

Respostas do tecido ósseo à carga mecânica

The bone tissue response to the mechanical load

Julio Cesar Rebolal Rodriguez Lopez*

Fred Machado Freire**

Sabrina Serrão Dalapicula***

Márcio Baltazar Conz****

Guaracilei Maciel Vidígal Jr*****

RESUMO

O sucesso clínico de implantes endósseos requer ancoragem direta destes ao osso para que o sistema possa resistir à carga funcional. Com a instalação dos implantes e sua respectiva prótese, o osso passa a receber os efeitos da força oclusal. A carga mecânica induz microdeformações no osso que estimulam células osteoblásticas, conseqüentemente levando ao aumento na formação óssea local. Portanto, o estímulo mecânico é necessário para proporcionar a manutenção do remodelamento ósseo. A ausência de deformações no osso torna-o menos denso e mineralizado. Assim, o presente artigo faz uma revisão na literatura sobre os efeitos da biomecânica na remodelação óssea.

Unitermos - Carga oclusal; Osseointegração; Remodelação óssea.

ABSTRACT

The clinical success of endosseous implants requests direct anchorage of these to the bone so that the system can resist to the functional load. With the placement of implants and its respective prosthesis, the bone will start to receive the effects of the occlusal force. The mechanical load induces microdeformation in the bone that stimulates osteoblastics cells, consequently taking to increase in the local bone formation. Therefore, the mechanical stimulus is necessary to provide the maintenance of the bone remodeling. The absence of deformations in the bone turns them less dense and mineralized. Like this, the present article makes a literature review on the biomechanics effects in the bone remodeling.

Key Words - Occlusal Load; Osseointegration; Bone remodeling.

Recebido em: jul/2007
Aprovado em: out/2008

* Especialista em Prótese Dental - FOB-USP; Mestre em Implantodontia - Unigranrio.

** Especialista em Implantodontia - PUC/MG; Mestre em Implantodontia - Unigranrio.

*** Especialista em Periodontia e mestre em Implantodontia - Unigranrio.

**** Professor doutor do Mestrado em Implantologia Oral - Unigranrio.

***** Professor doutor, coordenador do curso de Mestrado em Implantodontia - Unigranrio.

Introdução

O osso é um tecido adaptável que desenvolve sua estrutura em função da resposta às forças mecânicas recebidas e às demandas metabólicas. O metabolismo ósseo responde à regulação hormonal e à biomecânica, estando estes dois mecanismos de regulação em oposição um ao outro¹. A deposição do osso é parcialmente regulada pela quantidade de deformação que lhe for imposta. Assim, quanto maior a deformação aplicada, maior a ativação dos osteoblastos². A força externa aplicada, por unidade de área do osso, pode ser classificada como compressão, tração ou cisalhamento, sendo que estas forças aparecem de forma combinada quando uma carga é aplicada³. Embora fatores como genética, homeostase hormonal e alimentação possam ser determinantes na densidade mineral óssea, o estímulo mecânico é fundamental para promover uma resposta óssea local e, assim, proporcionar seu crescimento e remodelamento⁴. Tal processo de adaptação funcional é conhecido como Lei de Wolff⁵.

Durante a vida de um indivíduo, desde o nascimento até a sua morte, os ossos adaptam sua estrutura de acordo com a demanda de carga recebida. Em geral, o metabolismo ósseo necessita de certa quantidade de estresse e carga para a manutenção de sua massa. A deformação mecânica na matriz óssea é transmitida para as células ósseas, o que possibilita alterações na regulação da proliferação celular, diferenciação, morfogênese e expressão genética⁶. A deformação óssea promove diminuição da reabsorção e estimula a formação óssea na região submetida à carga⁷, estimulando um aumento do número de osteoblastos na região do periósteo⁸. Desta forma o osso pode reduzir a carga recebida por meio da justaposição ou redução óssea, da formação ou reabsorção e da alteração do módulo de elasticidade ou rigidez, modificando o seu conteúdo mineral¹.

