

ROBERTO RAMOS GARANHANI

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NOS IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS EM FUNÇÃO DA LARGURA DA MESA
OCCLUSAL**

FLORIANÓPOLIS
2002

ROBERTO RAMOS GARANHANI

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NOS IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS EM FUNÇÃO DA LARGURA DA MESA
OCLUSAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora de Sede – UNIVILLE, da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia - área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Izo Milton Zani

FLORIANÓPOLIS
2002

ROBERTO RAMOS GARANHANI

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NOS IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS EM FUNÇÃO DA LARGURA DA MESA
OCCLUSAL.**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – opção IMPLANTODONTIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora de Sede - UNIVILLE.

Joinville, 30 de agosto de 2002.

Prof. Dr. Mauro Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Prof. Dr. Izo Milton Zani
Orientador

Prof. Dr. Marcos Dias Lanza
Membro

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso
Membro

A José, Hildete e Ricardo, pais e irmão, meus orientadores.

À Elisa, minha namorada.

AGRADECIMENTOS

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA e UNIVILLE, por terem proporcionado a oportunidade de aprendizado a todos deste Curso, oferecendo estrutura física e corpo docente renomado.

*Ao professor **Dr. MAURO CALDEIRA DE ANDRADA**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia durante o período deste Curso, pela dedicação com que exerce suas funções e pelo empenho para a execução deste trabalho.*

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração Implantodontia, meu agradecimento pela experiência tanto acadêmica quanto científica.

*Ao **CEPID**, na pessoa dos professores **Dr. RICARDO DE SOUZA MAGINI** e **Dr. ANTÔNIO CARLOS CARDOSO**, meu agradecimento pelo espaço cedido, experiências oferecidas e incentivo à pesquisa.*

*Ao **CNPQ** e à **CAPES**, pelo apoio para a realização dos cursos de Pós-Graduação no Brasil e em especial pelo auxílio ao nosso Programa.*

*Ao Professor **Dr. IZO MILTON ZANI**, pela orientação, confiança depositada e compreensão.*

*À Professora **CLÁUDIA MAZIERO VOLPATO**, pela revisão, orientação, incentivo e amizade.*

*À Professora **LIENE CAMPOS**, pelo esforço para o desempenho deste trabalho.*

*Aos colegas professores e alunos da **EAP/ABO-SC** e **UNISUL**, por entenderem minhas ausências.*

*Aos colegas do **Curso de Mestrado**, pelo convívio e amizade.*

*À **ALESSANDRA MARA SCHROEDER**, pela atenção na busca do material literário.*

GARANHANI, Roberto Ramos. **Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados em função da largura da mesa oclusal.** 2002. 68f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - opção Implantodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora de Sede UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

A manutenção dos implantes osseointegrados e suas reabilitações protéticas é uma preocupação constante para a longevidade deste tipo de tratamento. Através deste estudo, revisou-se como as forças atuam sobre uma coroa protética unitária implanto-suportada, sua distribuição através do implante ao osso adjacente, diferenças em relação ao dente natural e os efeitos da diminuição da largura oclusal no controle das tensões na interface osso-implante. A literatura sugere que esta alteração no desenho oclusal diminui as tensões recebidas pelo implante e tecido ósseo adjacente.

Palavras-chave: Implantes dentários; Osseointegração; Desenho oclusal; Largura oclusal.

GARANHANI, Roberto Ramos. **Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados em função da largura da mesa oclusal.** 2002. 68f. Dissertação (Mestrado em Odontologia-opção Implantodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora de Sede UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The maintenance of Osseointegrated implants and their prosthetic rehabilitations is a constant preoccupation for the longevity of this kind of treatment. Through this study, it was revised how forces acts over an implant-supported single crown, their distribution through the implant and the adjacent bone, differences regarding the natural tooth and the effects of the decrease of the occlusal width in the control of the tensions in the bone-implant interface. The literature suggests that this alteration in the occlusal drawing decreases the tensions received by the implant and adjacent bone.

Key words: Osseointegrated implants, Dental implants, Occlusal drawing, Occlusal width

SUMÁRIO

RESUMO	p.6
ABSTRACT	p.7
SUMÁRIO	p.8
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	p.9
LISTA DE SÍMBOLOS	p.10
LISTA DE FIGURAS	p.11
1 INTRODUÇÃO	p.12
2 PROPOSIÇÃO	p.14
3 REVISÃO DA LITERATURA	p.15
3.1 Propriedades mecânicas	p.15
3.1.1 Princípios de Engenharia na Odontologia	p.18
3.2. Forças no sistema estomatognático	p.20
3.2.1 Origem das forças	p.20
3.2.2 Força oclusal normal	p.20
3.2.3 Contato dentário	p.24
3.2.4 Força oclusal parafuncional	p.25
3.2.5 Intensidade das forças oclusais	p.26
3.2.6 Forças e osso alveolar	p.27
3.2.7 Forças oclusais e dentes naturais	p.29
3.2.7.1 Direcionamento das forças	p.30
3.2.7.2 Percepção oclusal	p.31
3.2.7.3 Mobilidade dental	p.32
3.2.7.4 Efeitos da sobrecarga	p.33
3.3 Forças e implantes osseointegrados	p.33
3.3.1 Implantes e osso alveolar	p.34
3.3.2 Materiais de recobrimento oclusal	p.38
3.3.3 Direcionamento das forças	p.40
3.3.4 Percepção oclusal	p.44
3.3.5 Mobilidade do implante	p.45
3.3.6 Efeitos da sobrecarga	p.45
3.4 Largura da mesa oclusal no controle das forças em implantodontia	p.47
4 DISCUSSÃO	p.51
5 CONCLUSÕES	p.59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	p.60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM	Articulação Temporomandibular
DTM	Disfunção Temporomandibular
g	Gramas
lb	Libras
lbf	Libra-força
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma-força
Mm	Milímetros
N	Newtons
SE	Sistema Estomatognático
SNC	Sistema Nervoso Central

LISTA DE SÍMBOLOS

μE	“Micro strain” (unidade de deformação). 10^{-6}mm/mm
μm	micrômetros
%	por cento

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Representação gráfica das forças.....	p.16
FIGURA 2 – Torque (T) ou momento.....	p.16
FIGURA 3 – Natureza das forças.....	p.17
FIGURA 4 - Resolução vetorial de uma força	p.17
FIGURA 5 - Resolução vetorial de forças inclinadas atuando nos dentes.....	p.19
FIGURA 6 - Controle do SNC	p.21
FIGURA 8 – Forças geradas no sistema estomatognático	p.22
FIGURA 7 – Mesa oclusal dos dentes posteriores	p.22
FIGURA 9 - Osso da crista atuando como ponto de fulcro para ação de alavanca.....	p.34
FIGURA 10 - Perda óssea da crista e aumento da proporção coroa-implante	p.36
FIGURA 11. Resolução vetorial de forças inclinadas atuando nas coroas implanto-suportadas	p.41
FIGURA 12 - Largura da mesa oclusal funcionado como <i>cantiléver</i>	p.48
FIGURA 13 - Localização das forças em relação à largura da mesa oclusal.....	p.54
FIGURA 14 - Localização da resultante de forças e altura da crista óssea.....	p.54
FIGURA 15 - Localização de resultante de forças e inclinação das cúspides	p.55
FIGURA 16 - Frequência de forças.....	p.55
FIGURA 17 - Alteração da largura da mesa oclusal e quantidade de força.....	p.57

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentais osseointegrados foram inicialmente propostos para o tratamento da mandíbula totalmente edentada. O sucesso, a longo prazo, dessa alternativa protética encorajou o profissional a aplicá-la em outras modalidades de tratamento, como o paciente edentado parcial, a perda dental unitária, a união dente-implante e a ancoragem ortodôntica.

Com grande avanço conseguido e a aplicação dos conceitos da odontologia baseada em evidências, ou seja, considerando a longevidade das próteses convencionais, sobrevivência do retentor dental, complicações associadas às restaurações, endodontias e custos relativos dos tratamentos, considera-se atualmente o implante dental como a primeira opção de tratamento para repor dentes unitários perdidos (MISCH, 2001). Porém, falhas têm sido reportadas e associadas ao comportamento biomecânico, controlando o sucesso e a longevidade clínica dos implantes osseointegrados, e a determinação da etiologia destes fatores é importante, pois os esforços para reduzir a condição podem ser implementados.

Após a osseointegração, o desenvolvimento de um esquema oclusal que minimize os fatores de risco e permita que a restauração funcione em harmonia como restante do sistema estomatognático, diminuindo a tensão e esforço mecânicos, foram sugeridos para a longevidade da restauração. A influência do desenho da coroa protética parece ser significativa, embora não bem conhecida. O fato de os trabalhos que recomendam as

alterações da largura da mesa oclusal da coroa protética implanto-suportada estarem baseados em observações clínicas e a escassez de evidência científica sobre esta variável, nos motivou a este estudo.

2 PROPOSIÇÃO

Verifica-se na literatura várias indicações, baseadas em observações clínicas, da diminuição da largura da mesa oclusal das coroas suportadas por implantes. Esta alteração visa a diminuição da quantidade das tensões na interface osso-implante e componentes protéticos, visto que estes fatores são indicados como principais responsáveis pelas falhas observadas nos tratamentos com implantes unitários.

Tendo em vista o exposto, constitui proposta deste estudo, mediante uma revisão de literatura, estudar as forças funcionais e parafuncionais encontradas nos sistema estomatognático, a distribuição das tensões no tecido ósseo, dentes naturais e próteses implanto-suportadas unitárias, a fim de verificar os benefícios da diminuição da largura da mesa oclusal da coroa protética no controle das forças deletérias.

3 REVISÃO DA LITERATURA¹

Como em dentes naturais, nas próteses convencionais e implanto-suportadas, a atuação das forças e a maneira como ela é distribuída contribuem para a longevidade de trabalhos reabilitadores. A observação destas situações é importante, para que a harmonia de todo o sistema seja mantida. Para um melhor entendimento do assunto proposto, optou-se pela divisão dos assuntos nos seguintes tópicos: princípios de engenharia, forças no sistema estomatognático, forças nos implantes osseointegrados, e largura da mesa oclusal no controle das forças em implantodontia.

3.1 Propriedades Mecânicas

A propriedade fundamental de um corpo sólido é sua tendência a resistir às mudanças de forma. Para resistir às forças recebidas, existirá por parte deste uma resistência tentando manter sua forma. A propriedade que permite um corpo resistir às mudanças de sua forma primitiva consiste no desenvolvimento de uma força interna, denominada esforço que resiste e contrabalança a ação da força externa. Desta forma, para a determinação das forças externas que atuam em um corpo, é necessário aceitar a existência de forças internas resistentes, ou esforços, que são iguais e opostas às primeiras. Quando as forças, agindo sobre um corpo, causam fendas ou rupturas, o esforço máximo atingido é chamado de resistência limite. A propriedade pela qual um material tende a retornar à sua forma primitiva, quando as cargas são removidas, chama-se elasticidade. O esforço gerado na máxima deformação temporária denomina-se limite de elasticidade. Quando o limite de elasticidade é excedido, o corpo apresenta uma deformação permanente após a remoção da carga aplicada, gerando a

¹ Baseada na NBR 10520: julho/2001 da ABNT

deformação plástica. A quantidade de força por unidade de área, ou a maneira pela qual uma força é distribuída sobre uma superfície é chamada de tensão. Portanto, a aplicação de uma força à distância cria o momento, a aplicação desta força sobre uma área, cria a tensão. A tensão se relaciona com a deformação através do módulo de elasticidade ou módulo de Young (cientista inglês, 1773-1829). Quando este módulo for alto para uma determinada força, a deformação do material será pequena. Uma força aplicada em uma direção produzirá uma deformação em outras direções (MERRIMAN, 1964).

Segundo Brunski (1992), a força é um vetor quantitativo. O vetor tem magnitude e direção. Uma quantidade (temperatura ou umidade, por exemplo), é caracterizada por suas magnitudes, sem a necessidade de especificar direção para definir nova quantidade. Como a força é diferente, somente sua magnitude (N ou lb), não a descreve completamente, devido à importância da sua direção de atuação. Com a idéia de ilustrar forças em diagramas, um vetor força é representado como uma seta, com seus comprimentos sendo proporcionais com a magnitude e a direção da seta mostrando a direção na qual a força atua (FIG. 1). Também conhecido como torque, o momento é uma ação que faz com que um corpo tenha a tendência a girar, devido a uma força aplicada a uma distância. O Braço do momento é a distância perpendicular a partir do ponto de rotação até a força (FIG 2).

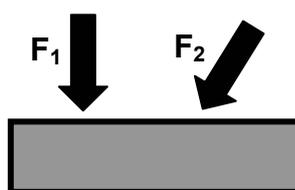


Figura 1 – Representação gráfica das forças

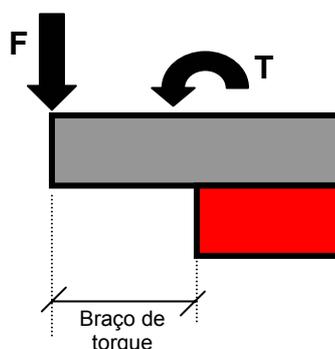


Figura 2 – Torque (T) ou momento. Sua magnitude aumenta com o tamanho do braço de torque.

Para Bidez e Misch (1992), a natureza das forças pode ser descrita como: compressão, tensão ou cisalhamento. A força de compressão é aquela que tenta empurrar uma massa uma contra a outra, tendendo a comprimir os corpos em contato. A força de tensão tende a alongar ou romper os objetos, enquanto que, as forças de cisalhamento causam deslizamento entre os corpos (FIG. 3). Devido ao caráter tridimensional de uma força, ela é melhor descrita em partes componentes. O processo pelo qual as forças são divididas é chamado de resolução vetorial (FIG. 4).

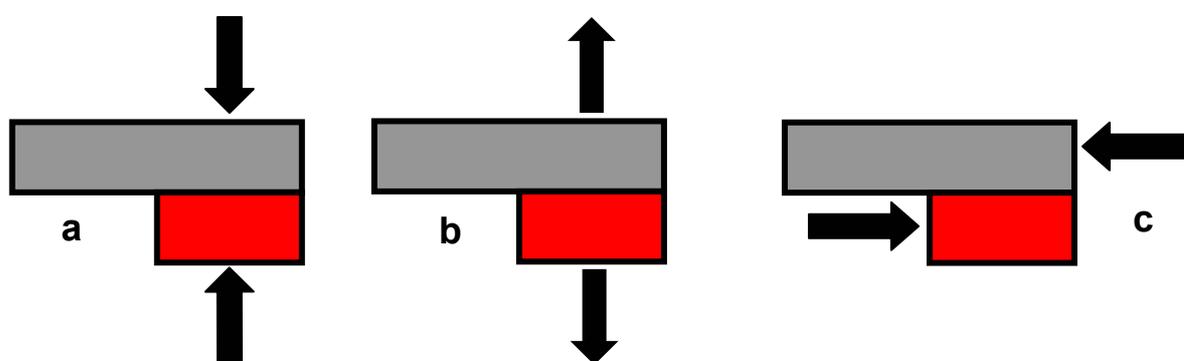


Figura 3 – Natureza das forças. Compressão (a), Tensão (b) e Cisalhamento (c).

