
Morfologia dos tecidos periimplantares

JAQUELINE DE CARVALHO(UNINGÁ)¹

RESUMO

Este artigo desenvolve uma revisão da literatura sobre a morfologia dos tecidos formados ao redor dos implantes de titânio. Sabendo que o uso de implantes metálicos na reabilitação oral em pacientes com perda de estética e função é cada vez mais freqüente, torna-se pertinente o conhecimento estrutural e ultra-estrutural da organização dos tecidos periimplantares para a obtenção de maior previsibilidade dos resultados desta terapia.

Palavras-chave: Osseointegração. Implantes de titânio. Mucosa periimplantar.

INTRODUÇÃO

Os implantes odontológicos têm como principal objetivo substituir a raiz dentária perdida. Sobre eles são colocadas as próteses que permitem o restabelecimento da função mastigatória. Até 1982 eram muito difundidos os chamados implantes convencionais. Estes não tinham contato direto com o osso, pois entre eles formava-se uma camada de tecido conjuntivo muito fibroso. Havia, até então, poucos estudos científicos sobre esses implantes. Brånemark, em um Congresso de Odontologia no Canadá em 1982, divulgou estudos que realizava na Suécia desde 1965 com implantes que não tinham uma camada de tecido fibroso ao seu redor, mas sim contato direto com o osso, chamando-os de implantes osseointegrados.

Assim, a osseointegração foi inicialmente definida como a ancoragem direta do osso a um corpo implantado (BRÅNEMARK, 1969).

¹ Professora Mestre Faculdade Ingá – UNINGÁ

Para que esta integração ocorra de forma previsível e duradoura, os implantes dentais devem interagir com três diferentes tecidos: epitelial, conjuntivo e ósseo Schroeder et al. (1976); Schroeder et al. (1981); Abrahamsson et al. (1999), obedecendo alguns requisitos como: características do material, desenho do implante, qualidade de superfície, padrão ósseo (quantidade e qualidade óssea), técnica cirúrgica e carga sobre o implante (ALBREKTSSON et al., 1981; PULEO; NANJI, 1999).

Vários tipos de implantes podem apresentar uma osseointegração primária, mas na atualidade é quase universal a aceitação de que os implantes em forma de parafuso são superiores no comportamento clínico. Estes fornecem maior superfície de contato com o tecido ósseo, são inicialmente mais estáveis, e a distribuição de forças ocorre entre o implante e o tecido ósseo sem a presença de planos de clivagem (MAGINI; SCHIOCHETT, 1999).

De acordo com o tipo de biomaterial e sua topografia de superfície, a resposta óssea varia quantitativamente, pois o próprio implante, dependendo de sua natureza química, pode gerar uma reação inflamatória (WENNERBERG, 1998). Desse modo, os materiais utilizados devem ser biocompatíveis, como o titânio, considerado bioinerte (CRAIG; LEGEROS, 1993).

O alto grau de biocompatibilidade do titânio é atribuído, em parte, à estável camada de óxido formada na superfície do implante, que favorece a deposição e adesão da matriz extracelular sobre ela. A composição e estrutura da camada de óxido de titânio, por sua vez, dependem da técnica utilizada para o condicionamento da superfície do implante (KASEMO; LAUSMAA, 1988). Além disso, os biomateriais passam por mudanças eletroquímicas no ambiente fisiológico, onde o filme óxido pode incorporar Ca, P e S (SUNDGREN et al., 1985) ou liberar íons metálicos (bioprodutos de corrosão) nos tecidos (HENNIG et al. 1992).

É sugerido que o tipo de topografia de superfície pode influenciar a resposta tecidual e celular Brunette; Chehroudi (1999), podendo selecionar certas populações celulares e até mesmo mudar a forma ou função delas. O número, o crescimento, a secreção de proteínas e a expressão fenotípica são influenciados pelo formato celular (BRUNETTE, 1988). Portanto, a microestrutura possui o potencial de selecionar certas

populações celulares em detrimento de outras, modificando a resposta biológica (LEMONS, 1990).

Baier; Meyer (1988), classificaram as características da superfície dos implantes em três categorias: textura (ou rugosidade), carga (ou potencial elétrico) e química (energia de superfície). Estas propriedades físico-químicas exercem um papel fundamental no sucesso da osseointegração, pois o contato inicial do biomaterial com os fluidos biológicos desencadeia uma série de interações moleculares e celulares. Desse modo, o eventual grau de integração correlaciona-se com a deposição de um “filme condicionador glicoprotéico” que, por sua vez, depende de fatores como textura, com sua propriedade de imbricamento celular e da energia de superfície, com sua propriedade de adsorção molecular (BRUNETTE, 1988). Assim, têm sido sugeridas alterações de composição, morfologia e rugosidade de superfície dos implantes com o intuito de se obter um biomaterial que seja capaz de induzir, controlar e guiar uma cicatrização rápida, bem como obter uma interface característica e uma matriz óssea com propriedades mecânicas adequadas. Entretanto, Brunette (1988), também destaca que o osso se deposita indistintamente em superfícies porosas ou lisas. A porosidade, portanto, de acordo com o autor, não seria condição necessária para que ocorresse formação óssea, embora esta desempenhe um papel preponderante no percentual desta aposição óssea sobre a superfície do implante.