Revisão da Literatura

Os mecanismos celulares responsáveis pela adaptação funcional do tecido ósseo apenas começaram a ser decifrados por meio de uma abordagem molecular biológica. Os sinais celulares são complexos e não estão completamente compreendidos⁹. Forças mecânicas aplicadas sobre os ossos comprimem e deformam o tecido ósseo causando alterações locais e alongamento da matriz óssea extracelular¹⁰ e dos osteócitos⁶. Esta deformação gera gradientes de pressão dentro dos canálculos e um conseqüente deslocamento de fluido intersticial para os espaços pericelulares, especialmente na extensa rede de canálculos formada pelos prolongamentos dos osteócitos¹⁰⁻¹¹. Estudos sugerem que a geração deste fluido é importante para que o osso perceba e responda aos estímulos mecânicos⁶⁻¹¹. O fluxo cria força de cisalhamento sobre a membrana celular de osteócitos que atuam como

sensores de tensão. O aumento da deformação óssea provoca aumento do fluxo de fluido intersticial.

Campos eletromagnéticos aplicados sobre o osso podem exercer efeito direto sobre células ósseas, uma vez que estudos *in vivo*, mostraram inibição da reabsorção óssea e estímulo de formação óssea¹². Outra forma de estímulo é aquela promovida pela ligação da matriz óssea às células. Assim, deformação mecânica na matriz óssea é transmitida para as células ósseas, o que possibilita alterações na regulação da proliferação celular, diferenciação, morfogênese e expressão genética. Os canais de cálcio de osteoblastos podem ser estimulados sob estiramento, possibilitando aumento de cálcio intracelular, o que permite aumento na liberação da reserva de cálcio intracelular para a matriz óssea⁶.

A conversão de estímulo biomecânico em um sinal capaz de ser entendido pela célula é denominada de transdução biomecânica. A transdução biomecânica obedece a uma seqüência de acontecimentos. Primeiro deve ocorrer à conversão da força mecânica aplicada no osso em um sinal local mecânico que possa ser entendido por um sensor celular. Após o sensor celular captar o estímulo deve ocorrer à conversão deste sinal local capturado para um sinal bioquímico que, posteriormente, interferirá no mecanismo celular. Este processo ocorre por meio das influências causadas pelo fluxo de fluido intersticial. A terceira fase inclui a transmissão de sinais bioquímicos, ou seja, o caminho pelo qual o sinal bioquímico captado pelas células sensores é transmitido para células efetoras, as quais aumentam a atividade osteogênica depois de estímulo mecânico. Pode ocorrer pelos osteoblastos de superfície (respondem por 5% das células de superfície) que captam e respondem ao sinal de maneira a formar osso. No entanto, devido à pequena quantidade de osteoblastos ativos na superfície óssea, acredita-se que os osteócitos enviem sinais bioquímicos (prostaglandinas, fatores de crescimento similares à insulina e osteocalcina) para células osteoprogenitoras e osteoblastos através de seus canálculos, os quais permitem comunicação entre as células.

Uma vez que os osteócitos não podem proliferar, eles passam a produzir grande quantidade de matriz óssea⁶. Alguns autores¹³ sugeriram que, em nível celular, o processo de remodelação induzido pela sobrecarga, seja realizado pela ação dos osteócitos, que atuam como receptores mecânicos do estresse aplicado e liberam fatores químicos estimuladores da proliferação de osteoblastos. Sob estímulo mecânico, as células mecanossensíveis, como osteoblastos, aumentam os níveis de segundo mensageiro, geralmente com elevação rápida de AMPc, o qual está associado com crescimento e proliferação¹⁴⁻¹⁵. Assim, de três a cinco dias após a aplicação de carga mecânica *in vivo*, tempo necessário para que ocorram os mecanismos intermediários entre o estímulo mecânico e a formação óssea, nota-se o aumento da aposição de colágeno e matriz mineral¹⁶⁻¹⁷. Portanto, é observado que a

resposta óssea está relacionada com a deformação gerada no tecido ósseo e, assim, ocorrerá uma adaptação proporcional à carga aplicada¹⁸.

