para a reconstrução protética quando o caso for indicado.

A proposta do artigo de KAN et al., de 1999, baseado em uma revisão de literatura, foi discutir a adaptação passiva e rever os vários métodos clínicos que tem sido sugerido para avaliar a adaptação da infra-estrutura do implante. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são empíricos. Numerosas técnicas

têm sido adotadas para avaliar a interface prótese-implante, mas nenhuma individualmente forneceu resultados objetivos. Componentes de implante e osso são aptos a tolerar os degraus de desadaptação sem problemas biomecânicos adversos. Esse nível de desadaptação ainda tem que ser determinados. Na ausência de linhas de referências de quantidade de adaptação parece apropriado otimizar esta adaptação através do uso da avaliação de métodos clínicos descritos nessa revisão para avaliar a adaptação da infra-estrutura do implante. Exemplos destes métodos são: pressão digital alternada, visão direta e sensação tátil, radiografias, teste de um parafuso (onde um parafuso foi preso em um pilar terminal e as discrepâncias observadas em outro pilar), teste de resistência de um parafuso (complementada por uma pasta indicadora de pressão), meio revelador e outros materiais, instrumentos de medição e algumas formas de tolerância biológica podem existir entre o implante e seu osso circundante que permite um certo degrau de desadaptação. É sugerido que clínicos usem uma combinação de métodos avaliados para minimizar desadaptações.

AKPINAR, I; ANIL, N & PARNAS, L.,2000 investigaram o estresse formado em volta do implante e do dente natural antagonista sob forças oclusais na substituição de um primeiro molar perdido precocemente com um implante IMZ rígido de resiliente, usando o método de análise de estresse de elemento finito. Estresses oclusais gerados em volta de implantes tipos rígidos ou resilientes ou do dente antagonista são importantes para seleção do tipo de implante apropriado. Os resultados indicavam que uma força de mordida de 143N resultou em um nível alto de estresse compressivo em volta da raiz do dente natural oposto a restauração suportada pelo implante IMZ com o pilar tipo rígido, podendo contribuir para a intrusão do dente. Um tipo rígido de implante pode ser a origem de estresses intrusos em volta do dente antagonista. Lateralmente, existe uma concentração de estresse na interface osso-implante. Desta maneira, um tipo rígido de implante não deve ser preferido. Nos implantes resilientes, os estresses são concentrados no elemento intramóvel. Esta peculiaridade é a mutabilidade do elemento intramóvel faz o uso desse tipo de implante mais vantajoso.

Complicações mecânicas de implantes dentários foi o tema abordado por MELVYN SCHWARZ, 2000. Forças oclusais adversas podem resultar em

complicações mecânicas dos componentes do implante. Enquanto inaceitáveis altas incidências de falhas mecânicas têm sido reportadas para os sistemas de implantes de dois estágios tipo parafuso com hexágono externo, o implante de diâmetro padrão ITI tipo parafuso sólido não parece ser vulnerável a estes problemas. O oitavo Morse cônico têm eliminado o afrouxamento e a fratura do parafuso do pilar. A incidência do afrouxamento do parafuso protética tem sido minimizada por um bisel de 45 graus no ombro do implante e por 1,5mm da parede vertical do pilar. A configuração do implante ITI de diâmetro padrão e parafuso sólido e o material usado em sua fabricação têm eliminado fraturas na fixação. Entretanto, devido haver alguns relatos de fraturas envolvendo a redução do diâmetro e conicidade dos implantes, estas configurações devem ser usadas com cautela, em ocasiões onde eles estarão sujeitos a forças axiais e/ou fortes forças encontradas em aplicações posteriores. A estabilidade do parafuso envolve um número de fatores críticos, dos quais os três mais importantes são: pré-carga adequada; a precisão de ajuste dos componentes do implante e as características básicas anti-rotacionais da interface pilar-implante.

