

# Fundamentos de biomecânica

Adolfo Embacher Filho

Ensine princípios em lugar de métodos. A mente treinada em princípios criará seus próprios métodos”.

Autor desconhecido

## Introdução

A palavra *física* é originária do grego *phýsis* que significa Natureza. Portanto, Física é a ciência que estuda a natureza, daí o nome *Ciências Naturais*. Em qualquer ciência, os acontecimentos ou ocorrências são chamados de fenômenos.

O homem, através dos seus sentidos, percebeu os fenômenos naturais e os classificou de acordo com o órgão empregado na observação. Ouvir o som de um trovão pode ter sido o fator desencadeante para a origem da *Acústica*, assim como, ver a luz de um relâmpago o foi para a *Óptica*, e o movimento, fenômeno mais comum na nossa vida diária, para a *Mecânica*.

Mecânica é a ciência que estuda os movimentos. Biomecânica, por conseguinte, estuda os movimentos dos seres vivos. Por extensão, Biomecânica Implantodôntica é o estudo da dinâmica dos seres vivos portadores de implantes dentais, e seus efeitos.

Dos problemas apresentados pela implantodontia, parte deles está relacionada a uma biomecânica inadequada. Este capítulo expõe de maneira genérica e resumida a fundamentação que rege a implantodontia e dá sugestões para sua maior eficácia.

## **Fundamentação da implantodontia**

O exercício da odontologia como um todo, e da implantodontia em particular, está fundamentado em um único princípio: o **controle dos fatores traumatogênicos**.

Fatores traumatogênicos são estímulos capazes de gerar um trauma. Trauma é todo estímulo com intensidade, frequência e/ou duração capaz de alterar a fisiologia celular. Os traumas possíveis de alterar os tecidos são: o térmico, o mecânico, o químico, o elétrico, o radioativo e o psicológico.

Na clínica geral, numa das intervenções mais simples de ser executada, a profilaxia, o que se pretende é eliminar o fator traumatogênico químico. A remoção pronta de tecido cariado evita que o fator traumatogênico químico atinja parâmetros traumáticos e lese a polpa. Uma boa adaptação de uma coroa total sobre um dente natural diminui a possibilidade de instalação do trauma químico. Um ajuste oclusal adequado, por sua vez, impede que forças atuem sobre os tecido com alta intensidade, que poderiam gerar um trauma mecânico.

Na implantodontia osseointegrada, todos os requisitos para o sucesso visam controlar os fatores traumatogênicos. A necessidade de que o material com o qual o implante é confeccionado seja biocompatível encerra, dentre outros fatores, que o mesmo desenvolva a menor intensidade elétrica possível junto aos tecidos. O desenho e a superfície do implante, em um primeiro momento devem propiciar sua estabilidade no osso, e quando em função, devem dissipar adequadamente as forças mastigatórias para que não atinjam os tecidos com intensidades traumáticas. O sítio ósseo deve estar sadio, livre de alterações traumáticas químicas ou radioativas. Durante o reparo ósseo, em função ou não, o implante não pode ser desestabilizado por um trauma mecânico. Desestabilizá-lo levaria a interposição de tecido conjuntivo fibroso na sua interface, impedindo a osseointegração. A

prótese e os componentes protéticos devem permitir que a força mastigatória seja dissipada harmonicamente para que o trauma mecânico (ou a fadiga em se tratando de materiais) não se instale em quaisquer pontos do seu percurso.

É considerado melhor Implantodontista o profissional que mais bem identifica, controla e/ou elimina os fatores traumatogênicos, garantindo o conforto do paciente e aumentando a longevidade dos seus trabalhos.

### **Biomecânica implantodôntica adequada**

A biomecânica implantodôntica pode ser dividida em *Biomecânica Intrínseca* e *Biomecânica Extrínseca*.

A biomecânica estará adequada quando a biomecânica intrínseca, juntamente com a biomecânica extrínseca, estiverem equilibrada com o *Sistema*, também equilibrado. Entenda-se por Sistema o paciente na sua totalidade (Figura 1).

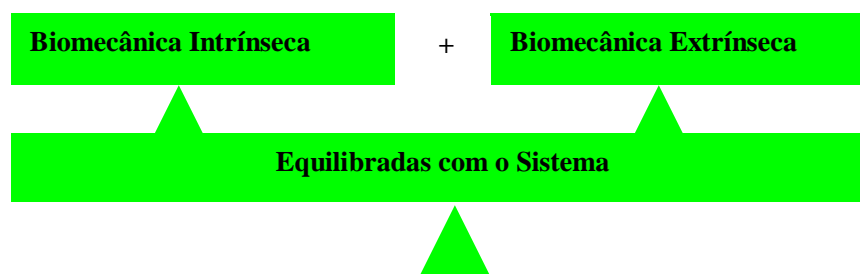


Figura 1 - Representação esquemática da Biomecânica Adequada

As biomecânicas intrínseca e extrínseca estarão equilibradas enquanto, em conjunto, forem capazes de receber e dissipar a força mastigatória até sua neutralização, sem prejuízo

para a prótese, seus componentes, o implante ou os tecidos. O equilíbrio do paciente, por sua vez, requer estado de normalidade sem desvios somáticos ou psicológicos.

### **Biomecânica intrínseca**

A Biomecânica intrínseca é formada pelo *Complexo de Sustentação* e pela *Natureza da Mastigação*.