As células efetoras (osteoblastos e osteoclastos) são estimuladas por sinais provenientes das células sensores (células de linhagem óssea e osteócitos). Existem evidências diretas de que os osteócitos respondam a estímulos mecânicos pela expressão de IGF-1 e pela subsequente síntese de colágeno tipo 1 e osteocalcina¹⁹. Os osteócitos são células bem adaptadas para atuarem como sensores; uma vez que são encontrados em grande número, possuem um sistema de prolongamentos celulares que se ramifica por todo o tecido ósseo e por sua habilidade de estabelecer contato com as células que estão na superfície do osso²⁰. A resposta funcional das células de linhagem óssea e dos osteoblastos aos estímulos mecânicos é ativada por sinais transmitidos tanto pelos prolongamentos dos osteócitos quanto por mediadores difundidos pelo fluido ósseo^{6,20}. Apesar dos eventos relacionados com a transdução biomecânica não estarem completamente elucidados, existem evidências de que esta envolva uma resposta integrada das proteínas da matriz óssea, integrinas e canais de cálcio da membrana citoplasmática e quinases de adesão local⁶.

A tensão mecânica no osso é medida em unidades de microtensão, onde 1 unidade corresponde a 1 μm de deformação por metro do comprimento do osso. Um pesquisador¹⁸ desenvolveu um conceito mecanográfico com vários níveis de resposta à carga aplicada ao tecido ósseo, denominado mecanostato. Quando o nível de tensão sobre osso está em um nível fisiológico (entre 200 e 2.500 unidades de microtensão) um equilíbrio homeostático é estabelecido entre a formação e a reabsorção óssea. Níveis de tensão mais elevados (entre 2.500 e 4.000 unidades de microtensão) induzem a uma maior formação do que a reabsorção do osso lamelar. Níveis maiores do que 4.000 criam uma sobrecarga patológica, caracterizada pela rápida deposição de osso imaturo ao longo do periósteo (Figura 1).

As alterações induzidas no metabolismo ósseo pelo esforço não são apenas reguladas pelo nível das cargas aplicadas, mas também pela magnitude e pela duração. As cargas de magnitude inferior, aplicadas por vários ciclos, podem causar o mesmo efeito anabólico que as cargas maiores, aplicadas a um número limitado de ciclos⁶. A frequência da carga é pro-

porcional à razão de tensão dentro do tecido ósseo, sendo, aproximadamente, proporcional ao grau de adaptação óssea. Não ocorre aumento da formação óssea com forças externas menores que 0,5 Hz, mas quando a frequência aumenta para 2 Hz a formação óssea aumenta em quatro vezes²¹. Ausência de carga mecânica promove reabsorção óssea aumentada, enquanto uma aplicação de 1.000 micros deformações no tecido ósseo na frequência de 100 ciclos de carga diário inibe reabsorção óssea e mantém massa óssea²².

Discussão

Formas diferentes de estresse sobre células podem gerar respostas diferentes²³. Estudos *in vitro* têm sido utilizados para estimular a carga mecânica em nível celular. Foram desenvolvidos⁶ desenhos esquemáticos que descrevem as variações na deformação celular resultante de diferentes esquemas de carregamento *in vitro*. Os métodos comumente relatados de aplicação de carga incluem inchaço hipotônico, pressão hidrostática, tensão uniaxial, tensão biaxial e esforço de cisalhamento fluido.

Uma vez que a formação óssea é influenciada pela tensão aplicada ao osso, as forças oclusais aplicadas aos implantes dentários terão influência nas reações do tecido ósseo circundante. As forças podem ser descritas pelos fatores de magnitude, duração, direção, tipo e amplitude. As forças que atuam sobre os implantes dentários possuem magnitude e direção, sendo que estes dois fatores estão diretamente ligados à longevidade dos implantes. A magnitude típica da força máxima da mordida exibida pelos adultos é afetada pela idade, sexo, grau de edentulismo, localização da mordida e, especialmente, pela parafunção.