Fraturas na fixação dos implantes têm ocorrido na região posterior, com próteses suportadas por um ou dois implantes em combinação com "cantilevers" bruxismo ou fortes forças oclusais, causando deflexão (RANGERT et al.,1995; BALSHI, 1996). Implantes posicionados em linha reta contribuem em potencial para o aumento de momentos de deslocamento. A boa dimensão das paredes do implante, em conjunto com a resistência superior do titânio, são fundamentais para o implante resistir a fortes forças oclusais. As conclusões e implicações clínicas deste estudo mostram que forças oclusais adversas podem resultar em complicações mecânicas dos componentes dos implantes orais. Forças axiais causam momentos de dobras, os quais são particularmente danosos. Devido às máximas forças mastigatórias serem três vezes maiores em áreas de molar quando comparadas a regiões anteriores, as restaurações na dentição posterior em indivíduos parcialmente desdentados sujeitam os implantes a fortes cargas. O implante ITI já citado pode ser usado seguramente para repor tanto simples quanto múltiplos dentes perdidos em qualquer tipo de edentulismo, incluindo molares. Este implante pode funcionar com sucesso mesmo quando sujeito a fortes forças ocluso axial

na região de molares, sem precisar da “triploidização” recomendada pelo implante de dois estágios tipo parafuso com hexágono externo. É evidente que a seleção dos sistemas de implantes apropriados pelo clínico, é u fator crítico para o sucesso da longevidade do implante.

CIFTCI,Y e CANAY S, 2001 avaliaram a distribuição de estresse em infra-estruturas de metais construídas em implantes sobre forças mastigatórias usando simulações computadorizadas (análise 3D de elemento finito). Quatro diferentes materiais de revestimento – infra-estrutura metálica combinada foram usados neste estudo, porcelana, resina polimerizada quimicamente (metil metacrilato), compósito de resina microaglutinada, ionômero de vidro modificado por compostos de resina, todos usando implantes CALCITEC. Todos os cálculos foram conduzidos por diferentes níveis em face bucal e lingual. Como resultado, a mudança de revestimento de material é nas próteses produziram significantes efeitos nos níveis de estresse e na distribuição de estresse na infra-estrutura metálica, que foram concentrados ao longo da área marginal das próteses. Foi concluído que resina acrílica é benéfica em reduzir estresses de impacto (morder coisas duras) e porcelana é superior para condições de cargas estáticas. Resina acrílica absorve mais impactos que a porcelana, com menor transferência de estresse para a infra-estrutura metálica e parafuso, resina acrílica também apresentou melhores deslocamentos que a porcelana, provavelmente devido a seu menor modo de elasticidade.

Neste estudo a infra-estrutura metálica foi avaliado, valor alto de estresse foram observados em modelos nos quais materiais com baixo modo de elasticidade foram usados. Os valores de estresse diminuíram de acordo com o material de revestimento usado, resina acrílica, ionômero modificado por resina, resina composta, e porcelana respectivamente.

MARTIN, W, et al., 2001, avaliaram os materiais e as superfícies de quatro parafusos de pilares comercialmente disponíveis em gerações pré-cargas. Vinte de cada um dos seguintes parafusos de pilares – Goldtite (Implant Inovations Inc.), Torqtite (Nobel Biocare), liga de ouro, e liga de titânio (Implant Inovations Inc.) – foram divididos em dois grupos. Medidas foram gravadas para cada parafuso de pilar em um implante de hexágono externo com pilar de titânio de 3,75 x 18 mm. Medidas de ângulos de rotação foram

conduzidas nos quatro parafusos de pilares em 20 e 32 Ncm. Valores de torque removidos foram gravados e usados para indiretamente gerarem valores pré-cargas. Aleatórios blocos de espécimes de implantes foram seccionados e qualitativamente analisados como um SEM. Os resultados obtidos foram: em 20 e 32 Ncm, os maiores ângulos de rotação gravados para os grupos de Tt foram $21,2 \pm 3,1$ graus e $38,1 \pm 8,7$ graus, respectivamente. Os maiores valores de pré-carga em 20 e 32 Ncm calculados para os grupos de Gt foram $596,8 \pm 101,2$ e $1015,3 \pm 191,2$ N, respectivamente. Análise SEM dos quatro blocos de espécimes de implante revelaram contatos de cruzamentos de roscas localizados na metade da porção superior da superfície do parafuso do pilar. Os maiores números de contatos em cruzamentos de roscas foram observados no bloco de espécimes de implante Gt (14 dos 20 contatos de roscas possíveis). Os autores concluíram que os parafusos de pilares Gt e Tt com superfícies tratadas que ajudam na redução do coeficiente de fricção produziram melhores ângulos de rotação e valores de pré-cargas que os parafusos convencionais de liga de ouro e titânio. Investigações futuras são necessárias para medirem estes valores sobre cargas cíclicas.