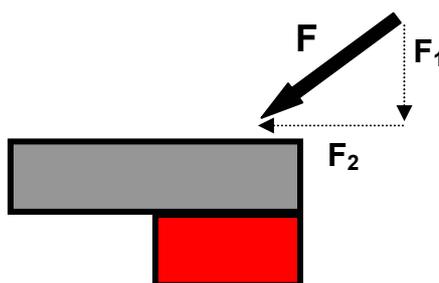


Figura 4 - Resolução vetorial de uma força. Força (F), componente vertical (F1) e componente horizontal (F2)

Oliveira (1997) relatou que a massa é a quantidade de matéria contida em um corpo. Frequentemente confundida com o peso, ela não está relacionada com a força de gravidade, enquanto que o peso está diretamente relacionado com a gravidade. Suas unidades de medida são o quilograma (kg), a grama (g) e a libra (l). Força é uma entidade capaz de provocar uma

deformação em um corpo ou modificar seu movimento. Ela foi descrita por Isaac Newton em 1687, nas suas leis de movimento, onde estabeleceu que a aceleração de um corpo é inversamente proporcional com sua massa e diretamente proporcional à força que causou a aceleração. A unidade de força é o newton (N) e a libra força (lb) no sistema inglês. Na literatura odontológica, a força também é expressa com quilograma força (kgf) ou grama força (gf). Deformação é um termo usado para descrever a modificação física de um corpo sujeito a uma determinada força. Peso é o termo usado para a força gravitacional da terra atuando em um objeto, portanto, peso e força possuem as mesmas unidades. Para fins de conversão, 1N é igual a 0,025lf, 1 kgf é igual a 9,8N e 1lf é igual a 4,448N.

O trabalho que pode ser obtido de um corpo sob solicitação, quando ele é aliviado de sua carga devido à energia potencial, é chamado de resiliência. A quantidade de energia armazenada está em proporção direta com a carga e com a deformação decorrente. Materiais com alto limite de elasticidade são mais resilientes. A resiliência varia diretamente ao quadrado do esforço e inversamente ao módulo de elasticidade. A capacidade de um corpo em resistir às forças é denominada resistência, à deformação é rigidez e ao trabalho é resiliência (SENDYK, 1998).

Mah et al. (2000) descreveram a engenharia, genericamente, como a aplicação da matemática e da física para a compreensão, o projeto e a construção de sistemas. Ela fornece ferramentas para um melhor entendimento dos processos físicos que atuam no conjunto implante-prótese-oclusão. Para este estudo, o campo da engenharia mecânica é de interesse primário. Massa, força, peso, momento e tensão são alguns dos princípios fundamentais da engenharia mecânica.

3.1.1 Princípios de Engenharia na Odontologia

Segundo Moyers (1991), mecânica é a ciência que trata da ação de forças na forma e movimento dos corpos. Na Odontologia estes corpos são os dentes, ligamentos periodontais e ossos. As forças são aquelas resultantes das contrações musculares contra os dentes, diretamente ou por meio da intercuspidação.

Para Bidez e Mich (1992), as forças que atuam nas superfícies oclusais também são referidas como grandeza vetorial e possuem magnitude e direção. Estas forças são tipicamente tridimensionais, com seus componentes diretos junto aos eixos coordenados clínicos (ocluso-apical, vestibulo-lingual e mesio-distal). Tais componentes de força podem ser descritos dentro de duas categorias gerais: normais (compressão ou tensão) e de cisalhamento. Forças normais atuam perpendicularmente à superfície ou plano de interesse. As forças compressivas tendem a manter a integridade da interface osso-implante, enquanto que forças de tensão tendem a desestabilizar ou romper esta interface. Já as forças de cisalhamento geralmente atuam paralelas com a superfície ou plano de interesse e também são destrutivas à manutenção da interface osso-implante (FIG. 5).

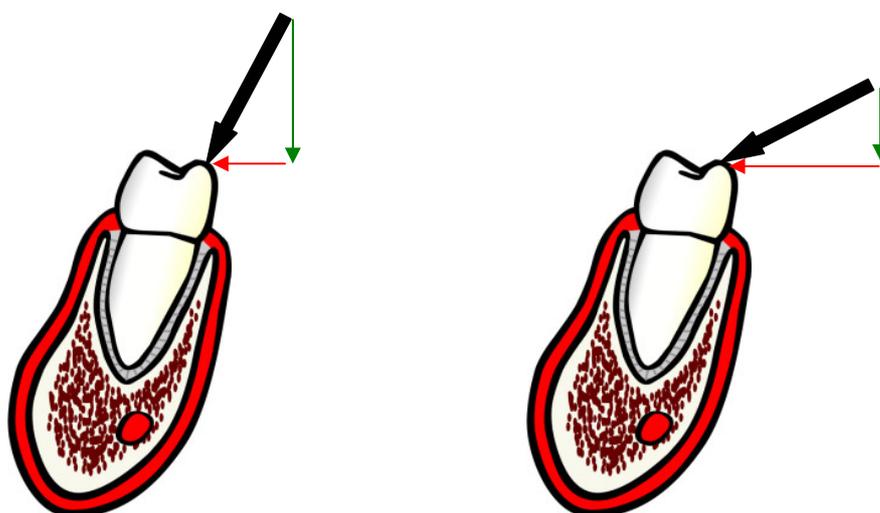


Figura 5 - Resolução vetorial de forças inclinadas atuando nos dentes. Forças normais (verdes) e de cisalhamento (vermelhas).

O contato cúspide-fossa produz uma força vertical, enquanto o contato cúspide plano inclinado produz força lateral. Quando uma força vertical é aplicada em um plano inclinado de uma cúspide, a força resultante, perpendicular a inclinação, pode ser dirigida para longe do centro de rotação do dente ou implante. Momentos podem se desenvolver, induzindo a micro-rotações e concentração de tensão que podem resultar em falhas. Eles estão relacionados com a altura e largura oclusal e a inclinação das cúspides (WEINBERG, 1993).

Misch e Bidez (1995) relataram que a decomposição de uma força em um determinado plano resultam em componentes normais e de cisalhamento. A mesma intensidade de força pode ter efeitos bem diferentes em função da direção da força aplicada. Na interface osso-implante, quanto maior o ângulo da força, maior o componente de cisalhamento, aumentando o risco de falha mecânica nesta modalidade de tratamento.

O uso de forças laterais, porém, estáticas podem ser usadas em implantes para ancoragem ortodôntica. Já o uso destas forças de maneira dinâmica, causam micro-traumas, levando a reabsorção óssea em formato de cratera (DUYCK et al., 2001).

3.2. Forças no sistema estomatognático

Para Okeson (1992), o sistema estomatognático ou mastigatório é a unidade funcional do corpo responsável pela mastigação, fonação e deglutição, atuando também no paladar e respiração. As bases ósseas, dentes, periodonto, musculatura, ligamentos e articulação temporomandibular são componentes deste sistema que possuem uma íntima interligação fisiológica, mediada pelo Sistema Nervoso Central. Possível alteração em qualquer um deles, influenciará o equilíbrio dos outros componentes. O dente é a principal ferramenta do sistema estomatognático para a mastigação dos alimentos, e a sua condição oclusal é um dos principais fatores que afetam a função mastigatória.

3.2.1 Origem das forças

Para Kawamura (1967), a força de mordida é alterada com a anestesia, portanto, a sensibilidade do ligamento periodontal auxilia no controle das forças oclusais, de modo a não exceder o nível de tolerância das estruturas de suporte dos dentes. Estas informações sensoriais são um fator fisiológico importante também para controlar a posição oclusal e movimentos mandibulares. A estimulação periodontal inibe a atividade de alguns neurônios motores dos músculos de fechamento no núcleo motor trigeminal.

Diferenças no formato craniofacial, no tamanho e disposição dos músculos, e na oclusão dentária são comuns em seres humanos, portanto, os padrões de utilização muscular diferem quando se tem por objetivo movimentos e forças semelhantes. Para Waltimo e Kononen (1993), isto pode explicar a diferença das forças entre os sexos.

Barros e Rode (1995) relataram que as forças craniomandibulares e o movimento mandibular são gerados pela contração muscular e estão intimamente relacionados com o funcionamento do sistema estomatognático. Uma movimentação adequada da mandíbula depende da contração sincrônica de vários músculos da cabeça e pescoço. Padrões complexos de movimento motor são controlados pelo sistema nervoso central, cujas informações, oriundas de vários sítios intra e peri-orais, auxiliam na atuação dos músculos, especificam seu momento de atuação e controlam a quantidade de impulso motor (FIG. 6).

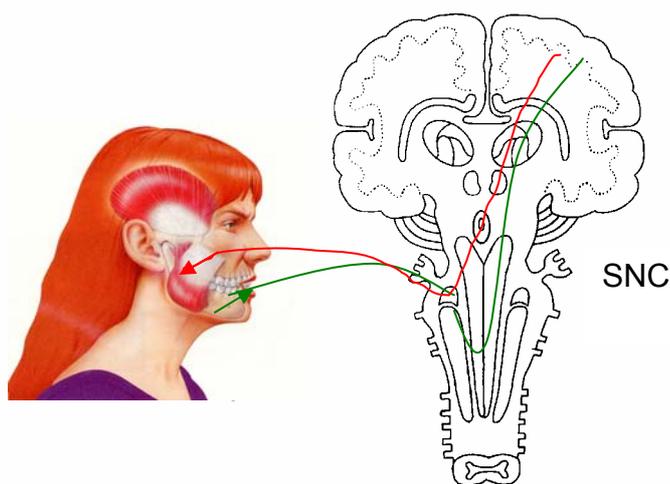


Figura 6 - Controle do SNC. Informações aferentes oriundas de sítios intra e peri-orais (verde) informam o SNC, que controla a resposta motora eferente, especificando movimento e intensidade muscular.
(Fonte: OKESON, 1992)

As forças geradas entre a mandíbula e o crânio, estão relacionadas à geometria do esqueleto craniofacial, aos músculos inseridos a ele e ao movimento mandibular. Por sua vez, o formato articular, os contatos oclusais e outros fatores periféricos, definem o movimento mandibular. Estas forças são então dissipadas através do osso alveolar, para a mandíbula ou maxila, e depois pelo esqueleto facial, na dependência da condição dental existente (FIG 7) (GROSS; ARBEL; HERSHKOVITZ, 2001).

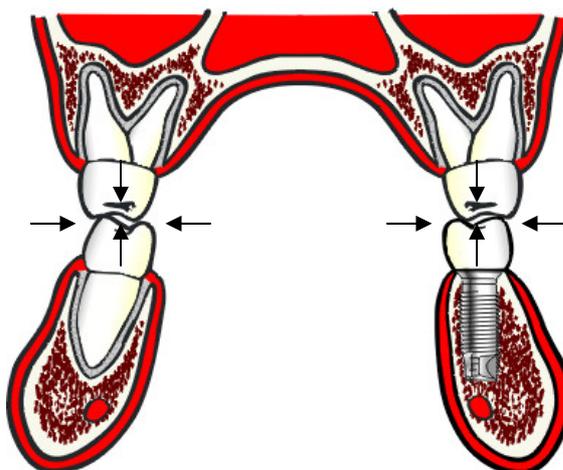


Figura 7 – Forças geradas no Sistema Estomatognático

3.2.2 Força oclusal normal

Para Ramfjord e Ash (1987), a mesa oclusal é a área composta pelas cristas marginais e vertentes internas das cúspides de um dente posterior, situada entre as pontas e cristas das cúspides, representando 50% a 70% da dimensão vestibulo-lingual da coroa do dente.

Segundo Okeson (1992), a musculatura peribucal e a língua exercem forças horizontais normais, constantes e menos intensas sobre os dentes e implantes. A mais intensa força natural aplicada em dentes e implantes ocorre durante a mastigação. A maioria destas forças é direcionada perpendicularmente ao plano oclusal das regiões posteriores, em uma área chamada de mesa oclusal, que situa-se entre as pontas de cúspides vestibular e lingual, e representa aproximadamente 50% a 60% da dimensão vestibulo-lingual total dos dentes posteriores (FIG. 8), sendo posicionada sobre o longo eixo da estrutura radicular.

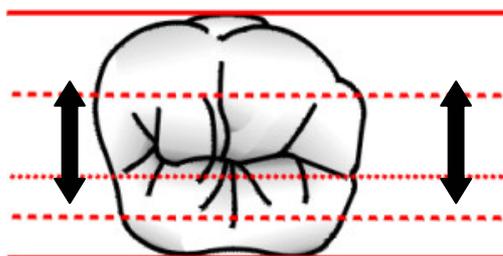


Figura 8 – Mesa oclusal dos dentes posteriores.

Braum et al. (1995) relataram que os fatores que afetam a eficiência mastigatória são: número de dentes funcionais, força de mordida, sexo, idade, área da secção transversal do músculo masseter, DTM e presença de diabete *mellitus*.

Para Zarb et al. (2000) a mastigação é o exemplo mais importante deste comportamento, ocorrendo apenas quando o alimento está presente. O ciclo mastigatório humano não se limita a movimentos de charneira, como dos carnívoros, nem a movimentos de pura lateralidade, como dos herbívoros. Para processar a grande gama de alimentos que compõe a nossa dieta, o sistema estomatognático desempenha um movimento que engloba esses dois tipos de ciclo, descrevendo um movimento elíptico. A mastigação representa o estágio inicial da digestão, quando a comida é dividida em pequenos pedaços para facilitar a deglutição, sendo uma atividade automática e geralmente involuntária. É composta por movimentos de abertura e fechamento bem controlados e rítmicos, divididos em fase de abertura e fechamento, cuja força varia de intensidade em direção ao final de uma seqüência de mastigação do indivíduo e da região dental utilizada.