A força aplicada sobre um implante dentário raramente é dirigida de uma maneira absolutamente longitudinal ao longo de um único eixo. A natureza das forças aplicadas sobre os implantes dentários pode ser classificada como de compressão, tensão ou cisalhamento. As forças de compressão tentam as massas umas contra as outras. As forças de tensão rompem objetos. As forças de cisalhamento sobre o implante causam deslizamento. As forças de compressão tendem a manter a integridade da interface entre osso e implante enquanto as de tensão e cisalhamento tendem a romper essa interface¹. As forças de cisalhamento têm um efeito mais deletério sobre o osso, uma vez que mesmo baixas intensidades de carga oclusal podem ser suficientes para induzir à perda óssea onde este tipo de força está presente²⁴.

Os implantes dentários rosqueáveis sob a ação de uma única carga oclusal apresentam uma combinação dos três tipos de forças, citados anteriormente, na sua interface. O desmembramento de um tipo de força em três tipos distintos está relacionado com a geometria e o tipo de superfície do implante. Isto pode justificar porque grande parte dos im-

FIGURA 1

Desuso	Carga Fisiológica	Leve Sobrecarga	Sobrecarga Patológica
↑ Remodelamento	Homeostasia	↑ Modelamento	↑ Formação de osso imaturo
R>F	R=F	F>R	F>>R
0 a 200 unidades de microtensão	200 a 2500 unidades de microtensão	2500 a 4000 unidades de microtensão	> 4000 unidades de microtensão

plantes apresenta perda óssea marginal até a primeira rosca. A rugosidade de superfície do implante também contribui para dissipação das cargas oclusais porque aumentam o contato entre osso e implante, porém com menor eficiência do que a macrogeometria (roscas e sulcos)²⁴. Este fato justifica o tratamento de superfície até o topo dos implantes com o objetivo de melhorar a distribuição de forças nesta região e, conseqüentemente, reduzirem a perda óssea marginal.

O principal requisito da carga imediata é alcançar uma alta estabilidade mecânica para evitar micromovimentos durante o curso da osseointegração²⁵. Por exemplo, em osso de baixa densidade, as taxas de sucesso são mais baixas quando comparados a implantes instalados em osso mais denso²⁶.

O desenvolvimento de tecido ósseo mineralizado na interface com implantes que recebem carga imediata depende de dois fatores-chave. Primeiro: o aspecto mecânico que deve evitar micromovimentos criando um estático meio ambiente para a cicatrização óssea; e segundo: os apropriados princípios biológicos que devem ser empregados para evitar a formação de tecido conjuntivo e alcançar o íntimo contato entre osso e implante²⁶.

O osso deve responder de maneira variada para suportar com sucesso o implante. Quando um implante endósseo

é instalado, ele irá transmitir ao osso a carga aplicada à prótese. Essa transferência de força inicia a reabsorção óssea. Portanto, o osso recentemente cicatrizado já foi reabsorvido sob pressão do implante e substituído por tecido conjuntivo fibrocelular ativo que é posteriormente remineralizado. Após a cicatrização e restauração da interface óssea, o osso deverá, então, manter-se hígido para suportar o implante e a prótese por longo período²⁷.

Conclusão

As cargas biomecânicas aplicadas sobre as próteses implanto-suportadas controlam a saúde da interface osso-implante em longo prazo. O conhecimento dos princípios biomecânicos básicos aplicados ao tecido ósseo e aos implantes é de fundamental importância para a obtenção de trabalhos que estejam em equilíbrio com o meio ambiente da cavidade oral.