Uma investigação clínica longitudinal de cinco anos estudada por WILLIAM MURPHY et al., 2002 foi feita para comparar a retenção da infra-estrutura metálica construída de duas ligas com diferentes propriedades mecânicas, tanto ouro quanto prata-paládio, suportada na mandíbula através do sistema de implante Astra Tech. Vinte e seis pacientes edêntulos com implantes mandibulares foram divididos em dois grupos: grupo A fornecido com uma supra-estrutura de liga de ouro, e grupo B com uma supra-estrutura de liga de prata-paládio. Todos os pacientes usavam dentaduras maxilares completas. A integridade das próteses e a saúde dos tecidos de suporte foram comparadas por um período de cinco anos. Os resultados mostraram que ambos materiais apresentaram similar precisão de adaptação e resistência a estresse funcional, embora a liga prata-paládio apresentar-se tecnicamente sensível, necessitando de meticulosa prática laboratorial para alcançar fundição precisa. A performance clínica de ambas as próteses foi similar, e películas radiográficas não mostraram significantes diferenças no osso periimplantar. Não houve diferenças na performance clínica e mudanças radiográficas entre os dois materiais. Portanto, a liga prata-paládio pode ser

considerada um substituto mais barato da liga de ouro, para próteses implanto-suportadas.

A proposta do estudo de KENT OCHIAI et al.,2003 foi comparar o padrão de transferência de estresse tanto com um ou dois implantes posteriores conectados com um simples anterior localizado simulando dentes naturais tanto com um ou dois segmentados ou não segmentados pilares de implante sobre relevantes cargas funcionais através do uso de técnicas de análise fotoelástica de estresse. Um modelo de mandíbula humana, edêntula posterior para o primeiro pré-molar, com dois implantes tipo parafusados de 3,75x13mm inclusos na área edêntula, foi fabricada com materiais fotoelásticos. Os implantes estavam posicionados no primeiro e segundo molar. Duas restaurações dentárias protéticas fixas parciais foram fabricadas tanto com pilares cônicos segmentados ou com pilares UCLA não segmentados. Cargas oclusais verticais foram aplicadas em locais fixados nas restaurações. As unidades de estresse fotoelástico que se desenvolveram na mandíbula suportada foram monitorados visualmente e gravada fotograficamente. A intensidade do estresse, concentração de estresse, e sua localização foram subjetivamente comparadas.

Cargas sobre as restaurações simulando dentes naturais geraram estresse apical de intensidade similar no dente e no implante de primeiro molar para ambos os tipos de pilares. Níveis menores de estresse foram transferidos para o implante de segundo molar. Cargas diretas na região implanto suportada da restauração demonstraram menor transferência de estresse que o dente simulado. Estresses não verticais transferidos com maiores intensidades foram observadas no pilar não segmentado. Levando em consideração a simulação deste estudo, a distribuição e intensidade de estresse para as condições dos dois implantes foram similares para a configuração de pilares segmentados e não segmentados. A magnitude de estresse observada para ambas as configurações foi similar para simples condição do implante. Cargas verticais produziram mais estresse não axial decorrido de forças aplicadas para uma condição de implante com pilar não segmentado. Resultados de cargas diretas foram similares para ambas às configurações de pilares. Recomendações específicas para seleção de pilares de implante e sua aplicação devem ser baseadas em critérios clínicos.

LIN, C. & WANG, J., 2003 fizeram um estudo cujo objetivo foi investigar as interações mecânicas em um sistema dente/implante suportado sob várias forças oclusais com conectores rígidos e não rígidos usando simulações computadorizadas não lineares (elemento finito). Um modelo reproduzindo uma mandíbula humana parcialmente desdentada a partir do segundo pré-molar, envolvendo uma prótese de três elementos, sendo o segundo pré-molar o dente natural, o primeiro molar o pântico e o segundo molar o implante, foi usado neste estudo. A distribuição de estresse no sistema soldado com conectores rígidos e não rígidos foi observado quando forças verticais foram aplicadas no dente, pântico, pilar de implante ou toda a prótese, em dez modelos simulados.