### **Complexo de sustentação**

O complexo de sustentação é composto pelo osso e pelo implante.

#### **O osso**

Dois tipos ósseos são utilizados para alojar os implantes: o alveolar e o basal. O osso alveolar tem a função de sustentar o elemento dental, enquanto que o basal mantém a arquitetura crânio facial. Na perda do dente, o osso alveolar deixa de receber estímulos e sofre uma atrofia por desuso. Essa atrofia pode ser volumétrica ou densitométrica, ambas implicando na resistência do complexo de sustentação. Alturas e/ou volumes ósseos menores impedem a colocação de implantes mais longos e/ou mais largos. Densidades ósseas menores oferecem menor resistência mecânica.

Anatomicamente, os ossos maxilares são constituídos por osso cortical e osso esponjoso. O osso cortical se caracteriza por possuir maior quantidade mineral e menor vascularização, o esponjoso, ao contrário, por possuir uma menor quantidade mineral e uma maior vascularização. Enquanto o osso cortical propicia melhor ancoragem ao implante, o esponjoso é mais facilmente remodelado (Figura 2).

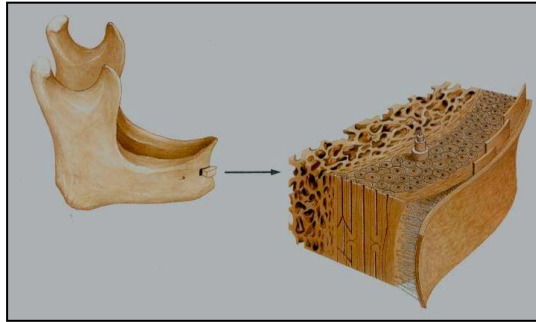


Figura 2 - Osso cortical e esponjoso encontrado nos sítios implantados

Lekholm e Zarb, em 1985, propuseram uma classificação óssea quantitativa e qualitativa que se usa habitualmente: qualitativamente, o osso foi classificado de “1” a “4”, sendo o tipo “1” o de maior densidade e o “4” o de menor (Figura 3), quantitativamente os ossos maxilares são divididos em “A” a “E”. O osso tipo “A” é o que possui a maior proximidade com o seu volume original e o “E” a menor (Figura 4).

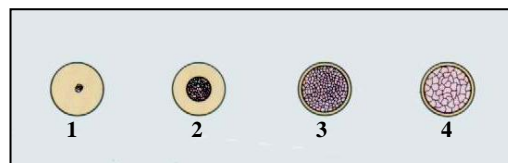


Figura 3 - Classificação qualitativa dos ossos maxilares.

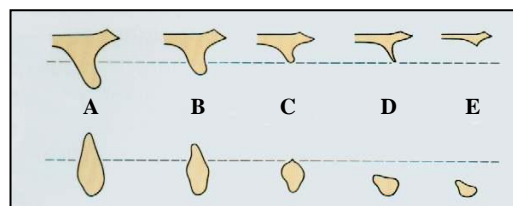


Figura 4 - Classificação quantitativa dos ossos maxilares. A linha pontilhada delimita o osso cortical do basal.

Qualidade e quantidade óssea são, em conjunto, fatores determinantes para a obtenção da melhor resistência mecânica.

## **O implante**

No complexo de sustentação, o implante é o elo de ligação entre o osso e a biomecânica extrínseca. Equivale aos pilares de sustentação de um edifício. Para cumprir essa finalidade, o implante deve ser confeccionado com materiais e possuir um desenho que lhe dê resistência. Quanto mais área superficial externa o implante possuir, mais osso poderá ancorá-lo, aumentando sua fundação. A maneira mais usual de aumentar em até seis vezes a área externa do implante é conferindo-lhe roscas e tornando sua superfície artificialmente irregular. Se, adicionalmente, as forças transferidas pelos pilares de sustentação da prótese forem direcionadas para o interior do implante, as intensidades que atingirão o osso cervical perimplantar serão menores, portanto, mais próximas dos limites da fisiologia celular e, conseqüentemente, com menor possibilidade de lesá-lo.

Do ponto de vista biomecânico, em uma reabilitação unitária, o melhor resultado será obtido quando for utilizado um implante longo, de largo diâmetro, com a área da superfície externa ampliada, instalado em um osso de boa densidade, se possível bicorticalmente. Em situações adversas, quando o paciente não possuir osso de boa qualidade ou em boa quantidade ou ambos, faz-se necessária a utilização de recursos adicionais como: técnicas cirúrgicas diferenciadas; enxerto ósseo ou descarte dessa opção terapêutica.

## **Natureza da mastigação**

A natureza da mastigação é formada principalmente pela força de mordida, além do lado de mordida, antagonista, hábitos alimentares e, eventualmente, hábitos parafuncionais.

## **Força de mordida**

Força é todo agente capaz de modificar o movimento, a forma ou o estado de equilíbrio de um corpo.

A força é uma entidade vetorial composta por intensidade, direção, sentido, duração e ponto de atuação. A força tem a peculiaridade de perder intensidade pelo seu próprio trajeto. Portanto, quanto maior o caminho que a força percorrer, mais resistência encontrará, o que diminuirá sua intensidade.