Durante a mastigação, a quantidade de força utilizada para penetrar no bolo alimentar também é relacionada à largura da mesa oclusal. Por exemplo, uma força menor é exigida para cortar um pedaço de carne com uma faca afiada (mesa oclusal estreita), do que uma faca cega (mesa oclusal larga). A área de superfície maior exige mais força para alcançar um resultado similar. Conseqüentemente, quanto mais larga a mesa oclusal, maior a força desenvolvida pelo sistema biológico para penetrar no bolo alimentar (MISCH, 2000).

O comportamento bucal foi definido como um movimento ativo da boca e estruturas associadas, que ocorre quando se mastiga, fala, deglute, umedece os lábios, oclui/aperta os dentes ou expressa emoções. As forças naturalmente aplicadas aos dentes resultam destes atos. Outro exemplo do comportamento bucal em que são exercidas forças normais é a deglutição, onde a estabilização da mandíbula é importante para que a contração dos músculos supra-hióideos e infra-hióideos possa controlar o movimento do osso hióide. Esta estabilização é obtida pela máxima intercuspidação habitual. Uma pessoa deglute 25 vezes por hora enquanto acordada, e 10 vezes enquanto está dormindo, totalizando 480 vezes por dia (McNEILL, 2000).

Para Hatch et al. (2000), o número de unidades dentais funcionais influencia a força de mordida e são os principais determinantes da performance mastigatória, portanto, sua manutenção é prioritária para a promoção da saúde oclusal.

3.2.3 *Contato dentário*

Woda; Vigneron; Kay (1979) relataram que os dentes usualmente se tocam, e a frequência destes contatos parece variar, tornando-se maior em quantidade e duração nos últimos estágios da mastigação.

O número e a frequência de contatos oclusais foi estudado por Koriath (1990) em 45 adultos com oclusão normal através de registros oclusais. O autor concluiu que os contatos são mais frequentes entre os primeiros e segundos molares.

Misch e Bidez (1995) relataram que a duração das forças de mordida na dentição tem uma ampla variação. Em condições ideais, os dentes tocam-se durante a deglutição e a mastigação apenas em contatos leves. O tempo total desses episódios é menor que 30min por dia. Os pacientes que apresentam bruxismo, apertamento, ou ambos, ou outros hábitos parafuncionais, podem ter seus dentes em contato durante várias horas por dia.

Para Hirata et al. (1999), é muito difícil avaliar precisa e simultaneamente a força de mordida na posição intercuspídea com a área e localização dos contatos oclusais. Desta forma, examinaram humanos com oclusão normal em três níveis de intensidade de força de mordida (contração máxima, 30% e 60% da contração máxima) e concluíram que a área dos contatos oclusais aumenta com a intensidade da mastigação, e a força de fechamento desliza para a posição que é melhor equilibrada, prevenindo danos e sobrecarga nos dentes e ATM.

Davies e Gray (2001) definiram oclusão como o contato entre os dentes. Relataram que a máxima carga oclusal ocorre pela aplicação da força dos músculos através dos contatos oclusais na intercuspidação máxima, ou seja, no final da mastigação.

A posição de máxima intercuspidação, segundo Interlandi (2002), é alcançada várias vezes por dia, e ocorre durante a mastigação, deglutição, entre outras funções normais.

3.2.4 Força oclusal parafuncional

Durante as atividades oclusais normais, os contatos oclusais são mínimos, ocorrendo rapidamente durante a mastigação e deglutição. Com a presença de hábitos parafuncionais, estes contatos tornam-se repetitivos ou contínuos, sendo reconhecidos como um fator prejudicial ao sistema estomatognático (RAMFJORD; ASH, 1987).

Para Misch e Bidez (1995), uma maior pressão lingual pode ser exercida em reabilitações orais de pacientes com perdas dentárias antigas, onde a língua apresenta-se maior do que o normal. A inserção de próteses em tais pacientes resulta em aumento da força lateral, que pode ser contínua.

O apertamento oclusal e bruxismo são reconhecidos como os principais hábitos parafuncionais, sendo considerados como fatores críticos para o planejamento de qualquer reabilitação oral. A longevidade destes trabalhos nunca é obtida sem o controle adequado da parafunção. O bruxismo altera a magnitude, duração, direção e tipo (cisalhamento ao contrário de compressão) das forças do SE. O aumento da força pode exceder em até 111%, quando comparada com a força máxima consciente, medida durante o dia. O apertamento oclusal é a força exercida a partir de uma superfície oclusal para a outra, sem qualquer movimento. As tensões resultantes são similares às do bruxismo em intensidade e duração, no entanto apresentam um direcionamento mais vertical. Este hábito também causa a pressão lingual contra os dentes, gerando forças horizontais (NISHIGAWA; BANDO; NAKANO, 2001).

3.2.5 Intensidade das forças oclusais

Borelli, em 1681 (apud BRAUN, 1995) foi o primeiro a reportar medições da força mastigatória. Usando cordões e pesos, encontrou valores de 440lb. Aparelhos específicos surgiram em 1937, quando Waugt estudou as forças máximas de mordida em esquimós do Alaska, encontrando valores de 348lb. Segundo Braun (1995), a atual dieta pastosa não pode ser comparada com a extremamente dura e congelada daquela população. Entretanto, muitas pessoas apresentam hábitos parafuncionais, onde a força exercida é muito superior a dos esquimós avaliados.

Variações da magnitude da força muscular foram observadas em 125 sujeitos avaliados em sua força mastigatória máxima. Os valores encontrados decresceram com a idade e estavam na dependência do estado de deterioração da dentição, resistência muscular geral do indivíduo, bolo alimentar hábitos parafuncionais, morfologia facial, maloclusões (HELKIMO; CARLSSON; HELKIMO, 1976).

Variações da magnitude da força muscular, no mesmo indivíduo, foram observadas em um estudo, *in vivo*, onde eles foram submetidos aos mesmos exercícios funcionais durante cinco dias (LINDEMAN; MORE, 1990).

Waltimo e Kononen (1995) realizaram estudos onde avaliaram a força muscular máxima em pacientes portadores de disfunção temporomandibular e presença de dor. Os resultados mostraram uma forte relação, com a diminuição da força nos pacientes doentes.

Mansour e Hannam (1975) relataram que os molares podem gerar uma carga nove vezes maior para a mesma contração muscular, em comparação àquela gerada pelos dentes anteriores.

Em um estudo usando um equipamento para medir a força da mastigação em 142 estudantes de odontologia, Braun et al. (1995) concluíram que a força mastigatória varia não apenas de indivíduo para indivíduo. Ela varia também de um momento para outro em cada indivíduo, idade, peso, estatura e tratamento ortodôntico.

Segundo Misch et al. (1999) a magnitude da força de mordida varia de 42N a 1245N, em função da região anatômica e do estado da dentição. Ela é decrescente da região dos molares (200lb), caninos (100lb) até incisivos (25lb a 35lb). Estas médias aumentam com a parafunção, podendo aproximar-se de 1000lb.

Hirata et al. (1999), mostraram a influência da área de contato oclusal na intensidade da força de apertamento em um estudo realizado em 10 adultos com dentição completa.

Ferrario et al. (2002) realizaram estudo eletromiográfico avaliando a atividade muscular mastigatória em adultos separados em dois grupos de acordo com o número de contatos oclusais. Concluíram que a atividade muscular era significativamente menor no grupo com poucos contatos.

Conforme relataram Morneburg e Pröschel (2002), os limites das forças oclusais são analisados em desenho de restaurações, testes para materiais dentários, etiologia da DTM, e atualmente nas cargas sobre os implantes e seus tecidos de suporte. As principais razões para variações nestes estudos são as diferenças nos alimentos testados, pacientes, dentição, configuração dos transdutores e modos de avaliação das investigações.

3.2.6 Forças e osso alveolar

Wolff (1892) apud Frost (1994) propôs o conceito de remodelação óssea induzida por tensão. Neste padrão o osso remodela em função do estímulo mecânico, sugerindo que não só o volume ósseo diminui com a falta de estímulo, mas também as organizações internas do osso remanescente são alteradas. Assim, as trajetórias das linhas de força e o alinhamento do trabeculado ósseo seriam coincidentes, suportando melhor as cargas e ajustando sua morfologia para manter esta deformação em nível aceitável.

O osso cortical dos ossos humanos longos foi relatado por Reilly e Burstein (1974) como mais forte à compressão, 30% mais fraco na tração e 65% mais fraco no cisalhamento. Os autores demonstraram que a resistência diminuiu com o ângulo crescente de carga aplicada. Portanto, quanto maior a inclinação da força, menor a resistência óssea (TAB. 1).

Tabela 1 – Resistência do osso cortical em espécimes de fêmur humano

NATUREZA DA FORÇA	RESISTÊNCIA (MPA)	DIREÇÃO DA FORÇA
Compressão	193,0	Longitudinal
	173,0	30°
	133,0	60°
Tração	133,0	Longitudinal
	100,0	30°
	60,5	60°
Cisalhamento	68,0	Torção

Fonte: REILLY e BURSTEIN, 1974.

As características morfológicas como: forma radicular e coronária, rotação coroa-raiz, forma do arco e posição dentária, podem influenciar ou modificar na magnitude de forças capazes de produzir danos aos tecidos de suporte (RAMFJORD; ASH, 1987).

Moyers (1991) demonstrou que uma zona clara de tensão e pressão é desenvolvida ao lado do dente depois da aplicação de uma força. A adaptação do osso não está restrita à reabsorção no lado da pressão e a aposição do lado da tensão. A modificação óssea é observada nos espaços medulares, sob o periósteo e nas superfícies externas do osso alveolar.

Normalmente o dente transmite forças compressivas e de tensão para o osso adjacente. Quando ele é perdido, a falta de estímulo causa um decréscimo no trabeculado e densidade óssea da região, com perda de largura e posteriormente altura externa. Esta perda óssea se dá quando a deformação for menor que 50 μ E (unidade de deformação). A deformação entre 50 μ E e 1500 μ E tende a equilibrar a reabsorção e formação óssea, mantendo o osso e sua resistência. Entre 1500 μ E a 3000 μ E há uma indução celular para que o osso se adapte ao aumento da força, criando uma remodelação que resista às sobrecargas, reduzindo as microlesões (FROST, 1994).

O fato de uma carga produzir ou não danos teciduais está na dependência da resistência dos tecidos dentais, restaurações, ou ambos, e da magnitude, frequência, direção e

número de contatos que transmitem esta força ao sistema. Forças laterais estáticas parecem ser melhor contradas do que dinâmicas. Um contato prematuro representará a assimilação dessa força apenas pelo dente afetado, resultando em sobrecarga (SAITO et al., 2000).

3.2.7 Forças oclusais e dentes naturais

Para Moyers (1991), a pressão é uma força anormal para os tecidos ósseos, entretanto a tensão estimula a formação óssea. Assim, o ligamento periodontal é capaz de converter uma força destrutiva (pressão) em uma força aceitável (tensão), atuando como um controlador natural de forças.

Segundo Okeson (1992), os tecidos ósseos não toleram forças de pressão, podendo ser reabsorvidos caso isso ocorra. Como os dentes estão constantemente recebendo forças oclusais, o ligamento está presente para ajudar no controle das mesmas. A maioria das fibras deste ligamento está disposta obliquamente a partir do cemento, estendendo-se oclusalmente até o alvéolo. Quando aplicamos uma força ao dente, estas fibras sustentam-no, e a tração é formada na inserção alveolar.

De acordo com Misch et al. (1999), o dente erupciona lentamente para a oclusão recebendo forças desde a infância. O osso circundante é desenvolvido em resposta às cargas biomecânicas. A introdução dos dentes permanentes ocorrem gradualmente, enquanto os decíduos estão presentes. Conseqüentemente, o tecido periodontal tem tempo de se organizar para sustentar as cargas crescentes, e forças que possam vir a ser aplicadas em uma prótese fixa.

As forças transmitidas ao osso mandibular seguem a trajetória das trabéculas ósseas em direção ao processo condilar, passando para as regiões temporal, auricular, parietal e occipital. Na maxila, a força caminha para as áreas frontal, orbital, nasal e zigomática até sua neutralização final (GROSS; ARBEL; HERSHKOVITZ, 2001).

Davies e Gray (2001) relataram que as forças serão bem suportadas pelo sistema estomatognático desde que todos os dentes toquem-se simultaneamente. O ligamento

periodontal é uma membrana viscoelástica que age como um neutralizador de choque, servindo para diminuir a magnitude da tensão do osso na crista do rebordo, aumentando, conseqüentemente, o período no qual a carga é dissipada.

3.2.7.1 Direcionamento das forças

O processo de dirigir as forças oclusais através do longo eixo do dente, conhecido como direcionamento axial, elimina as forças fora do eixo, permitindo que o ligamento periodontal receba efetivamente as forças potenciais de dano ao osso e possa reduzi-las. Mensurações da força de mordida anterior comparada com a posterior e estudos eletromiográficos fornecem evidências de que o sistema estomatognático apresenta uma força significativamente menor quando os segmentos posteriores não estão em contato. Como conseqüência, todas as desocclusões laterais devem desocluir os dentes posteriores. As forças laterais são distribuídas apenas nos segmentos anteriores maxilares e resultam em diminuição na magnitude geral da força oclusal, devido à redução da atividade muscular (RAMFJORD; ASH, 1987).

Okeson (1992) afirmou que as cargas mastigatórias nas posições cêntricas são melhor absorvidas pelos dentes posteriores do que os anteriores. Isso ocorre devido à forte intercuspidação dos molares e pré-molares e ao contato suave dos incisivos e caninos, justificado pela anatomia dental. Os dentes posteriores são providos de raízes múltiplas e divergentes, próprias para absorverem pressão, enquanto os dentes anteriores apresentam apenas uma raiz cônica. O número de proprioceptores na membrana periodontal dos posteriores é bem menor, quando comparado aos anteriores, tornando-os bem menos sensíveis à pressão. Portanto os dentes posteriores apresentam maior capacidade para absorver as cargas mastigatórias, desde que sua direção de aplicação coincida com o longo eixo desses dentes, através do contato em uma ponta de cúspide ou superfície relativamente plana como a crista marginal ou o fundo de uma fossa, pois assim, elas serão distribuídas igualmente por toda a membrana periodontal. Forças oblíquas causarão sobrecarga em algumas áreas deste ligamento, que poderão estar comprimidas ou alongadas.

Os dentes anteriores estão mais protegidos dos traumas causados pelas cargas oblíquas, por intermédio da grande quantidade de proprioceptores presentes na sua membrana

periodontal. Essas cargas desencadeiam um arco reflexo que diminui a força dos músculos mastigatórios, aliviando a carga oclusal. Devido a esse comportamento diferenciado entre os dentes anteriores e posteriores, ocorre uma interação entre os mesmos, definida como proteção mútua (BARROS; RODE, 1995).