Os resultados obtidos mostraram que os valores de picos de estresse no sistema de implante aumentaram significativamente quando forças verticais atuaram somente no pré-molar com a prótese fixa com conector rígido. Quando forças oclusais foram aplicadas na cúspide do pré-molar os valores de deslocamento dental foram semelhantes para próteses com conectores rígidos ou não rígido; porém quando as mesmas foram aplicadas no pântico, cúspides do molar ou na prótese inteira (em todas as cúspides do sistema soldado), valores de estresse maiores foram encontrados no sistema de prótese sobre implante com conector não rígido, uma vez que os estresses não podem ser transferidos ao dente natural.

A minimização de forças oclusais em áreas de pântico através de procedimentos de ajustes oclusais, para redistribuir estresse com o sistema de implante em posição de máxima intercuspidação para a prótese dente/implante suportada é recomendada.

Têm sido hipotetizado que a reabsorção do osso marginal pode resultar do açulo de minúsculas injúrias. Em vista disto, um implante dentário deve ser configurado de maneira que os picos de estresse que chegam ao osso sejam minimizados. Em estudos recentes, HANSSON, S, 2003, encontrou que os picos de estresse no osso resultados de componentes de cargas verticais e aqueles resultados de componentes de cargas horizontais chegam no topo do osso marginal, e que eles coincidem espacialmente. Estes picos de estresse juntos produzem um risco de reabsorção óssea estresse-induzida. Usando uma análise assimétrica de elemento finito foi encontrado que, com uma interface

pilar-implante cônico no nível do osso marginal, em combinação com elementos retentores na cabeça do implante, e com valores de espessura das paredes do implante e módulo de elasticidade, o pico ósseo de estresse resultado de uma carga axial chega mais longe no osso. Isso significa que eles estão espacialmente separados dos picos de estresse resultados de cargas horizontais. Na mesma interface pilar-implante localizado 2 mm mais coronariamente, estes benefícios desaparecem. Isto resulta em um aumento substancial dos picos de estresse ósseo. O software de elemento finito usado foi o NISA. Um assimétrico modelo de quatro nódulos de elemento foram usados. Em ordem para limitar o número de passos de espaços (o tipo de sistema de equação para serem resolvidas), o modelo foi restrito para a cápsula cortical superior, a parte do implante incluído sem essa cápsula e a mais coronária parte do implante não foram calculadas. A espessura da cápsula cortical foi adotada para se 2,8 mm. Um implante foi modelado como um implante de dois componentes com a interface pilar-implante cônico localizado no nível do osso marginal. O outro implante foi modelado como um implante de um componente onde a interface cônica foi localizada 2 mm mais coronariamente. Os implantes têm uma espessura de parede de 0,6 mm. Uma carga axial de 100 N foi eventualmente distribuída 1 mm superior do cone do implante. Resultados: para o implante de um componente, o máximo pico ósseo de estresse em todos os exemplos calculados e para todos os tipos de estresse, chegou no nível da mais superior volta de rosca. Com moderados valores de módulo de elasticidade, o máximo pico de estresse ósseo para o implante de dois componentes na maioria dos casos chegou no nível da quinquagésima nona volta de rosca a partir do topo. Em todos os casos com moderados valores de módulo de elasticidade, o máximo pico de estresse para os implantes de dois componentes foi consideravelmente menor que o pico de estresse para o implante de um componente.

Sua conclusão foi que com uma interface implante-pilar cônico no nível do osso marginal, em combinação com elementos retentivos na cabeça do implante, e valores aceitáveis de espessura de parede e módulos de elasticidade, o pico de estresse ósseo resultado de componentes de cargas axiais foram espacialmente separados daqueles resultados de componentes de cargas horizontais. Se a interface cônica estiver localizada 2mm mais

coronariamente o benefício acima desaparece. Outra conclusão encontrada foi que os picos de estresse ósseo causado pelas cargas axiais são substancialmente menores na primeira condição de implante apresentada que com a mesma interface cônica localizada 2mm mais coronariamente, o que produz menor estresse e conseqüentemente menor reabsorção óssea. Os estresses ósseos são influenciados pela espessura da parede do implante e pelo módulo de elasticidade do material do implante.

Discussão

As forças que agem sobre os implantes dentários são chamadas quantidades vetoriais, ou seja, elas possuem magnitude e direção (Bert, M, 1995).