Dentre as forças conhecidas, as de maior interesse para a biomecânica são a força de contato e a força muscular. Um exemplo de força de contato facilmente compreensível é o vento que toca a vela de um barco e o movimentada. Na nossa implantodontia a força de contato é encontrada, por exemplo, no toque entre os dentes, no toque deles com o bolo alimentar, na interface dos dentes com os pilares protéticos, na interface destes com o implante e por fim na do implante com o osso.

Na implantodontia o ideal seria que a força muscular gerasse uma força de contato com capacidade para deformar os alimentos e que fosse transferida as demais partes envolvidas na reabilitação com intensidades bem abaixo do limite das suas deformações elásticas.

A força muscular é a responsável pela elevação da mandíbula através dos músculos: masseter, pterigóideo lateral e pelas fibras anteriores do temporal. A maior parte da força de mordida cabe ao masseter. Seu volume está diretamente relacionado à intensidade de força efetuada. Na avaliação inicial do paciente, apalpar bilateralmente o masseter pode identificar função unilateral, hipofunção ou hiperfunção, alertando o profissional para possíveis esforços maiores a que o trabalho a ser executado vai ser submetido. Outrossim, a mandíbula trabalha em um sistema de alavanca interpotente (Figura 5), no qual a força está interposta entre o ponto de apoio (o côndilo) e a resistência (o contato entre os dentes ou

desses com o bolo alimentar), assim, a eficácia da força será maior quanto mais próxima do côndilo for instalada a resistência, donde se conclui que, quanto mais para posterior for instalado um implante, mais resistência será necessária para o equilíbrio da biomecânica intrínseca e extrínseca.



Figura 5 - Representação da alavanca inter potente da mandíbula

Na clínica odontológica não é usual a utilização de gnatodinamômetro (aparelho destinado a medir a intensidade da força mastigatória). Por essa razão, as avaliações da força de mordida dos pacientes ou não são feitas ou o são subjetivamente. Ademais, é prática corrente, ainda que muitas vezes indevida, avaliar-se radiograficamente a quantidade óssea remanescente disponível nos maxilares dos pacientes e instalar-se o implante possível e não o necessário. Esse procedimento poderá nos levar a propostas reabilitadoras biomecanicamente inadequadas às necessidades desses pacientes.

Fisiologicamente, é desejável que as forças atinjam o tecido ósseo com baixa intensidade, pois, propiciam o fortalecimento ósseo perimplantar através da remodelação. Intensidades altas podem danificá-lo ou destruí-lo. Para tanto, quando necessário, alguns procedimentos de proteção ao complexo de sustentação devem ser utilizados. Dentre os artifícios mais eficazes na prevenção de traumas mecânicos podemos citar: a ferulização



entre dois ou mais implantes através de uma prótese rígida; a distribuição das implantações formando um polígono, diminuição da plataforma oclusal, diminuição da inclinação das cúspides, dentre outros.

### **Antagonista**

O antagonista de uma prótese sobre implante pode ser um diferencial na incidência de forças com intensidades maiores ou menores. Assim, uma prótese total convencional antagonista a uma prótese fixa sobre implantes minimiza consideravelmente os riscos mecânicos. A força mastigatória é dissipada principalmente através da resiliência da fibromucosa e atinge a reabilitação sobre implantes com menor intensidade.

Uma prótese total retida por implantes também dissipará as forças mastigatórias. Quando sua retenção for por encaixes do tipo bola, a força será transferida em grande parte pela base da prótese para a fibromucosa, poupando o implante de esforços excessivos. Se a retenção for por cliques que se encaixam nas barras de retenção, haverá, além da fibromucosa, uma co-participação maior dos implantes na captação das forças. A união dos implantes pela barra aumentará a resistência do complexo de sustentação e diminuirá a intensidade das forças que atingirão o osso, uma vez que será dividida por todos os pilares envolvidos.

Uma reabilitação sobre implante precisará ser mais resistente quando seu oponente for: dente natural, outra reabilitação sobre dente natural ou, principalmente, outra reabilitação sobre implante, pois, dois trabalhos ósseo-sustentados, com propriocepção deficiente, não terão um monitoramento adequado das forças mastigatórias. Quando houver a participação de dentes naturais na reabilitação com implantes ou antagonistas a ela, a capacidade proprioceptiva do dente atuará como mecanismo moderador das intensidades excessivas de forças.

Devemos levar em conta que pacientes desdentados parciais e, principalmente, os desdentados totais, ainda que possuam forças mastigatórias menores, as recuperarão gradativamente tão logo seja resgatada sua capacidade de melhor mastigar, portanto, seria prudente planejarmos todo o trabalho focando a força mastigatória na sua plenitude.

Em uma implantação unitária, o comprimento do implante deve ser maior do que a altura da coroa clínica. Implantes iguais ou menores podem significar maior risco para o trabalho ao receber forças laterais.

A prótese unitária, uma prótese de duas coroas sobre dois implantes, uma de três coroas sobre dois implantes e uma de três coroas sobre três implantes instalados em linha reta, são consideradas próteses alinhadas (nenhuma delas forma um polígono). As forças laterais que incidem sobre elas tendem a criar um eixo de rotação na porção cervical, podendo desestabilizá-las (Figura 6). Para que isso não ocorra, faz-se necessário um implante com um encaixe que resista a esses esforços ou um parafuso de fixação que, quando arrochado, contenha satisfatoriamente as partes envolvidas. Trabalhos da literatura implantodôntica têm observado maior estabilidade dos pilares protéticos instalados em implantes possuidores de encaixe interno longo (com 1,5mm ou mais), em detrimento dos implantes com encaixe externo padrão (2,4mm de largura por 0,7mm de altura).