A busca por tratamentos odontológicos que mostrem resultados previsíveis e duradouros estão entre as maiores preocupações dos pesquisadores. Desse modo, sabendo que o sucesso do tratamento com implantes endósseos envolve uma resposta quantitativa e qualitativa dos tecidos periimplantares, este artigo objetiva desenvolver uma revisão da literatura sobre a morfologia dos tecidos formados ao redor de implantes de titânio.

MUCOSA PERIIMPLANTAR

A literatura apresenta vários experimentos comparando a dimensão e a composição da gengiva e da mucosa em implantes de titânio lisos e rugosos (BERGLUNDH et al., 1991; BERGLUNDH; LINDHE, 1996; LINDHE, 1997).

Estes trabalhos experimentais em cães descreveram que os tecidos moles envolvendo tanto os dentes quanto os implantes se apresentaram

cl clinicamente saudáveis, ou seja, com uma coloração rosa e consistência firme. Além disso, os dois tecidos apresentaram várias características microscópicas em comum. Assim, ambas as unidades teciduais estavam revestidas por um epitélio oral queratinizado, o qual era contínuo com o epitélio juncional que, nos dentes e implantes, igualmente se apresentava com dimensões de cerca de 2mm. O epitélio estava separado do osso alveolar por uma zona alta de tecido conjuntivo \geq a 1mm. A observação de que o epitélio juncional, após a instalação da conexão, nunca alcançava a crista óssea, mas constantemente terminava cerca de 1mm acima do osso, indica que durante a cicatrização uma interação entre o dióxido de titânio na superfície do implante (conexão) e a parte “apical” do tecido conjuntivo supra-alveolar é iniciada e subseqüentemente mantida, e esta zona de interação não é reconhecida como um ferimento.

Outro estudo realizado por Abrahamsson (1997), utilizando cães, demonstrou que conexões feitas de titânio e óxido de alumínio (Al_2O_3) estabeleceram condições apropriadas para a cicatrização da mucosa. Porém, sob condições semelhantes, implantes fabricados de liga de ouro e porcelana odontológica produziram uma cicatrização da mucosa com características inferiores. Conseqüentemente, após a instalação da conexão, com freqüência a cicatrização resultava em reabsorção óssea e retração de tecido mole.

Com intuito de averiguar a inserção mucosa/implante, Berglundh; Lindhe (1996) desenvolveram um experimento com cães no qual o sistema de implantes do tipo Branemark foi utilizado. Inicialmente todos os pré-molares inferiores foram extraídos, após três meses de cicatrização os implantes instalados e depois de quatro meses, no momento da instalação da conexão, o volume da mucosa marginal foi mantido do lado mesial ou distal, enquanto que no lado oposto a dimensão vertical da mucosa foi reduzida em cerca de 2mm. Após um período de seis meses de controle de placa, a mucosa periimplantar apresentava-se clinicamente saudável em ambos os lados, contendo um epitélio juncional com 2mm de extensão e uma zona de tecido conjuntivo que media cerca de 1mm. Assim, embora a mucosa de ambos os lados na conexão apresentasse espessuras diferentes, a inserção resultante na interface mucosa/implante nos dois lados era idêntica. Em locais onde a mucosa marginal antes da colocação da conexão era delgada (\leq 2mm), a cicatrização da ferida constantemente incluía reabsorção óssea para estabelecer uma inserção

mucosa/implante que mede cerca de 3mm. Porém, esta união aconteceu no implante em vez de ocorrer na conexão do sistema de implante.

Além da dimensão e da composição da mucosa, alguns estudos experimentais averiguaram, comparativamente, a composição tecidual do compartimento supra-alveolar nos dentes e nos implantes de titânio (BERGLUNDH et al., 1991). Os autores relataram que, na região supra-alveolar do dente, o tecido foi caracterizado pela presença de um cemento acelular de fibras extrínsecas na superfície de raiz. A partir do cimento, feixes de fibras dentogengivais e dentoalveolares projetaram-se em direção lateral, coronária e apical. Analisando a mesma região nos implantes, nenhum cimento estava presente na superfície do titânio e, conseqüentemente, as fibras colágenas da mucosa periimplantar ou revestiam o periósteo da crista óssea, projetando-se em direções paralelas à superfície do implante, ou estavam alinhadas como feixes grossos que seguiram num curso variado mais ou menos paralelo com a superfície óssea.