Neste sentido, a oclusão serve como o principal determinante no estabelecimento da direção de carga. A posição dos contatos oclusais na prótese influencia diretamente o tipo dos componentes de força distribuídos ao longo do sistema de implante, sendo que a natureza dessas forças pode ser descrita como de compressão, de tensão ou de cisalhamento.

A maneira pela qual as forças são aplicadas sobre as restaurações implanto-suportadas, no ambiente bucal, determina a probabilidade de falha no sistema. A duração de uma força pode afetar o resultado final de um sistema de implante. Forças de magnitude relativamente baixa, aplicadas respectivamente durante um período muito longo, podem resultar na falha por fadiga de uma prótese e/ou implante. A compreensão dos mecanismos responsáveis pela dissipação das cargas funcionais e dos mecanismos de falha é extremamente importante para o implantodontista.

Fracasso é o antônimo de êxito, portanto deverá ser considerado como fracasso todo implante que não cumprir os critérios de êxito atualmente reconhecidos (Alburktsson, et al., 1986), os quais preconizam: que um implante isolado e independente deve ser imóvel quando se prova clinicamente. Este critério é uma consequência direta do conceito de osseointegração que preconiza contato íntimo entre o osso e o implante; as radiografias não devem mostrar nenhuma zona radiolúcida ao redor do implante, ao contrário, uma condensação óssea que aumenta com o tempo; a perda óssea vertical anual deve ser inferior a 0,2 mm depois do primeiro ano de posto em função o implante; cada implante deve estar livre de sintomas persistentes ou irreversíveis, como dor, infecções, neuropatias, parestesias ou lesões do conduto mandibular.

No contexto dos critérios mencionados, uma porcentagem de êxito de 85% ao final do período de observação de 5 anos e de 80% ao final do período de 10 anos deve ser o mínimo (Bert, M., 1995).

No entanto, essas porcentagens não são absolutas e não podem ser aplicadas a todos os casos, uma vez que os índices de sucesso de tratamentos reabilitadores com implantes estão relacionados a vários fatores; tais como: localização dos implantes; tipo de arcada antagonista; condições de rebordo do paciente, que muitas vezes está relacionada ao tempo que o mesmo encontra-se desdentado; número de implantes e condições gerais do paciente, incluindo saúde oral, musculatura, sistema articular, oclusão e condições de higiene oral.

Nas reabilitações orais através de implantes osseointegrados torna-se imprescindível o respeito às normas exigidas para indicação do mesmo, as quais devem ser seguidas e aplicadas em um plano de tratamento bem elaborado; visto que, desde o planejamento da instalação cirúrgica dos implantes até a conclusão das próteses sobre os mesmos deverão ser regidos pelo profundo entendimento de todas as forças estáticas e dinâmicas que eventualmente poderão incidir sobre o conjunto mecânico prótese/implante.

Desde que o conceito de Branemark de osseointegração foi estabelecido, muito se tem estudado e os índices de sucesso vêm aumentando e incentivando cada vez mais este tipo de tratamento reabilitador. Vários autores pesquisaram as possíveis causas de insucesso, objetivando sempre minimizá-los, no que se refere à infra-estrutura da prótese, tipo de implante, relação oclusal e biomecânica.

Os aspectos abordados neste capítulo serão divididos em três grupos, organizados de maneira à inter-relacionar as diferentes opiniões encontradas na literatura:

1) Transmissão de forças (cargas):

MISCH afirmava ser a oclusão o mais crítico componente na transmissão de forças, propondo um esquema denominado "oclusão implanto-protegida", onde princípios como: contatos bilaterais simultâneos, ausência de prematuridades em relação cêntrica, movimentos excursivos laterais suaves e sem interferências no lado de balanceio e igual distribuição de forças oclusais deveriam ser seguidos, associados à correta seleção de componentes (diâmetro, número) e a um design protético que facilitasse a transmissão de cargas ao longo eixo axial das fixações anulando a atuação de forças horizontais e visando reduzir o estresse ao complexo prótese/implante.