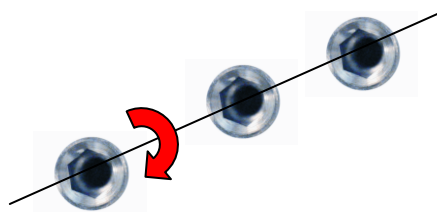


Figura 6 - Representação do fulcro existente nas próteses alinhadas, quando submetidas a forças laterais.

As próteses múltiplas, cujos pilares de sustentação formam um polígono, quando bem adaptadas, são mais estáveis, distribuem as forças mastigatórias por todos os pilares, oferecem maior resistência às forças laterais e transferem ao osso forças com menor intensidade (Figura 7).

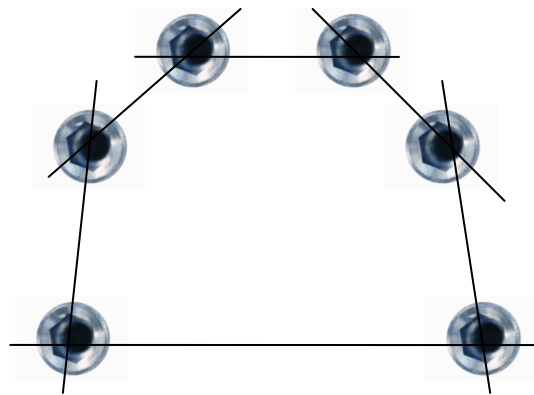


Figura 7 - Três ou mais dos implantes contíguos acima são exemplos de disposições poligonais.

### **Hábitos parafuncionais**

Pacientes portadores de hábitos parafuncionais requerem um planejamento criterioso do complexo de sustentação e a utilização de todos os recursos que possam aumentar a resistência da biomecânica extrínseca. Pacientes com bruxismo, por exemplo, cujos dentes remanescentes mostram sinais de desgaste, possuem os músculos elevadores da mandíbula hipertrofiados, rangem os dentes costumeiramente e possuem o hábito há longo tempo, portanto, exercem uma alta intensidade de força de mordida, cerram os dentes com alta frequência e o tempo de contato entre eles, somado, é de longa duração, aspectos indesejáveis em qualquer trabalho que se pretenda manter equilibrado.

Uma anamnese mais detalhada poderá identificar, também, hábitos parafuncionais, geralmente de difícil detecção, como: fumador de charuto ou de cachimbo, usuário de chimarrão, etc...O trauma térmico e mecânico provocado por esses hábitos podem prejudicar substancialmente a longevidade do trabalho.

### **Biomecânica extrínseca**

A biomecânica extrínseca está representada pelos pilares protéticos e pela prótese.

### **Pilares protéticos**

Uma das características dos implantes osseointegrados é serem possuidores de dois corpos: o implante, instalado na intimidade óssea, e o pilar protético, encaixado no implante e fixado a ele, na maioria das vezes, através de um parafuso.

Os pilares protéticos devem ser fabricados com uma tecnologia que permita precisão e reprodutibilidade (Figura 7). A precisão está diretamente relacionada à eficácia da sua estabilidade, e a reprodutibilidade às facilidades clínicas para sua instalação, ou substituição para manutenção. No Brasil, várias empresas os produzem com padrões internacionais de precisão e reprodutibilidade.

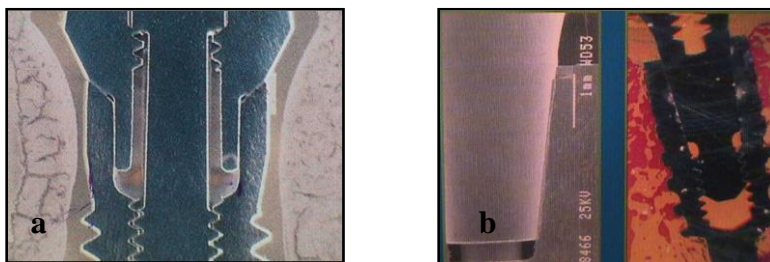
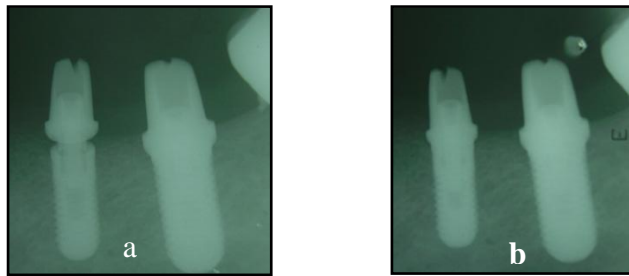


Figura 8a e 8b - Imagens da ampliação de encaixes considerados precisos

A precisão obtida industrialmente deve ser acompanhada da precisão clínica. Após a instalação de um pilar protético no implante, uma radiografia deverá confirmar seu adequado assentamento, sob pena de se colocar em risco a estabilidade e resistência da prótese (Figuras 9a e 9b).



Figuras 9a e 9b Imagem radiográfica de encaixe inadequado de um dos pilares (a) e após correção (b) clínica.