Segundo McNeill (2000), as forças verticais criadas pelos contatos oclusais são bem aceitas pelo ligamento periodontal. As forças horizontais e cargas não axiais geram momentos mecânicos ou torque, próximos ou sobre a crista alveolar.

Palamara et al. (2000) mostraram por meio da análise do elemento finito que as forças de tensão produzem mais danos do que as compressivas para a estrutura dental, particularmente o esmalte, predispondo esta estrutura às abfrações.

As forças laterais deletérias, geradas por contatos oclusais podem, segundo afirma Interlandi (2002), ser aplicadas com segurança, por meio de aparelhos ortodônticos, desde que controladas e respeitados o tipo, a intensidade e o tempo de aplicação. Estas variáveis fogem inteiramente do controle do indivíduo, durante as funções do sistema estomatognático.

3.2.7.2 Percepção oclusal

A percepção oclusal foi considerada significativamente diferente quando se comparam indivíduos com dentes naturais e portadores de próteses totais. Os autores relataram a importância da manutenção dentária para a preservação dos proprioceptores periodontais e manutenção da eficiência mastigatória (WILLIAMS et al., 1985).

Kampe et al. (1987) relataram, em estudo em que avaliou 29 adultos com várias situações dentais, que percepção oclusal pode ser alterada quando se comparam sujeitos com a oclusão intacta com os portadores de restaurações em seus dentes.

Segundo Jacobs e Van Steenberghe (1991), a percepção de interferência entre dentes opostos é de aproximadamente 20 μ m. Os autores sugeriram que esta interferência é capaz de desencadear, nos dentes sob pressão intensa, uma sensação de dor rápida e aguda, iniciando um mecanismo de proteção.

Um contato prematuro é normalmente associado a uma modificação do arco de fechamento e redução da força muscular, antes da intercuspidação. Além disso, a mandíbula pode procurar uma posição e para evitar o contato prematuro, que resultaria em uma oclusão diferente da oclusão em relação cêntrica numa tentativa de evitar os contatos prejudiciais e suas conseqüências (OKESON, 1992).

Os dentes se beneficiam com a percepção oclusal elevada obtida não só pelo ligamento periodontal, mas também por mecanorreceptores pulpares que monitoram os movimentos e magnitudes das forças (PAPHANGKORAKIT; OSBORN, 1998).

3.2.7.3 Mobilidade dental

A mobilidade dentária, quando considerada um sinal de tensão é uma vantagem. O dente natural, com seu módulo de elasticidade similar ao do osso, ligamento periodontal e dimensões exclusivas, constitui um sistema de quase perfeito para contornar a tensão. A tensão é tão bem controlada que a doença bacteriana é o elo mais fraco (BIDEZ; MISCH, 1992).

Segundo Parfitt (apud MISCH; BIDEZ, 1995), o movimento inicial imediato do dente varia entre $8\mu\text{m}$ e $28\mu\text{m}$ em direção vertical, sob uma carga de 3lb a 5lb, dependendo do tamanho, número e da geometria das raízes e do período decorrido desde a última aplicação de carga. Uma vez que o movimento inicial do dente ocorre, um movimento secundário surge como propriedade do osso circundante. Quando o dente se opõe ao antagonista, o movimento combinado de intrusão pode ser de $56\mu\text{m}$ ($28\mu\text{m} + 28\mu\text{m}$).

A força lateral aplicada sobre um dente natural é rapidamente dissipada em direção ao ápice dentário. O dente natural saudável move-se por $5\mu\text{m}$ a $10\mu\text{m}$ com carga lateral. Esta ação minimiza as cargas da crista do rebordo sobre o osso Sekine et al. (apud MISCH ; BIDEZ, 1995).

3.2.7.4 Efeitos da sobrecarga

Misch (2000) afirmou que a mobilidade de um dente natural aumenta com o trauma oclusal. Na tentativa de proteção adicional contra a força deletéria, as tensões e os esforços gerados pelo trauma são dissipados na interface óssea adjacente. O dente submetido ao trauma pode apresentar outros sinais clínicos de tensão elevada, tais como facetas de desgaste, linhas de tensão, linhas de Luder (nas restaurações de amálgama), abfração cervical e depressões nas cúspides dos dentes. Geralmente, o trauma oclusal faz com que o paciente busque um tratamento profissional para reduzir a sensibilidade e a magnitude da força, diminuindo com isso a tensão. Se o paciente não tem um tratamento, a mobilidade do dente geralmente aumenta, e o dente pode migrar para afastar-se da causa tensional. Depois que o trauma for eliminado, ele pode retornar à sua condição original em relação à magnitude do movimento.

Hattab e Yassin (2000) descreveram que a perda vertical do esmalte dental resultante do desgaste natural é aproximadamente 65µm por ano, na dependência de vários fatores, como: educação, cultura, dieta, ocupação e fatores geográficos da população estudada. Desgastes maiores do que o mencionado são considerados sinais de sobrecarga.

Consolaro (2002) relata que a diferença entre estímulo e agressão está na dependência da adaptação do organismo, com possível ocorrência de doença. Portanto, quando a resistência dos tecidos é ultrapassada, a manifestação clínica da força destrutiva se dá por lesões no periodonto, denominado trauma oclusal, cujos sinais precursores incluem hiperemia e sensibilidade oclusal. É reversível a partir do momento em que removemos o trauma.

3.3 Forças e implantes osseointegrados

Para Skalak (1983) a transmissão de forças do implante ao osso é feita de forma direta, necessitando uma adaptação fisiológica apropriada, pois quando submetido a forças de pressão o osso é reabsorvido. Para o autor, o fato de não haver desgaste ou amolecimento progressivo do implante, pode ser atribuído à aposição íntima do osso ao titânio, propiciada

em nível molecular, de modo que há transferência de cargas sem qualquer movimento relativo do implante e osso.

A grande variação na maneira com que a força é transmitida está na dependência de inicialmente atravessar a estrutura protética e suas conexões, o implante propriamente dito, e finalmente, cruzar a interface osso-implante para ser dispersa pelo osso de suporte (GLANTZ; NILNER, 1998).

Diferente dos dentes naturais, o implante osseointegrado está anquilosado no osso, sem ligamento periodontal com seus mecanorreceptores e sistema de amortecimento. Além disso, o osso da crista ao redor do implante pode ser o ponto de fulcro para a ação de alavanca quando forças de torção são aplicadas (FIG. 9) sugerindo que implantes são mais susceptíveis à perda óssea na crista por força mecânica (AKPINAR; ANIL; PARNAS, 2000).

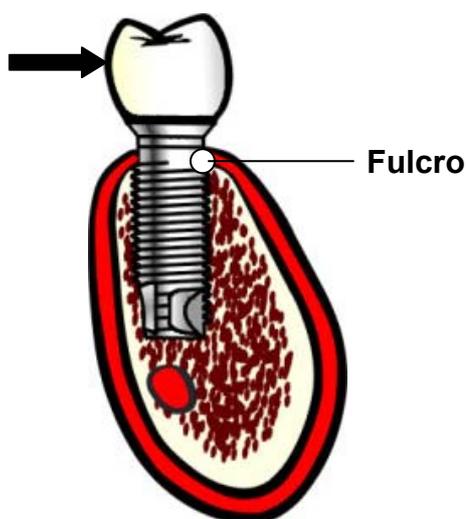


Figura 9 - Osso da crista atuando como ponto de fulcro para ação de alavanca.

3.3.1 Implantes e osso alveolar

O dente natural foi idealizado para suportar cargas, reduzindo as forças para o osso da crista circundante, em comparação com a mesma região ao redor de um implante. A interface de tecido fibroso que circunda os dentes naturais atua como no amortecedor viscoelástico,

servindo para reduzir a magnitude da tensão para o osso a nível da crista, bem como para estender o período sobre o qual a carga é dissipada (SKALAK, 1983).

Roberts et al. (1984) definiram a remodelação como uma modificação ou reestruturação interna de um osso pré-existente. Afirmaram que devido ao sucesso das técnicas de implantes, aumentaram as necessidades de conhecimento biomecânico do comportamento do tecido ósseo. A remodelação ocorre pela ativação de células precursoras, resultando em: reabsorção, fase de repouso e neoformação óssea. Assim, a remodelação inclui todas as modificações resultantes no trabeculado ósseo: reorganização, hipertrofia, atrofia ou reorientação. Relataram também que o osso é menos denso e mais fraco na cirurgia para o implante, do que um ano depois. Ele está 60% mineralizado em 4 meses e demora 13 meses para mineralizar completamente. Concluíram que as forças laterais estáticas podem aumentar a densidade óssea.

Parece provável que o principal objetivo da adaptação remodeladora óssea é a produção de massa e acomodação do osso de maneira que as cargas funcionais produzam tensões com magnitude e distribuição apropriadas. No esqueleto humano, as conseqüências da adaptação óssea é demonstrada pelo aumento da massa óssea observada em certos atletas e a perda de tecido durante a imobilização (RUBIN; LANYON, 1985).

O padrão de concentração de tensões nos sistemas de implantes dentários sob função é classicamente na forma de V ou U na porção do terço mais apical do corpo do implante. O insucesso do implante após a maturação da interface também é causado pela tensão excessiva. À medida que o osso é reabsorvido, a altura da coroa torna-se maior e a do osso disponível é reduzida. Uma relação indireta é encontrada entre a altura da coroa e do implante. A perda óssea moderada antes da colocação do implante resulta em altura coronária maior do que a altura do implante. A altura da coroa é medida a partir do plano oclusal até a crista do osso. Se a perda óssea ocorrer ao redor de um implante, a altura da coroa será aumentada, assim como a proporção coroa-implante (FIG. 10) (BIDEZ; MISCH, 1992).

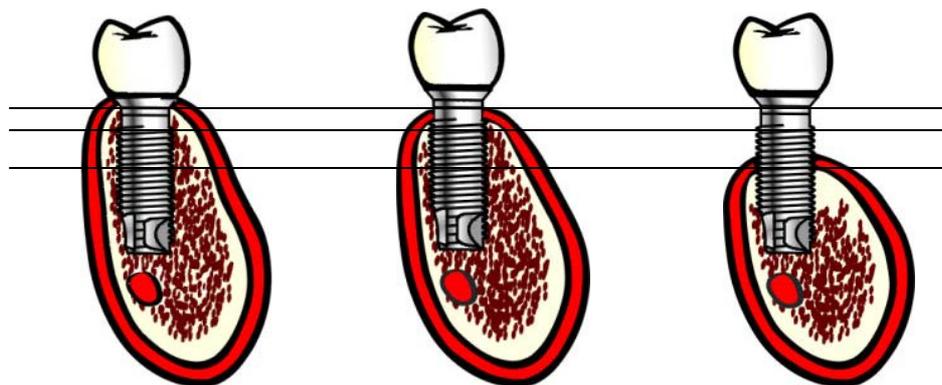


Figura 10 - Perda óssea da crista e aumento da proporção coroa-implante

Hoshaw; Brunski; Cochran (1994) colocaram dois implantes em cada 20 tíbias de cães. Após 1 ano um destes foi submetido à carga cíclica. Os resultados mostraram que a perda óssea encontrada ao redor do implante carregado foi resultado da resposta por modelação e remodelação secundária aos microdanos causados pela início da carga, sendo interpretada como de acordo com as teorias de atividade óssea e força mecânica.

Ao contrário do dente, que tem seus tecidos gradualmente adaptados às cargas, o único carregamento ósseo progressivo ao redor de um implante é executado pelo dentista, e de uma maneira muito mais rápida e intensa. As cargas progressivas alteram a quantidade e a densidade do contato implante-osso. O tecido ósseo tem um tempo para responder ao aumento gradual na carga oclusal. Isto aumenta a quantidade de osso na interface do implante, melhora a densidade (MISCH; BIDEZ, 1995).

Rangert; Sullivan; Jemt (1997) relataram que a cortical óssea da crista apresenta a maior concentração de tensões. Elas são maiores na mesial e distal do pescoço do implante, quando comparadas ao lado vestibular e lingual. Afirmaram ainda que as tensões diminuem quando o implante está travado apicalmente na cortical óssea, e recomendam a importância do desenho da plataforma oclusal e os controles periódicos de manutenção dos contatos oclusais definidos.

Com relação à distribuição de tensões na estrutura do tecido ósseo, Sendyk (1998) observou através da análise do elemento finito, onde variou o diâmetro (3,75mm e 5mm) e material da coroa protética (porcelana e compômero) dos implantes, que, quanto maior o

diâmetro, menor o valor das tensões geradas no osso cortical, e que em todas as situações a região próxima ao pescoço dos implantes foi a mais solicitada, diminuindo à medida que se caminha em direção apical.

As hipóteses para a causa da perda óssea precoce da crista incluem: rebatimento do periósteo durante a cirurgia, preparo da osteotomia para o implante, invasão bacteriana, estabelecimento de um limite biológico e fatores biomecânicos. A hipótese biomecânica sugere que a etiologia da reabsorção do osso da crista é controlada em grande parte pela magnitude e pelo mecanismo de forças de transferência na interface tecido-implante no nível da crista (HANSSON, 1999).

Segundo Misch (2000), o módulo de elasticidade ou a rigidez dos implantes é aproximadamente cinco vezes maior do que do osso cortical. Quando dois materiais de módulos diferentes são colocados em contato direto e um deles recebe cargas, a concentração de tensões irá desenvolver-se no ponto de contato em proximidade íntima com o ponto de cargas. Tanto a análise fotoelástica quanto a dos elementos finitos do sistema de implantes dentários tem demonstrado este fenômeno.

A otimização da geometria dos parafusos é necessária para o aumento da área superficial funcional no nível da crista óssea. Ela servirá para reduzir as tensões e está relacionada diretamente com a largura do implante. Quanto maior for o implante com formato radicular, maior será a área de contato ósseo (SATO et al., 2000).

Para uma determinada carga oclusal, a tensão mecânica na crista é menor com os implantes mais largos do que com aqueles mais estreitos. Cada aumento de 0,25mm no diâmetro do implante pode aumentar a área de superfície total em aproximadamente 5% a 10% (DAVARPANA et al., 2001).

Leung et al. (2001) mostraram, em um trabalho clínico, uma regeneração de defeitos ósseos em implantes submetidos à sobrecarga, após o ajuste das próteses. Relataram que a regeneração conseguida não foi ao nível original, todavia manteve-se assim em um controle 36 meses após.