Como nos implantes osseointegrados não há presença de uma interface resiliente entre os mesmos e o osso suporte, ou seja, ausência de ligamento periodontal, todas as forças mastigatórias serão, invariavelmente, transmitidas diretamente a essa estrutura. CIRBIKA et al. demonstraram que diferentes tipos de material utilizados na confecção da cobertura oclusal ou incisal das próteses sobre implantes não influenciavam na transmissão de forças ao osso alveolar peri-implantar. PAPAVALIOU et al. conseguiram quantificar *in vitro* o índice de stress sofrido pelo osso peri-implantar sob cargas oblíquas, sendo que os valores poderiam ser até 15 vezes maiores que sob forças axiais, podendo causar microfraturas quando o limite de elasticidade óssea era ultrapassado. PATTERSON et al. também realizaram pesquisa *in vitro* com a finalidade de determinar quantitativamente a transmissão de forças axiais e de flexão aos componentes do sistema protético, concluindo que existe uma grande associação entre as forças geradas pela mastigação e o afrouxamento e perda de parafusos de retenção da prótese, e que conseqüentemente essas forças tendem a ser mais deletérias devido a menor estabilidade do conjunto, vindo a gerar maior estresse e falhas mecânicas na prótese. As conclusões e implicações clínicas do estudo feito por SCHWARZ também mostram que forças oclusais adversas podem resultar em complicações mecânicas dos componentes dos implantes orais. Forças axiais causam momentos de dobras, os quais são particularmente danosos. HANSSON encontrou que os picos de estresse no osso resultantes de componentes de cargas verticais e horizontais chegam no topo do osso marginal, e que eles coincidem espacialmente, produzindo um risco de reabsorção óssea estresse-induzida. Porém com uma interface pilar-implante cônico no nível do osso marginal, o pico ósseo de estresse resultado de uma carga axial chega mais longe ao osso, separando-se desta maneira dos picos de estresse horizontais. Este benefício desaparece quando a mesma interface pilar-implante é localizada 2 mm mais coronariamente. GUNNE et al. também demonstraram que as cargas sofridas pelos implantes sob ciclos mastigatórios *in vivo* eram muito mais influenciadas pelo desenho ou geometria da prótese que pelo posicionamento ou angulação das fixações, mesmo quando se unia dente a implante. Com relação a essa união dente-implante RICHTER não a contra-indicava, pois se verificou que os valores medidos na região óssea (crista) vestibular e lingual eram maiores que

os obtidos na mesial, e variavam significativamente de acordo com o contorno (design) protético. LIN & WANG também investigaram as interações mecânicas em um sistema dente/implante suportado sob várias forças oclusais com conectores rígidos e não rígidos usando simulações computadorizadas. Os resultados demonstraram que quando forças oclusais foram aplicados no dente natural os valores de deslocamento dental foram semelhantes para próteses com conectores rígidos e não rígidos, porém quando as mesmas foram aplicadas no pântico, no implante ou na prótese inteira valores de estresse maiores foram encontrados no sistema de prótese de conector não rígido, uma vez que os estresses não podem ser transferidos ao dente natural. OCHIAI et al. compararam o padrão de transferência de estresse tanto com um ou dois implantes posteriores conectados com um simples anterior localizado simulando dentes naturais com um ou dois pilares de implantes segmentados e não segmentados sobre relevantes cargas funcionais através do uso de análise fotoelástica. Os resultados demonstraram que a distribuição e intensidade de estresse para as condições dos dois implantes foram similares para a configuração de pilares segmentados e não segmentados. AKPINAR, ANIL & PARNAS investigaram o estresse formado em volta do implante e do dente natural antagonista sob forças oclusais, na substituição de um primeiro molar perdido precocemente com um implante IMZ rígido ou resiliente. Os resultados demonstraram um nível alto de estresse compressivo em volta da raiz do dente natural oposto a restauração suportada pelo implante IMZ com o pilar tipo rígido, podendo contribuir para intrusão do dente, o que não ocorreu no tipo resiliente, onde os estresse foram concentrado no elemento intra-móvel. Desta maneira, um tipo rígido de implante não deve ser preferido.