Ao se encaixar um pilar protético no implante e fixá-lo com um parafuso, a superfície do pilar entra em contato com a do implante; a superfície das roscas externas do parafuso entra em contato com a superfície das roscas internas do implante e a superfície da cabeça do parafuso entra em contato com a barreira de retenção interna do pilar (Figura 10). Ao se apertar o parafuso de fixação, ocorre uma pressão entre essas superfícies em contato e um alongamento no corpo do parafuso (específico para cada material e desenho de parafuso). A mastigação sendo cíclica e vibratória promove micro deformações dessas superfícies que estão em contato e o aperto inicial do parafuso pode ficar prejudicado. Por conseguinte, é importante que, quinze, vinte dias após a utilização da prótese, sejam reapertados todos os parafusos que fixem os pilares protéticos no implante, assim como

todos os parafusos que fixem as próteses nos pilares protéticos. Esse procedimento propiciará um melhor assentamento entre as partes e aumentará a estabilidade e retenção do conjunto.

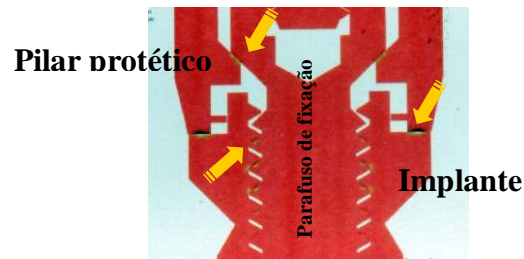


Figura 10 - As setas apontam superfícies em contato sujeitas a microdeformações

## **Prótese**

A prótese participa da biomecânica extrínseca através da sua natureza; com as propriedades físicas da sua estrutura e através das propriedades físicas dos materiais envolvidos na estrutura protética.

### **Natureza da prótese**

A implantodontia aumentou consideravelmente os tipos de próteses possíveis de serem executadas. De início, criou a prótese parafusada com o protocolo Branemark, que consiste na reabilitação inferior de pacientes desdentados totais de longa data, nos quais são instalados entre os forâmens mentonianos, quatro, cinco ou seis implantes, unidos entre si pela fixação por parafusamento de uma estrutura metálica, que se estende além forâmem, sobre a qual são prensados dentes de resina acrílica (Figura 11).



Figura 11 - Vista oclusal de um protocolo Branemark

Sob o aspecto biomecânico, o protocolo Branemark agrega vários fatores favoráveis para o sucesso e longevidade do trabalho: pacientes desdentados bimaxilares totais de longa data são possuidores de baixa intensidade de força mastigatória; a região anterior da mandíbula possui osso remanescente de boa qualidade e quantidade; a anatomia da mandíbula anterior favorece a colocação de implantes de diâmetros e comprimentos adequados; a ferulização dos implantes por uma estrutura metálica aumenta a resistência do complexo de sustentação; a utilização de dentes de resina acrílica dissipa parte da força mastigatória, minimizando-a e, principalmente, o paciente reabilitado pelo protocolo Branemark continua utilizando uma prótese total convencional superior. O único aspecto mecânico inadequado nessa proposta terapêutica é a extensão distal da barra, além forarem, que é mantida em balanço. Entretanto, tal detalhe tem se mostrado viável ao longo de quase quatro décadas.

A partir do protocolo Branemark, tiveram origem as próteses unitárias, as múltiplas e as totais fixas; as próteses parciais e totais removíveis retidas por implantes através de cliques, encaixes bola ou similares, todas parafusadas. Com o tempo, algumas das próteses criadas originalmente parafusadas, tiveram as opções cimentadas e mistas.

Essas próteses são, individualmente, compostas de um ou mais pilares que dão sustentação a uma ou mais vigas, o que exige para cada um de seus projetos uma interpretação de pura engenharia.

### **Propriedades físicas das estruturas protéticas**

Em relação às propriedades das estruturas protéticas, dois aspectos merecem destaque: a flexão e o momento ou torque. Esse último o mais fatídico no insucesso mecânico dos nossos trabalhos.

#### **Flexão**

A flexão é a deformação elástica que consiste no encurvamento de certas vigas, sujeitas a esforços. A flexão varia diretamente com o cubo do comprimento e inversamente com o cubo da espessura da viga (Figuras 12 e 13).

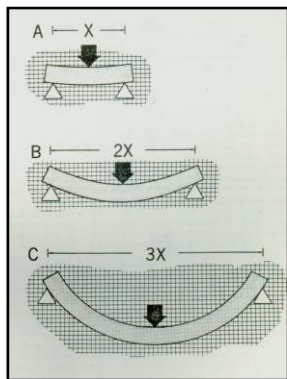
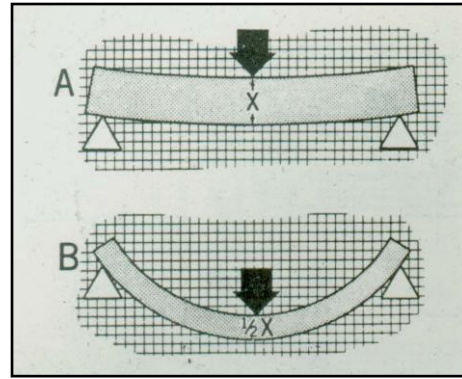


Figura 12 - Se a deflexão de uma viga com comprimento X for um, a deflexão de 2X será oito, e de 27 se o comprimento da viga for triplicado.