O osso no qual o implante é colocado influencia diretamente a magnitude e o caráter do contato implante-osso. A porcentagem de contato ósseo é significativamente maior no osso cortical do que no osso trabecular. A estabilidade primária não só promove a imobilização mecânica durante o reparo, mas também permite melhor distribuição e transmissão das tensões na interface osso-implante. A distribuição mecânica das tensões ocorre inicialmente onde o osso está em contato com o implante. Os espaços medulares abertos ou as zonas de tecido fibroso não organizado não permitem a dissipação das forças nem o controle fisiológico da densidade óssea de suporte (MISCH, 2001).

A perda óssea precoce na região da crista ocorre, com maior frequência, durante o primeiro ano, entre 0,9mm a 1,6mm, diminuindo bruscamente após este período. Esta região pode ser o ponto de fulcro para a ação de alavanca quando forças de torção são aplicadas (OH et al., 2002).

3.3.2 Materiais de recobrimento oclusal.

Gracis et al. (1991) avaliaram o comportamento de cinco materiais oclusais de coroas protéticas implanto-suportadas (liga de ouro tipo III e tipo IV, porcelana, resina laboratorial fotoativada e polimetil-metacrilato termopolimerizada). Concluíram que as duas resinas reduziam a força de impacto em aproximadamente 50%.

Segundo Bidez e Misch (1992), os materiais selecionados para a superfície oclusal da prótese afetam a transmissão de forças e a manutenção dos contatos oclusais. Portanto, é recomendável considerar o material oclusal para cada restauração individual. As cargas de impacto ocasionam episódios breves de força aumentada, principalmente associadas à velocidade do fechamento da boca e ao efeito de amortecimento do material oclusal. A dureza de um material é associada à sua capacidade de absorver a tensão das cargas de impacto. Uma superfície oclusal de porcelana exibe uma dureza 2,5 vezes maior do que a dos dentes naturais. Assim, as cargas de impacto são mais baixas com o acrílico, aumentam com as superfícies oclusais de compósito e metal, elevam-se ainda mais com o esmalte e são máximas com a porcelana. O uso de resina foi sugerido devido às suas características de amortecimento, capacidade de carregamento ósseo progressivo através de próteses

provisórias, reduzindo a força de impacto na recente e imatura interface osso-implante. À medida que o osso amadurece e a sua densidade aumenta, a necessidade de diminuição da força é reduzida.

Cibirka et al. (1992) não encontraram nenhuma diferença estatística na mandíbula, quando à tensão na interface implante-osso, usando a força aplicada para esmagar um amendoim entre as superfícies oclusais de ouro, porcelana ou resina como mensuração de esforço.

Hobkirk e Psarros (1992) avaliaram as forças mastigatórias associadas com porcelana e resina acrílica em um estudo, *in vivo*, em cinco pacientes portadores de próteses implanto-suportada e opostas a dentes naturais. Concluíram que nenhuma diferença relacionada ao tipo de material oclusal alterou a magnitude da força.

Sertgöz (1997) estudou, utilizando o método do elemento finito, o efeito de três materiais diferentes para superfície oclusal (resina, resina composta e porcelana) e quatro materiais diferentes para a infra-estrutura (ouro, prata-paládio, cromo-cobalto e liga de titânio). Observou a distribuição de tensão em uma prótese fixa inferior, suportada por seis implantes e pelo osso adjacente. Concluiu que não houve diferenças substanciais, com relação à distribuição de tensões no tecido ósseo, esponjoso e cortical ao redor do implante e que a tensão se concentrou no parafuso de retenção das próteses, aumentando o risco de falha.

Sendyk (1998) analisou a distribuição das tensões nos implantes osseointegrados, variando o diâmetro do implante (3,75mm e 5mm) e o material da coroa protética (porcelana e compômero), através da análise não linear pelo método dos elementos finitos e também não encontrou grande diferença com relação aos dois tipos de material restaurador utilizado. Em todas as situações a região próxima ao pescoço dos implantes foi a mais solicitada, diminuindo as tensões em direção apical.

Segundo Misch (2000), para um paciente sem parafunção, qualquer material oclusal pode ser selecionado com risco mínimo. No entanto, o bruxismo aumenta drasticamente a duração, velocidade e quantidade de força em 10 vezes. Logo, o tipo de material oclusal selecionado pode afetar a interface implante/osso e os componentes sob condições de carregamento anormais. As forças contínuas, por outro lado, são afetadas em uma extensão

mínima pelo material oclusal. Uma carga estática ou constante nos materiais oclusais resulta em uma quantidade de tensão similar na região óssea da crista do rebordo, independente do tipo do material oclusal. Portanto, os pacientes com apertamento não apresentam uma quantidade considerável de redução da tensão quando o acrílico é usado contra a porcelana nas superfícies oclusais.

Çiftçi e Canay (2000) trabalhando com resina acrílica e reforçada, encontraram uma redução de 25% e 15%, respectivamente, quando comparadas com porcelana e metal. Relataram, no entanto, que estas resinas desgastam com maior intensidade quando opostas a um dente natural ou de porcelana, causando mudanças na superfície oclusal que reduzem a eficiência mastigatória e podem alterar a relação maxilo-mandibular.

Wang et al. (2002) utilizaram o método de elemento finito e encontraram um aumento de estresse de aproximadamente 14% para as forças horizontais estáticas quando o material restaurador foi mudado de liga de ouro para porcelana em coroas unitárias implanto-suportadas

Bassit; Lindström; Rangert, (2002) realizaram estudo *,in vivo*, e *,in vitro*, onde avaliaram a força desenvolvida com cerâmica e resina acrílica na superfície oclusal de próteses implanto-suportadas e concluíram que a diferença destes materiais não leva a alteração nas forças geradas nos implantes dos pacientes avaliados.

3.3.3 Direcionamento das forças

Turley (1988) utilizaram forças horizontais (laterais) em implantes para ancoragem ortodôntica e concluíram que, quando controladas, estas cargas podem ser usadas para esta finalidade.

Tortamano Neto (1992) estudou o efeito das forças laterais e oblíquas no osso periimplantar usando a análise do elemento finito. Mostrou a maior concentração de tensão na área marginal do osso onde ocorriam as cargas não axiais.

Bidez e Mich (1992) relataram que a direção das forças pode ser um dos fatores fundamentais a ser avaliado durante o plano de tratamento com implantes. Caso as forças oclusais não sejam axiais ao corpo do implante, implantes adicionais, mais volumosos, ou ambos, bem como próteses de recobrimento, devem ser considerados. Segundo os autores, quando a direção da força é modificada sobre uma carga mais angulada ou horizontal (FIG. 11), a magnitude da tensão é elevada em três vezes ou mais. Também, ao invés de compressão, forças de tração maiores e cisalhamento são também observadas, aumentando 10 vezes ou mais, quando comparadas com a quantidade encontrada em uma força axial. Estes contornos da tensão são semelhantes ao padrão da perda óssea inicial da crista do rebordo dos implantes. Portanto, além do aumento na quantidade da tensão por uma carga angulada, o tipo de tensão converte-se para um componente de cisalhamento mais perigoso, que leva à perda óssea e comprovadamente impede o sucesso do crescimento ósseo.

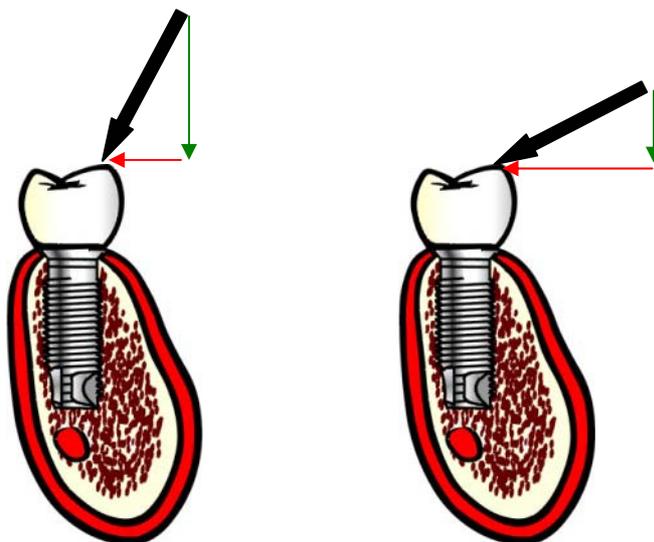


Figura 11. Resolução vetorial de forças inclinadas atuando nas coroas implanto-suportadas. Componentes de forças normais (verdes) e de cisalhamento (vermelhas), são alterados com a angulação da carga.

Papavisiliou et al. (1996) avaliaram por meio da análise do elemento finito a distribuição das tensões ao redor de implantes unitários variando o osso suporte, material oclusal, direção e duração da força. Concluíram que as forças oblíquas aumentam as tensões em 15 vezes, elevando as condições de micro-fraturas.

Barbier e Schepers (1997) realizaram estudo onde avaliaram a remodelação óssea ao redor de implantes submetidos à forças axiais e não axiais em mandíbulas de cães e concluíram que a força axial induz uma tendência de remodelação óssea mais uniforme quando comparada com forças não axiais, que inibem este tipo de remodelação.

Asikainen et al. (1997) usaram forças laterais para ancoragem ortodôntica em 20 implantes distribuídos em 5 carneiros. Após 3 meses de forças estáticas, com variação de 250g a 350g, os animais foram sacrificados e peças histológicas foram avaliadas. Os autores não encontraram nenhum sinal de infecção ou perda óssea ao redor dos implantes, concluindo que forças horizontais constantes podem ser utilizadas em implantes com finalidade ortodôntica.

A proporção coroa-implante também afeta a magnitude das cargas distribuídas ao sistema implante-prótese, especialmente na presença de forças laterais. Quanto maior for a altura da coroa, maior será o momento resultante na crista, com qualquer componente lateral da força que se desenvolve como consequência de carga angulada (MISCH et al., 1999).

Os implantes são projetados para receber uma carga no longo eixo em relação ao corpo do implante. Binderman et al. (apud MISCH, 2000) avaliaram 50 desenhos de implantes endósseos e demonstraram que todos apresentavam menos tensão sob carga no longo eixo. Os contornos da tensão eram principalmente concentrados na região transóssea (crista do rebordo).

Uma carga axial sobre o longo eixo do corpo do implante gera uma maior tensão de compressão, do que tração ou de cisalhamento. As cargas anguladas aumentam significativamente as forças compressivas na crista do rebordo no lado oposto ao implante (onde a força é direcionada), aumentando drasticamente o componente de tração da força no mesmo lado. Quanto maior a angulação da força em relação ao longo eixo do corpo do implante, maior a carga potencialmente lesiva na crista óssea. Qualquer carga aplicada em um ângulo deve ser dividida em força normal (de compressão e tração) e de cisalhamento. Quanto maior o ângulo da carga em relação ao longo eixo do implante, maiores as tensões de compressão, tração e cisalhamento. O contato oclusal prematuro resulta no carregamento lateral nas coroas envolvidas. Já que a área de superfície de um contato prematuro é pequena,

a magnitude da tensão sobre o osso aumenta proporcionalmente. Toda força oclusal é aplicada nesta região, ao invés de ser compartilhada com outros dentes ou próteses. (MISCH, 2000).

O'Mahony et al. (2000) utilizaram o método do elemento finito foi utilizado para avaliar a diferença entre forças axiais e não axiais em implante osseointegrado. Uma força foi aplicada no longo eixo do implante, e distante 2mm, 4mm e 6mm. Concluíram que a distância do ponto de aplicação da força do longo eixo do implante é significativa. As tensões aumentaram consideravelmente com o distanciamento de cada milímetro.

Melsen e Lang, (2001) realizaram estudo em cães para determinar o potencial de ancoragem dos implantes osseointegrados para movimento ortodôntico mesio-distal. Para isso, forças laterais estáticas foram utilizadas. Não encontraram diferenças significativas de massa óssea entre implantes usados e os controle. Concluem que os implantes podem ser usados para este fim.

Gotfredsen; Berglundh; Lindhe (2001) mostraram, em estudo histológico em cães, uma atividade remodeladora junto à interface osso-implante com aumento da densidade óssea quando cargas laterais estáticas foram aplicadas durante 24 semanas.

Forças estáticas e dinâmicas foram aplicadas em implantes de 10mm instalados em tíbias de coelhos para investigar a resposta óssea. Cada animal recebeu três implantes: um recebendo força estática, um com força dinâmica e outro sem aplicação de forças. Os resultados mostraram que as forças dinâmicas excessivas causaram microdanos, levando a defeitos ósseos tipo cratera nos implantes osseointegrados (DUYCK et al., 2001).

Akça; Murat; Haldun (2002) compararam o uso do elemento finito com estudo, in vivo, na aplicação de forças axiais e laterais em implantes osseointegrados. Encontraram diferenças entre as duas maneiras de avaliação, mas concluíram que existe concordância dos dois métodos a respeito dos danos causados pelas forças não axiais.

3.3.4 Percepção oclusal

Jacobs e Van Steenberghe (1991) avaliaram a percepção da interferência em diferentes condições. Quando dentes se tocavam, a percepção da interferência foi de 20 μ m, respondendo rapidamente ao estímulo através de um mecanismo de proteção. Nos implantes esta percepção mostrou-se mais deficiente: 48 μ m no contato de dentes com implantes; 64 μ m no contato de implante com implante; e 108 μ m no contato de dentes com overdentures implanto-suportadas. Para os autores, quando observamos um contato oclusal prematuro em dentes naturais, ocorre uma rápida modificação do arco de fechamento com subsequente redução da força ao dente afetado, como resposta ao sistema de defesa. Enquanto que, devido à diminuição da percepção no implante, o mesmo contato prematuro não desencadeia tal adaptação.

Os implantes e os dentes também apresentam diferenças nas informações proprioceptivas transmitidas. Os dentes desencadeiam uma sensação de dor rápida e aguda sob pressão intensa, iniciando um mecanismo de proteção. Por outro lado, os implantes desencadeiam uma dor lenta e imprecisa, iniciando ou não uma resposta atrasada (SCHULTE, 1995).

As diferenças na percepção entre dentes e implantes estão relacionados, segundo Klineberg e Murray (1999), à osseopercepção, ou seja, mecanorrecepção que, na ausência dos mecanorreceptores periodontais, é dada por receptores de outros tecidos do sistema estomatognático.

Wada et al. (2001) identificaram fibras nervosas ao redor de implantes em animais de laboratório. Sugeriram a possibilidade destas fibras serem regenerações das fibras periodontais dos dentes naturais da região, que poderiam ser responsáveis por esta “osseopercepção”.