2) Causas de falhas em prótese sobre implante:

Analisando as complicações ocorridas em tratamentos com implantes como fratura da infra-estrutura metálica ou da porção em resina, fratura do parafuso de fixação da prótese, fratura do "abutment" ou seu parafuso de fixação e fratura do implante, KOHAVI atribuiu a falta de ajuste pacífico entre restauração (prótese) e "abutment" e a contatos oclusais destrutivos como sendo os principais causadores. Sugeriu que a seleção cuidadosa dos materiais a serem utilizados assim como o monitoramento contínuo da oclusão

do paciente, tinha o objetivo de detectar possíveis alterações que porventura viessem a ocorrer com o passar do tempo.

MORGAN, JAMES & PILLIAR, também atribuíram falhas mecânicas (fratura do implante) à fadiga gerada por sobrecargas oclusais. Demonstraram através de microscopia eletrônica, que essas forças repetitivas provocavam estriações nos implantes e reabsorções ósseas em torno do pescoço dos mesmos, proporcionando, após algum tempo, condições propícias a fraturas pela incidência de forças de flexão acumuladas nessa região. Com semelhante propósito, RANGER et al., após análise clínica de pacientes que tiveram implantes fraturados, constataram que sobrecargas oclusais gerando forças de cisalhamento eram as principais causas, associadas a alguns fatores como implantes instalados em linha, cantileveres, relação prótese/implante desfavorável, anatomia da superfície oclusal e hábitos parafuncionais como bruxismo.

3) Tipos de materiais utilizados para confecção da prótese e implante:

A avaliação da adaptação passiva da infra-estrutura e sua importância foram estudadas por FELTON & LANG, que compararam a precisão de adaptação de uma infra-estrutura soldada a laser e com o sistema Procera. Nos resultados encontrados, a infra-estrutura soldada a laser exibiu uma maior precisão de adaptação que o modelo de peça única (Procera), com significantes diferenças para quatro das cinco interfaces protéticas usadas. A importância da adaptação passiva da infra-estrutura em próteses implanto-suportadas tem sido sugerida como pré-requisito para o sucesso da longevidade da osseointegração. KAN et al., também discutiram a adaptação passiva e os vários métodos clínicos sugeridos para avaliar a adaptação da infra-estrutura do implante, concluindo que numerosas técnicas têm sido adotadas para avaliar a interface prótese/implante, mas nenhuma individualmente forneceu resultados objetivos, sugerindo a clínicos que usem uma combinação de métodos para minimizar desadaptações. Estudando também infra-estruturas, CIFTCI & CANAI avaliaram a distribuição de estresse em infra-estruturas de metais utilizando quatro diferentes materiais de revestimento, porcelana, resina polimerizada quimicamente, compósito de resina microaglutinada e ionômero de vidro modificado por compostos de resina. Foi concluído que resina acrílica é benéfica em reduzir estresses de

impacto, pois absorve mais impactos que a porcelana, com menor transferência para a infra-estrutura metálica e parafuso, e a porcelana é superior para condições de cargas estáticas. Os valores de estresse diminuíram de acordo com o material de revestimento usado, resina acrílica, ionômero modificado por resina, resina composta e porcelana respectivamente.

MARTIN et al., avaliaram os materiais e as superfícies de quatro parafusos de pilares comercialmente disponíveis em gerações pré-cargas, Goldtite (Implant Innovations Inc.), Torqtite (Nobel Biocare), liga de ouro e liga de titânio (Implant Innovations Inc.). Os autores concluíram que os parafusos de pilares Gt e Tt com superfícies tratadas que ajudam na redução do coeficiente de fricção produziram melhores ângulos de rotação e valores pré-cargas que os parafusos convencionais de liga de ouro e titânio. Investigações futuras são necessárias para medirem estes valores sobre cargas cíclicas.

Conclusão

De acordo com a bibliografia consultada podemos ter as seguintes conclusões:

1. Forças oclusais que incidem sobre as próteses implanto-suportadas são transmitidas ao osso alveolar através dos pilares protéticos e implantes. A intensidade, duração e tipo de força são extremamente importantes, pois irão determinar a reação biológica do osso e sua relação com os componentes do implante, de maneira a contribuir para o sucesso ou fracasso do tratamento.
2. O estudo e planejamento adequado das reabilitações protéticas são imprescindíveis, devendo considerar aspectos relacionados tanto a saúde geral do paciente, como a saúde oral, inter-relacionando fatores como a oclusão, dinâmica articular e musculatura, além de suas expectativas estéticas e funcionais.
3. A transmissão das resultantes das cargas oclusais em próteses com suportes híbridos (dentes e implantes); é influenciada por diversos fatores inter-relacionados: mobilidade fisiológica do periodonto, módulo de elasticidade do tecido ósseo, região, características físicas dos materiais de revestimento da prótese, configuração do sistema prótese-implante e o tipo de conector protético. Desta forma, a indicação deste tipo de prótese deve ser fundamentada em estudos clínicos longitudinais.
4. O sucesso do tratamento ao longo prazo está diretamente vinculado ao conhecimento teórico e prático dos princípios da reabilitação oral através de implantes e sua aplicabilidade clínica através de um bem elaborado plano de tratamento, sua execução e controle, diminuindo o risco de falhas deste tipo de tratamento, tornando-o confiável e promissor.

Referências

- AKPINAR, N.; ANIL; PARNAS, L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. **J. Oral Rehab**, v.27, p.538-45, 2000.
- BERT, M. **Complicaciones y fracasos en implantes osteointegrados**. Barcelona. Edit. Masson, S.A., 1995.
- CIBIRKA, R.M., *et al.* Determining the absorption quocient for restorative materials used in implant occlusion surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.3, p.361-4, Mar.1992.
- CIFTCI, Y. ; CANAY, S. Stress Distribution on the Metal Framework of the Implant-supported Fixed Protheseis Using Different Veneering Materials. **Int. J. Prosth.**, v.14, n.5, p.406-11, 2001.
- GUNNE, J. *et al.* Funtional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular protheses opposing complete dentures: An in vivo study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.3, p.335-41, May/June 1997.
- FERNANDES, F. M. **Oclusão na reabilitação através de implantes**. Monografia (Especialização). Piracicaba: FOP/UNICAMP, 2001.
- HANSSON, S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. **Clin. Oral Impl. Rest.**, v. 14, p.286-93, 2003.
- KAN, K.Y.J. *et al.* Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosth. Dent.**, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.

KOHAVI, D. Complications in the tissue integrated protheses components: clinical and mechanical evaluation. **J. Oral Rehabil.**, v.20, n.4, p.413-22, July 1993.

LIN, C.L. ; WANG, J.C. Nonlinear Finite Element Analysis of a Splinted Implant with Various Connectors and Occlusal Forces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.18, n.3, p.331-40, 2003.

LANG, A.L.; WANG, F.R. ; MAY, B.K. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, v.87, n.1, p.74-9, Jan. 2002.

MARTIN, C. W. *et al.* Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, v.86, n.6, p.24-32, July 2001.

MISCH, C. E. Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. **Comp. Continuing Educ. Dent.**, v.15, n.11, p.1330-44, Nov. 1994.

MORGAN, J. M.; JAMES, D. F.; PILLIAR, R. M. Fracures of the fixture component of an osseointegrated implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implant.**, v.8, n.4, p.409-13, 1993.

MURPHY, M. W. *et al.* A Prospective 5-Year Study of Two Cast Framework Alloys for Fixed Implant-Supported Mandibular Protheses. **Int. J. Prosth.**, v.15, n.2, p.133-38, 2002.

OCHIAI, T. K. *et al.* Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected protheses with segmented and nonsegmented abutments. **J. Prosthet. Dent.**, v.89, n.5, p.495-502, May 2003.

PAPAVASILIOU, G. *et al.* Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bone

support, protheses type, and loading during function. **J. Prosthet. Dent.**, v.76, n.6, p.633-40, Dec. 1996.

PATTERSON, E. A. Distribution of load in oral protheses system: an in vitro study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.10, n.5, p.552-60, Sept/Oct. 1995.

RANGERT, B. Practical guidelines based on biomechanical principles. *In*: PALACCI, P. **Optimal implant positioning & soft tissue management for the Branemark system**. Germany: Quintessence Books, 1995. p.21-33.

RANGERT, B.; SULLIVAN, R. M.; JEMT, T. M. load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.3, p.360-70, May/Jun 1997.

RICHTER, E.J. In vivo bending moments on implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.13, n.2, p.232-44, Mar./Apr. 1998.

RIEDY, J. S.; LANG, R.B. ; LANG, E. B. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. Prosth. Dent.**, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.

SCHWARZ, S.M. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, v.11, Suppl.1, p.156-8, 2000.