Figura 13 - Se a deflexão de uma viga com espessura  $X$  for um, a deflexão de uma viga com metade dessa espessura será oito vezes maior.



As próteses fixas são constituídas de uma infra-estrutura metálica revestida com um material estético. As estruturas metálicas confeccionadas para reparar dois ou mais dentes, por ocasião do seu enceramento, são estreitadas tanto no sentido vestibulo lingual quanto no méso distal a fim de dar espaço para o material de revestimento sem comprometer o aspecto estético. Esse estrangulamento pode gerar uma viga de sustentação muito estreita e/ou muito baixa, definindo um ponto de menor resistência mecânica na sua estrutura. Sob os esforços mastigatórios a estrutura metálica tende a flexionar (tanto mais quanto maior a distância entre os pilares). A flexão leva a uma desestruturação dos cristais da liga metálica utilizada. Com o tempo, essa desestruturação pode culminar com a fratura da viga. Quanto maior a distância entre os pilares; quanto menor a espessura e/ou altura da viga, menor a intensidade de força necessária e menor o tempo para levá-la a ruptura.

Na prática, quanto maior o número de implantes, menor a distância entre os pilares, conseqüentemente, menor a possibilidade de flexão. Estruturas metálicas para próteses fixas devem ser checadas, antes de revestidas pelos materiais estéticos, a fim de serem evitados estrangulamentos nas suas porções inter dentais.

### **Momento ou torque**

A chave de catraca e o torquímetro são instrumentos usuais em implantodontia. O primeiro utilizado na instalação de um implante quando a resistência oferecida pelo osso impossibilita sua instalação digitalmente ou através de um motor elétrico com torque insuficiente. O segundo, destinado ao aperto de parafusos quando se deseja imprimir uma força pré-estabelecida. Ambos, chave de catraca e torquímetro (os que acionam os parafusos acima da nossa capacidade mecânica digital), são instrumentos potencializadores da força. Essa potencialização é conseguida através do momento.

Momento ou torque de uma força  $F$  em relação a um ponto ( $o$ ) é o produto da força pela distância de sua linha de ação ao eixo ( $ob$ ).

O momento é mais facilmente compreensível quando o exemplificamos com o auxílio de uma *chave inglesa* ou *chave de porca*, ferramenta conhecida de todos nós (Figura 14).

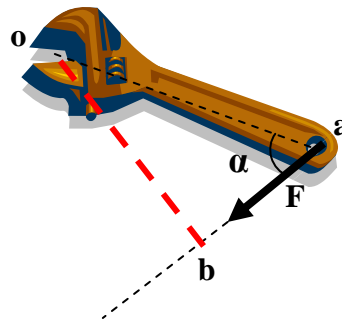


Figura 14 -  $M = F \cdot ob$  ou  $M = F \cdot ao \cdot \text{sen } \alpha$

Observemos que, ao acionarmos uma chave de catraca ou um torquímetro, intuitivamente, executamos uma força perpendicular ao cabo do instrumento. Nesse caso, o sentido da força forma com o cabo do instrumento um ângulo de  $90^{\circ}$ . Considerando que o

seno de  $90^0$  é 1 e que para qualquer ângulo menor que  $90^0$  seu seno é menor do que 1, concluímos que a maior potencialização dessa força ocorre quando esse ângulo for de  $90^0$ . Contrariamente, quando a incidência dessa força for axial ao cabo da chave de catraca ou do torquímetro, não formando nenhum ângulo ( $\alpha = \text{zero}$ ), não haverá momento ou torque, conseqüentemente, não haverá movimento de rotação do instrumento.

A importância de visualizarmos a atuação do momento está em identificarmos sua presença nas estruturas protéticas que idealizamos (Figura 15). Quanto menos e menores os momentos presentes nos trabalhos protéticos, menores as possibilidades de dissabores.

Nos trabalhos protéticos, o momento atua nos seus deslocamentos, conseqüentemente, nas suas destabilizações. Presença de momentos maiores requer: resistências maiores do complexo de sustentação, vigas mais resistentes e maior eficácia da estabilidade e da retenção dos pilares protéticos.



Figura 15 - Esquema representativo do momento atuando em uma extensão em balanço, em associação com a chave de boca.

Próteses unitárias posteriores, cujo contato oclusal ocorra na fossa central e no longo eixo do implante, não se deslocam, pois, o ângulo formado pelo sentido da força com

o implante é zero, não havendo momento. Porém, se a força oclusal ocorrer fora do longo eixo do implante, será instalado o Momento, proporcional ao ângulo de incidência da força.

A reabilitação unitária sobre implante mostrada na Figura 16a exemplifica uma biomecânica inadequada: o complexo de sustentação está prejudicado (a pouca disponibilidade óssea obrigou a instalação de um implante curto); a altura da coroa clínica é maior do que o comprimento do implante; a implantação foi executada distalizada. Enquanto a direção da força de mordida coincidir com o longo eixo do implante, não haverá tendência para desestabilizar o conjunto. Contudo, uma força oclusal mesial colocará o trabalho em risco. Uma radiolucência cervical sugere a existência de algum comprometimento ósseo, possivelmente em resposta ao trauma mecânico. Trata-se de uma reabilitação com longevidade duvidosa. Uma solução clínica mais adequada para esse caso seria a sustentação da coroa por dois implantes (Figura 16b).