Esta osseopercepção pode explicar o aumento da força de mordida e atividade muscular mostrada por Kampen et al. (2002), quando compararam overdentures implanto-suportadas com as próteses convencionais antigas de 80 pacientes.

3.3.5 Mobilidade do implante

Sekine et al. (apud MISCH; BIDEZ, 1995) afirmam que o implante não apresenta movimento inicial imediato mostrado pelos dentes, e sim um movimento secundário, associado à propriedade do osso circundante, que varia de $3\mu\text{m}$ a $5\mu\text{m}$. Sob cargas laterais, o implante também não apresenta um movimento imediato, movendo-se secundariamente entre $10\mu\text{m}$ a $50\mu\text{m}$, concentrando mais forças na crista óssea. Portanto, se uma carga inicial de magnitude e direção for aplicada sobre um implante e um dente natural, o implante receberá a maior proporção de carga. Estas diferenças na mobilidade sugerem que o implante deva seja protegido das forças de grande magnitude.

Os implantes exibem uma mobilidade bem menor do que os dentes. A idéia desta solidez era usada originalmente para descrever a sua fixação rígida. Como resultado, o dentista podia considerar o implante como um pilar mais forte do que um dente. No entanto, quando se consideram os fatores de tensão, a mobilidade é uma vantagem. O dente natural, com seu módulo de elasticidade similar ao do osso, ligamento periodontal e dimensões exclusivas constitui um sistema de otimização quase perfeito para contornar a tensão. O implante contorna a tensão deficientemente, tem um módulo de elasticidade 5 a 10 vezes maior do que o osso e está impossibilitado de aumentar sua mobilidade, sem que haja falha. Durante um trauma oclusal a mobilidade de um implante pode ser aumentada. Contudo, após sua eliminação, ao contrário de um dente natural, o implante raramente retorna a sua condição de rigidez original. Sua saúde é comprometida e o insucesso aumenta drasticamente. Conseqüentemente, os procedimentos empregados para diminuir a tensão são uma preocupação constante para minimizar os riscos de complicações do implante (MISCH, 2000).

3.3.6 Efeitos da sobrecarga

Rangert Sullivan; Jemt (1997) relataram que o parafuso de ouro que retém a prótese seria a primeira peça a apresentar falhas, afrouxando ou rompendo-se, devido aos movimentos de flexão. Esta peça promoveria a segurança do sistema.

Devido ao fato da ausência do ligamento periodontal, os sinais e sintomas do trauma oclusal não estão presentes no implante para advertir o paciente e o dentista, a fim de que ele reduza a tensão no sistema de suporte. Assim, a menos que a densidade óssea aumente ou a quantidade, duração, ou ambas, da força diminua, condições biológicas e mecânicas podem levar à perda do implante (SCHWARTZ, 2000).

Segundo Watson; Tinsley; Sharma (2000), quando os implantes unitários posteriores são sujeitos à sobrecarga, a perda óssea na crista, o afrouxamento ou fratura dos parafusos, a osseodesintegração e a fratura do implante poderão ocorrer.

Eckert et al. (2000) mostraram, em um estudo retrospectivo de 4937 implantes, que a fratura ocorreu com mais frequência em restaurações parciais (1,5%), que em restaurações totais (0,2%), com a mesma frequência na maxila e mandíbula. Os autores também observaram que a maioria dos implantes que fraturaram foram precedidos do afrouxamento do parafuso da prótese ou do *abutment*.

Michalakis; Pissiotis; Hirayama (2000) estudaram as falhas na cimentação em próteses parciais implanto-suportadas. Relatam que elas ocorrem em virtude da sobrecarga recebida pelos dentes artificiais.

O plano de tratamento deve incorporar de maneira evidente, métodos que reduzam a tensão, para que estas complicações tenham menor probabilidade de ocorrer. Existem muitas técnicas biomecânicas para otimizar a região óssea, a fim de tratar as condições de tensão ao redor de um implante endósseo (McNEILL, 2000).

Nissan et al. (2001) relataram que depois de conseguida a osseointegração, a maioria das falhas nos tratamentos com implantes são atribuídas aos fatores mecânicos, como a distribuição desfavorável das cargas e sobrecarga oclusal.

Para Givol et al. (2002), as complicações relatadas com os implantes dentais são severas, quando comparadas com outros procedimentos odontológicos. Algumas geram somente inconvenientes, alterações corrigíveis, modificação do plano de tratamento. No entanto, outras podem requerer intervenções cirúrgicas e protéticas para a correção.

3.4 Largura da mesa oclusal no controle das forças em implantodontia

Para Misch e Bidez (1995), o sucesso clínico dos implantes dentários é, em grande parte, controlado pelo ambiente mecânico no qual funcionam. O plano de tratamento é responsável pelo desenho, número e posição dos implantes, fornecendo um suporte adequado com base nos fatores de força individuais do paciente e a conseqüente osseointegração com um contorno ósseo adequado. A confecção de uma prótese provisória passiva com retenção e formato adequados com um carregamento progressivo para melhorar a quantidade e densidade do osso adjacente reduzem o risco de tensão e subseqüente perda óssea da crista. Os autores descreveram a oclusão protetora do implante, na tentativa de eliminar ou reduzir as cargas de cisalhamento sobre a interface osso-implante após a osseointegração. Para isso, todas as cargas laterais ou anguladas sobre uma prótese implanto-suportada teriam que ser eliminadas. Também faz parte do esquema a redução da força dos contatos oclusais e o número e diâmetro crescente de implantes. O conceito de proteção do implante pela oclusão protege a região da crista óssea do implante. O contato oclusal em oclusão cêntrica sobre as próteses do implante, quando os dentes naturais são adjacentes, requer carga mecânica inicial reduzida.

Para Rangert; Sullivan; Jemt (1997), a cortical óssea da crista apresenta a maior concentração de tensões e que o parafuso de ouro que retém a prótese seria a primeira peça a apresentar falhas, afrouxando ou rompendo-se, devido aos movimentos de flexão, promovendo a segurança do sistema. Indicam o estreitamento vestibulo-lingual e a diminuição da inclinação das cúspides. Afirmaram, também, que a prótese parcial e unitária implanto-suportada, não se beneficia do grau de estabilização conseguida pela prótese total, estando, portanto, mais susceptível às forças de torque. A diferença de mobilidade com os dentes no mesmo quadrante também leva a uma maior atenção no desenho oclusal. Os autores concluíram que uma restauração implanto-suportada, circundada por dentes que tem um movimento relativo maior, deve receber equilíbrio oclusal diferente do que os dentes naturais circundantes, seja a restauração conectada ou não aos mesmos. Caso contrário, as forças maiores poderão incidir sobre o implante.

Richter (1998) relatou, em um estudo, *in vivo*, das forças de torque em implantes osseointegrados, que no apertamento em relação cêntrica momentos foram desenvolvidos na

dependência do contorno da coroa oclusal, sugerindo seu estreitamento como forma de atenuar o aparecimento de cargas horizontais, que causam maiores tensões ao osso cortical.

Glantz e Nilner (1998) relataram que o *cantiléver* é um grande fator de risco, quando comparado com prótese convencional. Quanto maior seu tamanho, mais distante uma força pode ser aplicada e, conseqüentemente, a geração de forças de torque será maior.

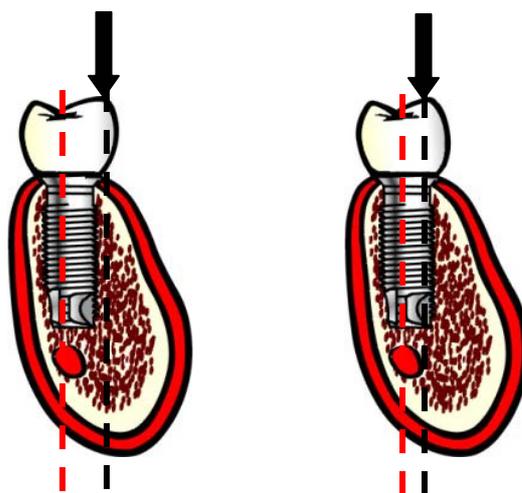


Figura 12 - Largura da mesa oclusal funcionado como *cantiléver*.

Segundo Weinberg (1998), além do perímetro oclusal, a alteração do ângulo no qual os dentes entram em contato irá alterar a carga real exercida pelos dentes. O ângulo torna-se ainda mais fundamental quanto mais posteriormente ocorrer o contato dentário. Uma vez que existe aumento acentuado na força oclusal nas regiões posteriores da cavidade bucal, não há razão aparente para utilizar um trespasse vertical extremamente inclinado na região do primeiro e segundo molares, a fim de criar a função em grupo, uma vez que estes dentes não terão quaisquer inibições proprioceptivas que se possa estar procurando a partir dos dentes anteriores. O autor afirmou que a altura oclusal serve como um braço do momento para os componentes de força direcionados ao longo do eixo vestibulo-lingual, e as mesas oclusais largas aumentam o braço do momento, sob qualquer carga oclusal prejudicial. O autor conclui que um ciclo vicioso e destrutivo pode se desenvolver nos momentos de cargas e resultar na perda óssea marginal. À medida que esta perda se desenvolve, a altura da coroa aumenta

automaticamente. Com o aumento do intervalo do momento da altura oclusal, as forças de torque também aumentam, causando uma perda óssea maior na crista do rebordo. O ciclo continuará, levando o implante à falha se o ambiente biomecânico não for corrigido.

Misch (1999) descreveu a diminuição da largura oclusal para favorecer carga axial sobre o implante em regiões não estéticas. O contorno lingual da coroa do implante mandibular é similar ao da dentição natural original em posição, com um trespassse horizontal até a cúspide maxilar palatina para prevenir a mordedura da língua durante a função. Não há nenhum contato oclusal na cúspide interna, assim as cargas de deslocamento durante a parafunção são eliminadas. A coroa maxilar posterior é reduzida apenas na face palatina, comparada com um molar superior natural, a fim de reduzir a largura da mesa oclusal. Tal redução aumenta a sobreposição lingual, quando os dentes estão em oclusão. As mesas oclusais mandibulares opostas mais estreitas são desejáveis para controlar as forças oclusais sobre o corpo do implante maxilar. Como resultado, quando são opostas a implantes maxilares, as cúspides vestibulares dos dentes inferiores naturais (ou coroas implanto-suportadas) devem ser reanatomizadas para minimizar as cargas de deslocamento na oclusão em relação cêntrica. A cúspide vestibular maxilar pode, então, ser mantida para a estética, mas a mesa oclusal funcional é reduzida.

Eckert et al. (2000) em estudo retrospectivo onde avaliaram fraturas do implante, relataram que a mesa oclusal larga dos implantes que fraturaram, poderiam ter criado forças que não estão em linha com o longo eixo do implante.

O'Mahony et al. (2000) utilizaram o método do elemento finito para avaliar a diferença entre forças axiais e não axiais em implante osseointegrado. Uma força foi aplicada no longo eixo do implante, e distante 2mm, 4mm e 6mm. Concluíram que a distância do ponto de aplicação da força do longo eixo do implante é significativa. As tensões aumentaram consideravelmente com o aumento de cada milímetro para longe do longo eixo.

Para Mc Neill (2000), aumentando-se o ângulo das superfícies inclinadas das coroas implanto-suportadas, a resistência ao movimento é maior. Isto aumenta a força total aplicada sobre o sistema. Existe também uma maior probabilidade de falhas caso um ângulo inclinado seja utilizado na região posterior durante uma excursão em função em grupo.

De acordo com Misch (2000), quanto mais larga for a superfície oclusal, mais freqüentemente ocorrerão contatos de dentes durante a mastigação ou parafunção. Quanto mais estreito for o corpo do implante, maior a influência da superfície oclusal e das cargas de desvio. Os implantes mais amplos têm maior amplitude para os contatos oclusais verticais, transmitindo menos forças quando comparadas com os implantes estreitos. Conclui, que a oclusão para proteção dos implantes tem a amplitude da superfície oclusal relacionada diretamente com a amplitude do corpo do implante. Por isso, as forças leves sobre os dentes naturais adjacentes são primariamente utilizadas para o equilíbrio oclusal. A perda óssea precoce da crista, relatada no primeiro ano, pode ser devida, em parte, à má oclusão quando da colocação inicial da prótese.

Saba (2001) relatou que os fatores mais significativos que afetam a estabilidade oclusal são a força oclusal e a falta de passividade da prótese, portanto a coroa protética deve respeitar os fatores biomecânicos que contribuem para as complicações pós-osseointegração. A estabilidade oclusal é alcançada quando as variáveis contribuintes para as falhas são identificadas e corrigidas ou compensadas no desenho protético final. O autor recomendou uma mesa oclusal estreita, relatando que uma prótese com sobrecontorno irá atuar como um *cantiléver*, aumentando as tensões durante a carga. Uma mesa oclusal ampla também aumenta as tensões no parafuso do *abutment*. Concluiu que o estágio de provisórios é crítico para o diagnóstico das variáveis estáticas e dinâmicas do esquema oclusal.

Leung et al. (2001) mostraram em um trabalho clínico, uma regeneração de defeitos ósseos em implantes submetidos à sobrecarga após o ajuste das próteses. Relataram que a regeneração conseguida não foi ao nível original, e que o osso foi mantido assim em um controle 36 meses após.

4 DISCUSSÃO

O uso de implantes vem sendo aprimorado a muito tempo. O surgimento dos implantes osseointegrados, inicialmente propostos para o tratamento da mandíbula totalmente edentada (BRANEMARK, 1983) renovou o conceito de reabilitação oral. O sucesso desta alternativa protética foi confirmado por estudos longitudinais que atestam sua eficiência (ADELL et al., 1990). Com o passar dos anos, a experiência acumulada encorajou o profissional a aplicá-la em outras modalidades de tratamento, como o paciente edentado parcial (RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; LEKHOLM et al., 1994; SATO et al., 2000), a perda dental unitária (DAVARPANAHA et al., 2001; JOHNSON e PERSSON, 2001; SCHINCAGLIA e NOWZARI, 2001; WATSON et al., 2000), a união dente-implante (BETIOL, 2002), a ancoragem ortodôntica (ROBERTS et al., 1984; MELSEN e LANG, 2001), entre outros (KRENNMAIR; ULM, 2001).

Nesta evolução, a necessidade de contar com a pouca quantidade e qualidade óssea, contrasta com a forte ancoragem inicial achada na mandíbula anterior (RANGERT et al., 1997), cujos problemas mecânicos foram computados a uma combinação de planejamento inadequado com desenhos protéticos desfavoráveis (ADELL et al., 1990). As forças laterais, controladas pela estabilização dada na disposição das reabilitações totais implantossuportadas, submetem as unitárias, a um aumento das forças de torque, elevando a possibilidade de falhas biomecânicas (LEKHOLM et al., 1994; RANGER; SULLIVAN; JEMT, 1997). Portanto um melhor controle das forças deletérias é exigido nestas próteses.