Endereço para correspondência:

Sabrina Serrão Dalapicula

Av. Saturnino de Brito, 887/502 - Praia do Canto

29055-180 - Vitória - ES

Tel.: (27) 3227-3558

sasaserrao@hotmail.com

Referências

- Misch CE. Implantes dentários contemporâneos. In: Reações do osso às cargas mecânicas. São Paulo: Editora Santos [s.d.];317-28.
- Carvalho DCL, Rosim GC, Gama LOR, Tavares MR, Tribioli RA, Santos IR, Cliquet Jr A. Tratamentos não farmacológicos na estimulação da osteogênese. Rev Saúde Pública 2002; 36(5):647-54.
- Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. Bone 1993;14:595-608.
- Guyton AC. Tratado de fisiologia médica. 6a ed. Rio de Janeiro: Guanabara; 1988.
- Wolff J. The law of bone remodeling, traduzido por Maquet, P.;Furlong, R. New York: Springer; 1986.
- Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. Calcif Tissue Int 1995;57:344-58.
- Gross TS, Edwards JL, McLeod KJ, Rubin CT. Strain gradients correlate with sites of periosteal bone formation. Journal of Bone and Mineral Research 1997;12 (6): 982-8.
- Pead MJ, Lanyon LE. Indomethacin modulation of load-related stimulation of new bone formation in vivo. Calcif Tissue Int 1989;45:34-40.
- Owan I, Burr DB, Turner CH, Qiu JY, Tu Y, Onyia JE, Duncan RL. Mechanotransduction in bone: osteoblasts are more responsive to fluid forces than mechanical strain. Am J Physiol Cell Physiol 1997;273:C810-5.
- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU). 1. Redefining the Wolff's law: the bone modeling problem. Anat Rec 1990;226:403-13.
- Burger EH, Klein-Nulend J. Microgravity and bone cell mechanosensitivity. Bone [1997];22(5) Suppl 1:127S-130S.
- McLeod KJ, Rubin CT. The effect of low-frequency electrical fields on osteogenesis. J. Bone Jt Surg 1992;74A:920-9.
- Andreoli A, Monteleone M, Van Loan M, Promenzio L, Tarantino U, De Lorenzo A. Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes. Med Sci Sports Exerc 2001 Apr;33(4):507-11.
- Sandy JR, Farndale RW. Second messengers: regulators of mechanically induced tissue remodelling. Eur J Orthod 1991;13:271-8
- Vanderburgh HH. Mechanical forces and their second messengers in stimulating cell growth in vitro. Am J Physiol 1992;262:R350-5.
- Dodds RA, Ali N, Pead MJ, Lanyon LE. Early loading related changes in the activity of glucose 6-phosphate dehydrogenase and alkaline phosphatase in osteocytes and periosteal osteoblasts in rat fibulae in vivo. J Bone Min Res 1993;8:261-7.
- Goodship AE, Lanyon LE, Mcfie H. Functional adaptation of bone to increased stress. J. Bone Joint Surg 1979;61A:539-46.
- Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. Anat Rec 1987;219:1-9.
- Lean JM, MacKay AG, Chow JWM, Chambers TJ. Osteocytic expression of m RNA for c-fos and IGF-1: an immediate early gene response to an osteogenic stimulus. Am J Physiol Endocrinol Metab 1996;270: E937-45.
- Cowin SC, Weinbaum S. Strain amplification in the bone mechanosensory system. Am J Med Sci 1998;316:184-8.
- Turner CH, Forwood MR, Otter MW. Mechanotransduction in bone: do bone cells act as sensors of fluid flow? FASEB J [A]. 1994;8:875-8.
- Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone mass by mechanical strain Magnitude. Calcified Tissue International 1985;37:411-7.
- Mac Donald AG, Fraser PJ. The transduction of very small hydrostatic pressures. Comparative Biochemistry and Physiology - PtA: Molecular & Integrative Physiology 1999;122(1):13-36.
- Rompen E, Touati B, Van Dooren E. Factors influencing marginal tissue remodeling around implants. Pract Proced Aesthet Dent 2003 Nov-Dec; 15(10):754-7-759-61.
- Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. Dent Implantol Update. 1993 Oct;4(10):77-81.
- Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A, Zoller JE. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study. J Periodontol. 2006 Feb;77(2):152-60.
- Degidi M, Scarano A, Iezzi G, Piattelli A. Histologic analysis of an immediately loaded implant retrieved after 2 months. J Oral Implantol. 2005;31(5):247-54.