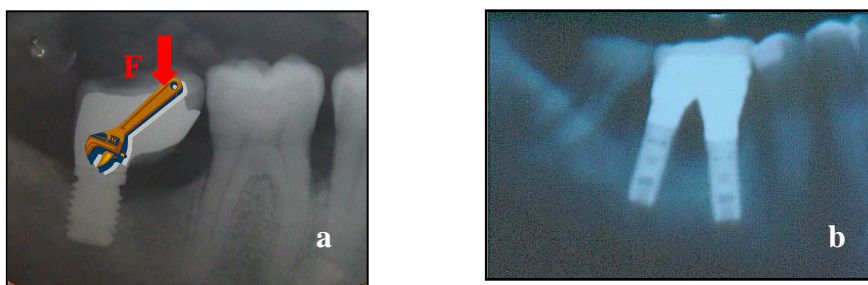


Figura 16a e 16b - Reabilitações unitárias posteriores em condições mecânicas distintas (a *Chave Inglesa* sobreposta a imagem permite melhor interpretação do torque a que a coroa está sujeita). A da direita oferece melhores condições para a resistência e longevidade do conjunto.

Próteses unitárias superiores anteriores, na grande maioria das vezes, estão sujeitas a força de deslocamento. Os incisivos inferiores tocam os superiores na porção palatina e geram um momento, maior ou menor, dependendo do tamanho da coroa (que equivale ao tamanho do cabo da chave inglesa), da intensidade da força mastigatória e do seu ângulo de ação (Figura 17).



Figura 17 - Representação esquemática da atuação do momento nos dentes superiores anteriores, quando atingidos pelos inferiores

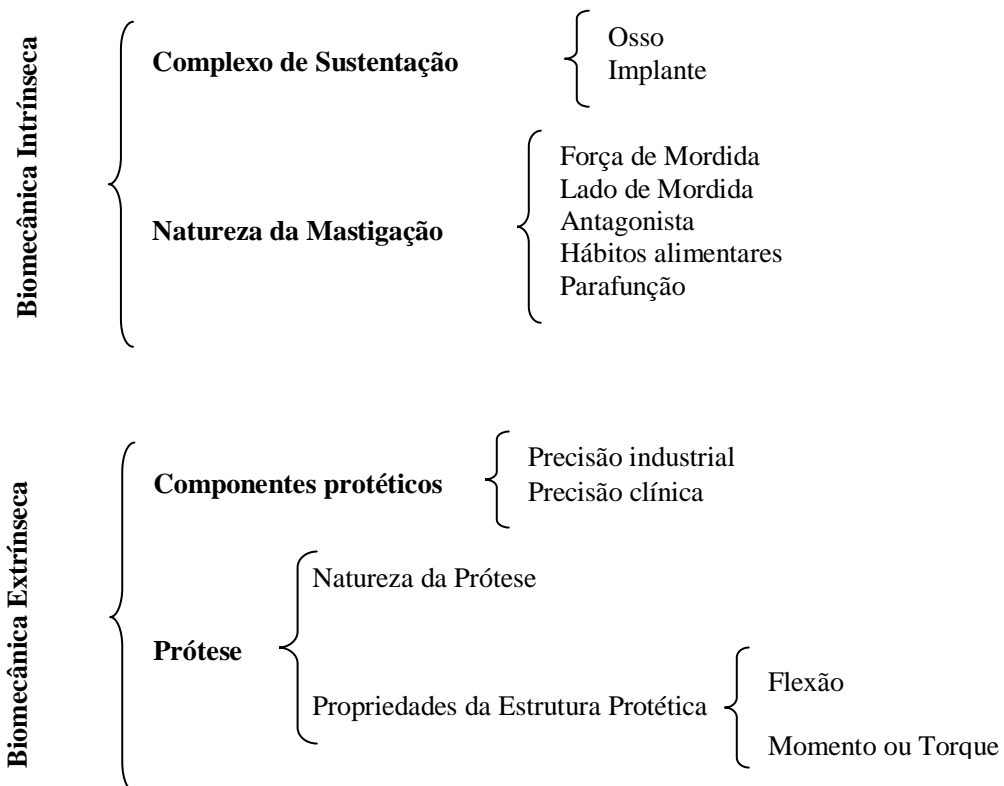
A estrutura em balanço, existente no protocolo Branemark é inadequada por propiciar a potencialização da força mastigatória através do momento, que será maior, quanto mais para posterior for sua incidência. A prótese total superior, antagonista ao protocolo Branemark, como dito anteriormente, minimiza a intensidade das forças mastigatórias, diminuindo o risco dessa inadequação.

Sempre que possível, deve ser evitada a instalação de elementos protéticos em balanço.

É fundamental que toda e qualquer interpretação biomecânica seja feita levando-se em conta todos os fatores envolvidos e nunca cada um deles individualmente.