Apesar da comprovada eficácia do uso de próteses unitárias implanto- (SATO, 2000; O'MAHONY, 2000; OESTERLE, 2000; JOHNSON, 2001; DAVARPANAHA, 2001), esta modalidade de tratamento apresenta taxas variáveis de complicações (BRUNSKI, 1992), como o afrouxamento ou fratura dos parafusos, falha na cimentação (MICHALAKIS; PISSIOTIS; HIRAYAMA, 2000), a fratura do implante (SCHWARTZ, 2000), a perda óssea

precoce na região da crista (OH et al., 2002) e até a perda da osseointegração (ISIDOR, 1996). Vários autores associam as forças deletérias com estas complicações (RICHTER, 1989; GRACIS et al., 1991; BRUNSKI, 1992; MISCH E BIDEZ, 1995; RANGERT et al., 1997; WEINBERG, 1998; ECKERT et al., 2000; SABA, 2000; MISCH, 2001).

Os seguintes artifícios foram recomendados para reduzir o impacto das forças mastigatórias excessivas, melhorar sua distribuição e diminuir suas conseqüentes falhas: materiais resilientes para recobrimento oclusal (SKALAK, 1983; BRANEMARK, 1983; GRACIS *et al.*, 1991; BIDEZ e MISCH, 1992; ÇIFTÇI e CANAY, 2000), elementos intramóveis (KIRSCH e ACKERMANN, 1989), protocolo de carregamento progressivo (MISCH E BIDEZ, 1995). Seus resultados, porém, mostraram-se controversos (SKALAK, 1983; GRACIS et al., 1991; HOBKIRK E PSARROS, 1992; SENDIK, 1998; ÇIFTÇI e CANAY, 2000; BASSIT et al., 2002; WANG et al., 2002).

As forças que atuam nas superfícies oclusais são tipicamente tridimensionais (BIDEZ; MICH 1992) e geradas pela contração muscular e estão intimamente relacionados com o funcionamento do sistema estomatognático que possui várias funções no organismo. Ela varia não apenas de indivíduo para indivíduo, mas também de um momento para outro em cada indivíduo. Aumenta com a idade (BRAUN et al., 1995), em direção ao final de uma seqüência de mastigação do indivíduo, região dental (ZARB et al., 2000), quantidade de contatos dentais (HIRATA et al., 1999; HATCH et al., 2000; FERRARIO et al., 2002), estado da dentição resistência muscular geral do indivíduo, bolo alimentar, hábitos parafuncionais, morfologia facial, maloclusões (HELKIMO; CARLSSON; HELKIMO, 1976) prática de exercícios funcionais (LINDEMAN; MOORE, 1990) e presença de dor e DTM (WALTIMO; KONONEN, 1995; KURITA et al., 2001).

A literatura mostra diferentes tipos de forças no sistema estomatognático e suas implicações na implantodontia, relacionados à magnitude, natureza, direção, localização, frequência e duração.

– *Magnitude*

Existe uma ampla variedade de resultados da magnitude da força mastigatória, em virtude da variação na maneira como são quantificadas as forças mastigatórias,

com variações nos aparelhos, pacientes testados, tipo de dentição, número de contatos e modo de avaliação (HIRATA et al., 1999; MORNEBURG; PRÖSCHEL, 2002). Concordâncias são encontradas no que diz respeito ao aumento à medida que se aproxima das regiões posteriores (MANSOUR; HANNAM, 1975; MISCH et al., 1999) e na parafunção (WALTIMO; KONONEN, 1995; KURITA et al., 2001).

– *Natureza*

Quanto à natureza, pode ser dividida em três tipos (BIDEZ; MISCH, 1992): força de compressão (tende a manter a integridade da interface), tensão (tende a atrapalhar a integridade da interface) e cisalhamento (tende a destruir a interface).

– *Direção*

As forças que atuam nas superfícies oclusais são tridimensionais, com vários componentes. Com a resolução vetorial, pode-se dividi-la nas direções verticais e horizontais. A mesma intensidade de força pode ter efeitos bem diferentes em função da direção da força aplicada. Na interface osso-implante, quanto maior o ângulo da força, maior o componente de cisalhamento, aumentando o risco de falha mecânica nesta modalidade de tratamento (MISCH; BIDEZ, 1995). As forças verticais, que atuam paralelas ao longo eixo do implante, geram tensões de compressão e tensão. Já as horizontais mostram-se perpendiculares ao longo eixo do implante, gerando forças de cisalhamento, que causam danos à interface osso-implante (SKALAK, 1983; TORTAMANO NETO, 1992; WEINBERG, 1993; PAPAVALIIOU et al., 1996; AKÇA; MURAT; HALDUN, 2002). O contato cúspide-fossa produz uma carga vertical, enquanto o contato cúspide plano inclinado produz cargas horizontais. Porém, quando uma força vertical é aplicada em um plano inclinado de uma cúspide, a tensão resultante pode ser horizontal. (WEINBERG, 1993).

– *Localização*

A localização das forças axiais parece ser fundamental. Quando localizadas distante do longo eixo do implante geram tensões de torque, ou momento, e induzem microrotações e concentração de tensão em determinadas regiões. Está relacionada com a largura (FIG. 13) e altura oclusal (FIG. 14) e a inclinação das cúspides (FIG. 15) (BIDEZ; MICH, 1992; MISCH, 2000; O'MAHONY et al., 2000).



Figura 13 - Localização das forças em relação à largura da mesa oclusal.

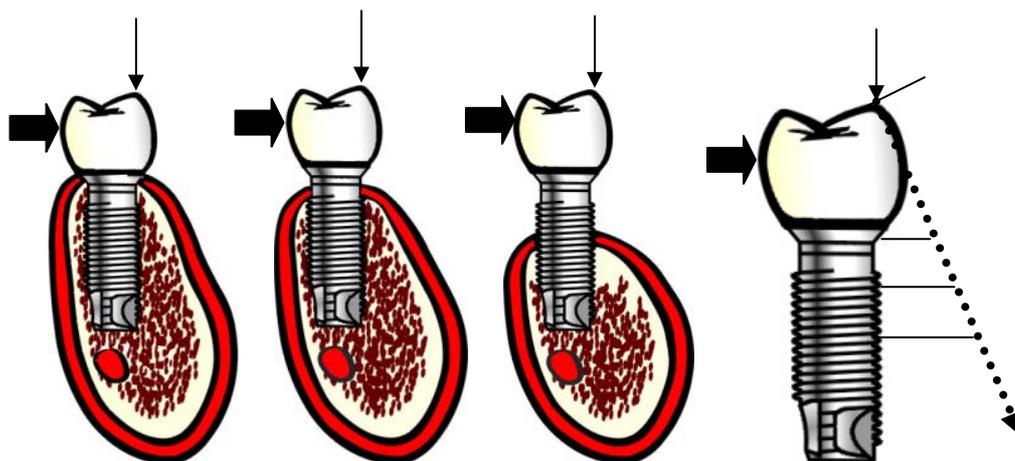


Figura 14 - Localização da resultante de forças e altura da crista óssea (distância do fulcro).

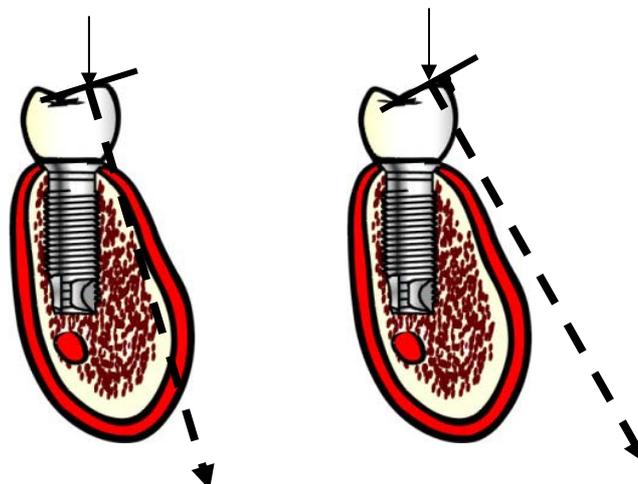


Figura 15 - Localização de resultante de forças e inclinação das cúspides (distância do longo eixo).

– *Frequência*

As forças também podem ser classificadas, quanto à frequência, em estáticas e dinâmicas (ROBERTS et al., 1984). As estáticas são melhor aceitas pelo osso adjacente e podem estimular uma adaptação remodeladora. Até mesmo as forças horizontais, julgadas como danosas à interface, quando usadas de maneira estática tornam-se aceitas. São usadas em implantes para ancoragem ortodôntica (ROBERTS et al., 1984; TURLEY, et al., 1988; ASIKAINEN et al., 1997; SAITO et al., 2000; GOTFREDSEN; BERGLUNDH; LINDHE, 2001; MELSEN e LANG, 2001). Já as dinâmicas causam micro-danos, levando à reabsorção óssea (FIG. 16) (DUYCK et al., 2001).

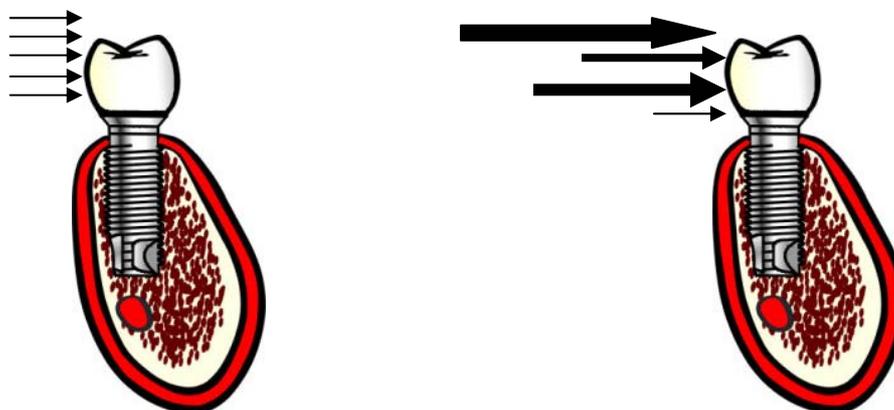


Figura 16 - Frequência de forças

– *Duração*

A atividade parafuncional, além de alterar a direção e magnitude da força, também modifica sua duração. A máxima carga oclusal ocorre pela aplicação da força muscular através dos contatos oclusais (DAVIES; GRAY, 2001). Na função normal, estes contatos ocorrem raramente, em torno de 30 min durante 1 dia. Na parafunção estes contatos podem chegar a várias horas (MISCH; BIDEZ, 1995). Portanto, esta ampla variação das forças craniomandibulares encontrada parece não trazer complicações em indivíduos com funções normais, em virtude da maneira em que são aplicadas. Na presença de hábitos parafuncionais, ao contrário, estas forças tornam-se repetitivas, além de ter sua intensidade multiplicada e direção alterada (MISCH et al., 1999).

A perda óssea precoce na região da crista destes implantes ocorre, pois esta região pode ser o ponto de fulcro para a ação de alavanca quando forças de torção são aplicadas (AKPINAR; ANIL; PARNAS, 2000; OH et al., 2002). Diferente do dente natural, o implante não possui um formato radicular apropriado (RAMFJORD; ASH, 1987), nem ligamento periodontal que o proteja (MISCH, 2000), alterando o posicionamento mandibular e diminuindo a quantidade da força (OKESON, 1992), ou alertando o paciente da sobrecarga a fim de que procure uma solução (SCHULTE, 1995; PAPHANGKORAKIT; OSBORN, 1998).

O implante unitário suportando um molar representa uma situação especial, em virtude da quantidade de forças (MANSOUR; HANNAM, 1975; MISCH et al., 1999) e da qualidade óssea deficiente (MISCH, 2000) na região, tamanho coroa a ser construída além da dificuldade de ajuste com os dentes naturais vizinhos com maiores mobilidade (SEKINE et al. apud MISCH; BIDEZ, 1995) e percepção (JACOBS; VAN STEENBERGHE, 1991; KLINEBERG; MURRAY, 1999).

A determinação da etiologia dos fatores que levam a sobrecarga é importante, pois os esforços para reduzir a condição podem ser implementados para evitar e até recuperar perdas ósseas (LEUNG et al., 2001), pois é desconhecida a exata quantidade de carga que estimule a

adaptação óssea ajustando sua morfologia para níveis aceitáveis (FROST, 1994; CONSOLARO, 2000). As perdas ósseas, quando avançam, aumentam o tamanho da coroa clínica e pioram o ambiente biomecânico (MISCH,2000). A importância do desenho oclusal e sua manutenção para a longevidade desta modalidade de tratamento são essenciais (SATO et al., 2000; WATSON; TINSLEY; SHARMA,2000),

O desenvolvimento de um esquema oclusal que minimize os fatores de risco e permita que a restauração funcione em harmonia como restante do sistema estomatognático, diminuindo a tensão e esforço mecânicos foram sugeridos para a longevidade da restauração (MISCH, 2000). Sua construção é controversa. Quase todos os conceitos são baseados nos desenvolvimentos para dentes naturais e adaptados às próteses implanto-suportadas. A influência do perímetro oclusal da coroas protética parece ser significativa, embora não bem conhecida. Vários autores (MISCH; BIDEZ, 1995; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; RICHTER, 1989; WEINBERG, 1998; ECKERT et al., 2000; SABA, 2001) sugeriram esta variável como um dos fatores do desenho oclusal para diminuir a incidência de tensão proporcionado pelas cargas oclusais de maior magnitude (FIG. 17).

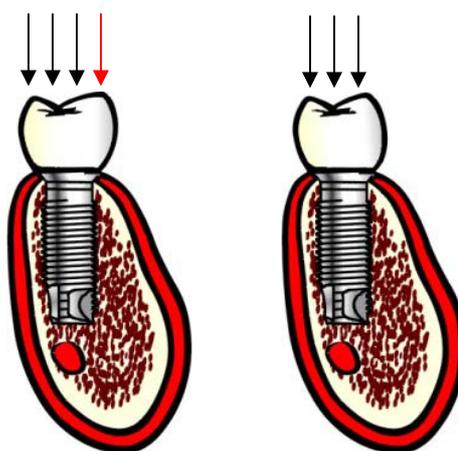


Figura 17 - Alteração da largura da mesa oclusal e quantidade de força.