## RESUMO DESTE CAPÍTULO

### Biomecânica Implantodôntica



## LEITURAS COMPLEMENTARES SUGERIDAS

- ALBREKTSSON T., SENNERBY, L. Direct bone anchorage of oral implant: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. *Int. Prosthodont.*, v. 3, n. 1, pg. 30–41, 1990.
- ALBREKTSSON, T. et al The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxilofacial Implants*, v. 1, n. 1, p. 11-25, 1986.
- ALBREKTSSON, T. et al. Experimental studies on oxidized implants: a histomorphometrical and biomechanical analysis. *Appl. Osseoint. Res.*, v. 1, n. 1, p. 21-4, 2000.
- BAIER, R. E., MEYER, A. E. Implant surface preparation. *Int. J. Oral Maxilofac. Implants*, v. 3, n. 1, p. 9-20, 1988.
- BINON P. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent.* v. 3, n. 1, p. 3-14, 1996.
- BINON, P. et al. The role of screws in implant system. *Int. J. Maxilofac. Implants* , v. 9, p. 48-63, 1994.
- BRANEMARK, P.I., ZARB, G. A. (Eds.) *Protesis tejido-integrada: la oseointegracion en la odontologia clínica*. Berlin: Quintessenze, 1987. 350p.
- BUSER, D. et al Influence of surface characteristics on boné integration of titanium implants. a histomorphometric study in miniature pigs. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 25, n. 7, p. 889-902, 1991.

- BUSER, D. et al. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature Pigs. *Int. J. Oral Maxillof. Implants*, v. 13, n. 5, p. 611-9, 1998.
- CARLSSON, L. et al. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 3, n. 1, p. 21-4, 1988.
- CARVALHO, P.S.P. et al. Fundamentos da implantodontia. *3I Innovations J.*, v. 5, n. 2, p. 6-13, 2001.
- CAVALCANTI, J. H. et al, Tratamentos e caracterização da superfície dos implantes osseointegrados, *Rev. Bras. Implantod.*, v. 2, n. 1, p. 21-5, 1996.
- COCHRAN, D. L. et al. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 7, n. 3, p. 240-52, 1996.
- DAVIES, J. E. Mechanisms of endosseous integration. *Int. J. Prosthodont.*, v. 11, n. 5, p. 391-400, 1998.
- De JESUS, R.R.T *Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, por meio de ensaio de fadiga.* Bauru, 2003. 201 p. Tese (Doutorado em reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- ELIAS, C. N. Implantes osseointegráveis: conceitos e bioengenharia. Rio de Janeiro: Universidade Federal Fluminense, 2001. (Apostila)
- EMBACHER FILHO, A. A natureza e a osseointegração. *Implantare*, v. 1, n. 1, p. 6-10, 1993.
- EMBACHER FILHO, A. Osseointegração em implante agulhado de Scialon. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 47, n. 1, p. 973-76, 1993b.



- GUERRIERI, G. L., MIGUEL, R. C., *Implantologia Oral*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1982.
- GOHEEN, K. L. et al., Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants, *Int. J.Oral Maxillofac. Implants*, v. 9, n. 2, p. 149-55, 1994.
- KLOKKEVOLD, P. R. et al. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: a torque removal study in the rabbit. *Clin. Oral Implants Res.*, n. 8, p. 442-47, 1997.
- LI D., LIU, B., WU, J. Interface óssea de implantes citologicamente influenciada por uma superfície modificada por jato de areia: um estudo preliminar in vitro, *Int. J. Oral Implantol.*, v. 20, n. 10, p. 65-70, 2001. (Artigo n. 11)
- LI D. et al. Avaliação da osseointegração de implantes dentários de titânio através da superfície modificada pelo jateamento com areia: um estudo “in vivo” da biomecânica da interface. *Implant. Dent.*, n. 7, p.67-71, 2000. (Edição em português)
- LI, D. et al. Efeitos do tratamento com abrasão de areia considerando propriedades químicas e topográficas da superfície do titânio. *Implant Dent.*, n. 9, p. 67-71, 2001. (Edição em português)
- MISH, C. E. Crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. *Postgraduate Dent.*, v. 2, n. 3, p. 3-17, 1995.
- PASSI, P. et al. Histologic investigation on two titanium screw dental implants in humans. *Quintessence Int.*, v. 20, n.6,p. 429-34, 1989.
- PEBÉ, P. et al Prova de contratorque e análise histomorfométrica de várias superfícies de implantes em dentes caninos: um estudo piloto. *Implant Dent.*, , v. 1, n. 2, p. 7-14, 1998. (Edição em português).

SHILLINGBURG, H. T., HOBBS, S., WHITSETT, Fundamentos de Prótese Fixa, Editora Santos, 1983.

SAKAGUCHI, R. L., BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 10, n. 3, p. 295-302, 1995.

SENNERBY, L., MIYAMOTO I. Insertion torque and RFA analysis of TiUnite and SLA implants: a study in the rabbit, *Appl. Osseointegration Res.*, v. 1, n. 1, p.31-3, 2000.

SPIEKERMANN, H. et al. Implantologia. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000.

WARREN, P. et al A retrospective radiographic analysis of bone loss following placement of TiO<sub>2</sub> grit-blasted implantes in the posterior maxilla and mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 17, n. 3, p.399-404, 2002.

WENNEMBERG, A., ALBREKTSSON, T., ANDERSSON B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 11, n. 1, p.38-45, 1996.

WENNEMBERG, A. et al. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses, *Clin. Oral Implants Res.*, v. 9, n. 1, p.11-9, 1998.

**Embacher Filho A., Fundamentos de biomecânica. In: Implante ósseo integrado. 4º Congresso de Osseointegração da APCD (2004) – Editado por Maurício Querido**