A diminuição da mesa oclusal de uma coroa unitária implanto-suportada altera a quantidade de contatos, deslocando uma maior quantidade de forças para os dentes vizinhos, reduzindo, conseqüentemente, a magnitude da força sobre o implante (MISCH, 2000). Este procedimento evita o fato de a coroa atuar como um *cantiléver*, eliminando as forças com

maiores componentes laterais (O'MAHONY et al. 2000; SABA, 2001), direcionando as forças para próximo do longo eixo do implante (ECKERT et al., 2000).

Um esquema oclusal deficiente aumenta a magnitude das cargas e intensifica as tensões no rebordo ósseo. Estes fatores aumentam a frequência de complicações do suporte do osso, da prótese, ou ambos, prejudicando a sobrevida a longo prazo. Assim, os esquemas oclusais devem incorporar as cargas axiais em relação aos corpos dos implantes e, quando não aplicável, devem considerar os mecanismos que diminuam o efeito nocivo das cargas laterais. A diminuição da largura da mesa oclusal atua neste sentido (MISCH; BIDEZ, 1995; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; RICHTER, 1989; WEINBERG, 1998; ECKERT et al., 2000; SABA, 2000).

4 CONCLUSÕES

A revisão da literatura mostrou que as forças recebidas por uma coroa protética implanto-suportada podem ser classificadas quanto à magnitude, natureza, direção, localização, frequência e duração. Os benefícios da redução da mesa oclusal na distribuição tensões produzidas são:

1. *Magnitude*: é diminuída em função da redução do número de contatos oclusais.
2. *Natureza*: as forças de cisalhamento são diminuídas com a redução dos componentes laterais.
3. *Direção*: os componentes verticais, resultantes da decomposição vetorial são minimizados.
4. *Localização*: diminui a quantidade das forças distantes do longo eixo do implante.
5. *Frequência e Duração*: sem alteração direta, porém sua distribuição é diminuída em função da magnitude, natureza, direção e localização das forças.

Estudos avaliando esta variável são escassos na literatura, justificando, portanto, a realização de novas pesquisas na área.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ²

ADELL, R. et al. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.4, p.347-359, 1990.

AKÇA, K.; MURAT, C. Ç.; HALDUN, I. A comparison of three dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.15, n.2, p.115-121, 2002.

AKPINAR, I.; ANIL, N.; PARNAS, L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, p.538-545, 2000.

ASIKAINEN, P. *et al.*. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.8, p.465-468, 1997.

BARBIER, L.; SCHEPERS, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and monaxial loading conditions in the dog mandible. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.12, n.2, p.215-223, 1997.

BARROS, J. J.; RODE, S. M. **Tratamento das disfunções craniomandibulares ATM**. São Paulo: Ed. Santos, 1995. 371p.

BASSIT, R.; LINDSTRÖM, H.; RANGERT, B. *In vivo* registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.17, n.1, p.17-23, 2002.

BETIOL, E. A. G. **Comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, usando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado**. 2002. 67f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

BIDEZ, M. W.; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J. Oral Implantol.**, Abington, v.18, n.3, p.264-274, 1992.

BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental back-ground. **J. Prosthet. Dent**, St. Louis, v.49, p.843-848, 1983.

² Baseado na NBR 6023: agosto/2000 da ABNT.

BRAUN, S. *et al.* A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. **Angle Orthod.**, Appleton, v.65, n.5, p.367-372, 1995.

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

_____. A study of maximum bite force during growth and development. **Angle Orthod.**, Appleton, v.66, n.4, p.261-264, 1996.

CIBIRKA, R. M. *et al.*. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.3, p.361-364, Mar. 1992.

ÇIFTÇİ, Y.; CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.4, p.571-582, 2000.

CONSOLARO, A. Biologia da movimentação dentária: princípios básicos aplicados à clínica. In: INTERLANDI, S. **Ortodontia: bases para iniciação**. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p.53-27.

CORRÊA, A. A.; MATSON, E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. **Rev. Fac. Odontol São Paulo**, v.15, n.1, p.19-26, jan./jun. 1977.

DAVARPANA, M. *et al.* Wide-diameter implants: new concepts. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.21, n.2, p.149-159, 2001.

DAVIES, S.; GRAY, M.J. What is occlusion? **Br. Dent. J.**, London, v.191, n.5, p.235-242, Sept. 2001.

DUYCK, J. *et al.*. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an *in vivo* study. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.11, p.465-475, 2000.

_____. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.12, p.207-218, 2001.

ECKERT, S. E. *et al.* Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15 n.5, p.662-667, 2000.

FERRARIO, V. F. *et al.* Relationship between the number of occlusal contacts and masticatory muscle activity in healthy young adults. **J. Craniomand. Pract.**, v.20, n.2, p.91-104, Apr 2002.

FROST, H. M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod.**, Appleton, v.64, n.3, p.175-188, 1994.

GENG, J.; TAN, K. B. C.; LIU, G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.6, p.585-598, June 2001.

GIVOL, N. *et al.*. Risk management aspects of implant dentistry. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.17, n.2, p.258-262, 2002.

GLANTZ, P. J.; NILNER, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. **Periodontol.** 2000, Copenhagen, v.17, p.119-124, 1998.

GOTFREDSEN, K.; BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog (I). **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.2, p.273-277, 2001.

GRACIS, S. E. *et al.* Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.14, n.3, p.282-291, 1991.

GROSS, M. D.; ARBEL, G.; HERSHKOVITZ, I. Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.7, p.684-694, July 2001.

HANSSON, S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.10, p.394-405, 1999.

HATCH, J. P. *et al.* Determinants of masticatory performance in dentate adults. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.46, p.641-648, 2000.

HATTAB, F. N.; YASSIN, O. M. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n.2, p.101-107, 2000.

HELKIMO, E.; CARLSSON, G. E.; HELKIMO, M. Bite force and state of dentition. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.35, p.297-303, 1977.

HIRATA, O. *et al.* Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. **J. Dent. Res.**, Washington, v.78, n.7, p.1336-1344, July 1999.

HOBKIRK, J. A.; PSARROS, K. J. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.3, p.345-352, 1992.

HOSHAW, S. J.; BRUNSKI, J. B.; COCHRAN, G. V. B. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.3, p.345-359, 1994.

HUISKES, R. CHAO, E. Y. A. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. **J. Biomech.**, Umsford, v.16, n.6, p.385-409, 1983.

INTERLANDI, S. **Ortodontia**: bases para iniciação. 5.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2002. 629p.

ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: A clinical and radiographic study in monkeys. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.7, n.2, p.143-152, 1996.

JACOBS, R.; VAN STEENBERGHE D. Comparative evaluation of oral tactile function by means of teeth or implant support prostheses. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.2, n.2, p.75-80, 1991.

JOHNSON, R. H.; PERSSON, G. R. A 3-year prospective study of a single-tooth implant – prosthodontic complications. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.14, n.2, p.183-189, 2001.

KAMPE, T. *et al.* Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.45, p.101-107, 1987.

KAMPEN, F. M. C. *et al.* The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. **J. Dent. Res.**, Washington, v.81, n.3, p.170-173, 2002.

KAWAMURA, Y. Neurophysiologic background of occlusion. **Periodontics**, v.5, n.4, p.175-183, July/Aug. 1967.

KIRSCH, A.; ACKERMANN, K.I. The IMZ osseointegrated system. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.33, p.733-745, 1989.

KLINEBERG, I.; MURRAY, G. Osseoperception: sensory function and proprioception. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v.13, p.120-129, June 1999.

KORIOTH, T. W. P. Number and location of occlusal contacts in intercuspal position. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.64, p.206-210, 1990.

KRENNMAIR, G.; ULM, C. The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: A clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.1, p.98-104, 2001.

KURITA, H. *et al.* Chewing ability as a parameter for evaluating the disability of patients with temporomandibular disorders. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, p.463-465, 2001.

LEKHOLM, U. *et al.* Osseointegrated implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, p. 236-245, 1994.

LEUNG, K. C. M. *et al.* Peri-implant bone loss: management of a patient. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.2, p.273-277, 2001.

LINDEMAN, D. E.; MOORE, R. N. Measurement of intraoral muscle forces during functional exercises. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.97, n.4, p.289-300, Apr. 1990.

MAH, R. T. *et al.* Princípios de engenharia e estratégias para a confecção de modelos. In: MCNEILL, C. **Ciência e Prática da Oclusão**. São Paulo: Quintessence, 2000. 538p.

MANSOUR, R. M.; HANNAM, A. G. In vivo occlusal forces and moments: 1. Forces measured in terminal honge position and associated moments. **J. Dent. Res.**, Washington, v.54, n.1, p.114-119, 1975.

MCNEILL, C. **Ciência e Prática da Oclusão**. São Paulo: Quintessence, 2000. 538p.

MELSEN, B.; LANG, N. P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.12, p.144-152, 2001.

MENDES, A. M. **Comportamento biomecânico dos ossos do complexo crânio-facial induzido pela expansão maxilar rápida**. 1997. 245f. Tese (Doutorado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

MERRIMAN, E. **Resistência dos materiais**. 2. ed. São Paulo: LEP, 1964. 190p.

MICHALAKIS, K. X.; PISSIOTIS, A. L.; HIRAYAMA, H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.4, p.545-564, 2000.

MISCH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2. ed. São Paulo: Santos, 2000. 685p.

_____. The importance of dental implants. **Gen. Dent.**, Chicago, p.38-45, Jan./Feb. 2001.

MISCH, C. E.; BIDEZ, M. W. Implant – protected occlusion. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New York v.7, n.5, p.25-29, June/July, 1995.

MISCH, C. E.; BIDEZ, M. W.; SHARAWY, M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. **J. Periodontol.**, Chicago, v.72, n.9, p.1276-1286, Sept. 2001.

MISCH, C. E. *et al.* A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. **J.Oral Impantol.**, Abington, v.25, n.3, 1999.

MORNEBURG, T. R.; PRÖSCHEL, P. A. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.15, n.1, p.20-27, 2002.

MOYERS, R. E. **Ortodontia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. 483p.

NISHIGAWA, K.; BANDO, E.; NAKANO, M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, p.485-491, 2001.

NISSAN, J. *et al.* Stress levels for web-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.1, p.20-32, July 2001.

OH, T. *et al.* The causes of early implant bone loss: myth or science? **J. Periodontol.**, Chicago, v.73, n.3, p.322-333, 2002.

OKESON, J. P. **Fundamentos de oclusão e desordens temporo-mandibulares**. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1992. 449p.

OLIVEIRA, E. J. **Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados**. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1997. 127p.

O'MAHONY, A. *et al.* Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.9, n.3, p.207-218, 2000.

PALAMARA, D. *et al.* Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. **Dental Mater**, Washington, v.16, p.412-419, 2000.

PAPAHANGKORAKIT, J.; OSBORN, J. W. Effects on human maximum bite force of biting on a softer or harder object. **Arch.Oral Biol.**, Oxford, v.43, p.833-839, 1998.

PAPAVISILIOU, G. *et al.* Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9. n.3, p.254-260, 1996.

RAMFJORD, S.; ASH, M. M. **Oclusão**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan, 1987. 422p.

RANGERT, B. R.; SULLIVAN, R. M.; JEMT, T. M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.12, n.3, p.260-370, 1997.

REILLY, D. T.; BURSTEIN, A. H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. **J. Biomech**, Elmsford, v.80, p.393-405, 1974.

RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, p.602-609, 1989.

RICHTER, E. J. *In vivo* horizontal bending moments on implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.13, n.2, p.232-2244, 1998.

RIEGER, M. R. *et al.*, Finite element análisis of six endosseous implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, p. 671-676, 1990.

ROBERTS, W. E. *et al.* Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. **Am. J. Orthodont.**, St. Louis, v.86, p.95-111, 1984.

RUBIN, C. T.; LANYON, L. E. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. **Calcif. Tissue Int.**, New York, v.37, p.411-417, 1985.

SABA, S. Occlusal stability in implant prosthodontics – clinical factors to consider before implant placement. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v.67, n.9, p.522-526, Oct. 2001.

SAITO, S. *et al.* Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.118, n.6, p.601-607, Dec. 2000.

SATO, Y. *et al.* Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, p.842-845, 2000.

SCHINCAGLIA, G. P.; NOWZARI, H. Surgical treatment planning for the single-unit implant in aesthetic areas. **Periodontol.2000**, Copenhagen, v.27, p.162-182, 2001.

SCHULTE, W. Implants and the periodontium. **Int. Dent. J.**, London, v.45, n.1, p.16-26, 1995.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.11, p.156-158, 2000.

SENDYK, C. L. **Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados – análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética.** 1998. 127f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SERTGOZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.10, n.2, p.19-27, 1997.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.49, n.6, p.843-848, June 1983.

THRESHER, R.; SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth. **J Biomech.**, Elmsford, v.6, n.6, p. 433-449, 1973.

TORTAMANO NETO, P. **Estudo da distribuição das tensões transmitidas à mandíbula por um implante osteointegrado, variando-se a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada por meio do método de elementos finitos.** 1992. 47f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

TURLEY, P. K. *et al.* Orthodontic force application to titanium endosseous implants. **Angle Orthod.**, Appleton, n.2, p.151-162, 1988.

WADA, S. *et al.* Effect of loading on the development of nerve fibers around oral implants in the dog mandible. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.12, p.219-224, 2001.

WALTIMO, A.; KÖNÖNEN, M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v.101, p.171-175, 1993.

_____. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.53, p.254-258, 1995.

WANG, T. *et al.* Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.17, n.2, p.231-237, 2002.

WATSON, C. J.; TINSLEY, D.; SHARMA, S. Implant complications and failures: the single-tooth restoration. **Dent. Update**, Guildford, v.27, p.35-42, Jan./Feb. 2000.

WEINBERG, L. A. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 7, n.4, p. 277-285, 1998.

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.8, n.1, p.19-31, 1993.

WILLIAMS, W. N. *et al.* Bite force discrimination by individuals with complete dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.54, n.1, p.146-150, July 1985.

WODA, A.; VIGNERON, P.; KAY, D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: A review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.42, n.3, p.335-341, Sept. 1979.

ZARB, G. A. *et al.* **Disfunções da articulação temporomandibular e dos músculos da mastigação**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2000. 624p.

FICHA CATALOGRÁFICA

G212d Garanhani, Roberto Ramos
Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados em
função da largura da mesa oclusal / Roberto Ramos Garanhani;
orientador Izo Milton Zani. - Florianópolis, 2002.
68f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa
Catarina , Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Mestrado Fora da Sede - UNIVILLE, 2002.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários. 2. Osseointegração. I. Zani, Izo
Milton. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa
de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089.843