Analisando a composição do tecido conjuntivo nas duas regiões (dentes/implantes) os resultados revelaram que a mucosa periimplantar continha substancialmente mais colágeno (85% versus 60%) e menos fibroblastos (1-3% versus 5-15%) que as regiões correspondentes na gengiva. Em outras palavras, a parte supra-alveolar da mucosa periimplantar na interface do tecido conjuntivo com o titânio apresentou características de um tecido quelóide, rico em colágeno e pobre em células. Alguns estudos mostram que esta menor quantidade de células fornece indícios de que a progressão de processos inflamatórios tendem a ocorrer mais rapidamente na mucosa que na gengiva em virtude da dificuldade de encapsulamento da lesão pelo tecido conjuntivo da mucosa periimplantar (BERGLUNDH et al., 1992; ERICSSON et al., 1992; PONTORIERO et al., 1994).

Em relação ao suprimento vascular da gengiva, este vem de duas fontes diferentes: a primeira é um grande vaso sanguíneo supraperiosteal que emite ramificações para formar os capilares das papilas do tecido conjuntivo sob o epitélio oral e um plexo vascular lateral ao epitélio juncional. A segunda é o plexo vascular do ligamento periodontal, do qual ramificações migram em direção coronária, passam pela crista do osso alveolar e terminam na porção supra-alveolar da gengiva livre (KATCHBURIAN; ARANA-CHAVEZ, 2004). No local do implante, foi observado que o sistema vascular da mucosa periimplantar se originava

apenas do grande vaso sanguíneo suprapariosteal, externamente ao processo alveolar. Estes vasos emitem ramificações para formar o plexo de capilares e vênulas encontrados abaixo do epitélio juncional e do epitélio oral. Em outras palavras, não existe plexo vascular próximo ao implante para compensar a falta do plexo do ligamento periodontal. Como consequência, a porção do tecido conjuntivo supra-alveolar apical ao epitélio juncional da mucosa periimplantar mostrou-se quase destituída de suprimento vascular (BERGLUNDH et al., 1994).

TECIDO ÓSSEO (OSSEOINTEGRAÇÃO)

Dentre as maiores anseios dos autores pesquisados, sempre esteve presente a preocupação da maneira como os tecidos periimplantares se relacionavam aos implantes instalados. A integração total de um implante ao osso após o trauma cirúrgico da sua inserção foi demonstrada macroscopicamente por Brånemark et al. (1969). Naquela época havia apenas evidências indiretas do que seria por eles chamada de osseointegração.

Segundo Brånemark et al. (1969), o fenômeno da osseointegração se desenvolve a partir da nova formação óssea em íntimo contato com o implante em função. Numa versão mais abrangente, Listgarten et al. (1996) definiram este termo como uma união estrutural e funcional direta entre o tecido ósseo vital e organizado, e a superfície de um implante submetido a cargas funcionais. Implantes dentais osseointegrados por definição não têm qualquer tecido interpondo entre osso e implante, ou seja, não apresentam ligamento periodontal ou inserção conjuntiva. Sabendo que a osseointegração consiste na conexão direta entre o osso e o implante, verifica-se, porém que isto não acontece em 100% da interface. Problemas em identificar o grau de contato ósseo com o implante necessário para considerá-lo osseointegrado levaram os autores a elaborarem uma definição clínica em vez de critérios histológicos: o processo pelo qual a fixação rígida clinicamente assintomática de materiais aloplásticos é realizada e mantida, no osso, durante cargas funcionais (ALBREKTSSON et al., 1981).

Após a instalação de implantes endósseos, existem três a quatro possíveis respostas nos tecidos do hospedeiro, a depender da população celular que migra para a área pós-cirúrgica: (1) um processo inflamatório agudo ou crônico que pode resultar na perda precoce do implante; (2) o encapsulamento do implante por tecido conjuntivo fibroso, resultando em falha da ancoragem óssea – cujos movimentos são macroscópicos; (3) ou

uma resposta mais positiva, a formação de um tecido ósseo em torno do implante de forma previsível e duradoura – clinicamente mostra-se como uma relação de rigidez (VIDIGAL; GROISMAN, 1997). Essa última relação de integração tecidual que resulta na ancoragem do implante é denominada de osseointegração (BRÅNEMARK, 1969) ou anquilose funcional (SCHROEDER et al., 1976; ALBREKTSSON et al., 1981). Ou ainda (4) a formação de tecido periodontal demonstrada experimentalmente como algo possível.

Ohta (1993), estudando o processo de cicatrização óssea ao redor de implantes fixados em mandíbulas de macacos, sugeriu a seqüência de quatro estágios evolutivos: (1) angiogênese, (2) osteogênese, (3) crescimento ósseo, (4) e maturação do tecido ósseo. A angiogênese, mais intensa nas superfícies anguladas dos sulcos do implante, desenvolve-se do terceiro ao sétimo dia após a colocação do mesmo. Os sulcos do implante são preenchidos por uma camada de fibras colágenas, fibroblastos e mesênquima indiferenciado. A osteogênese inicial compreende formação de tecido ósseo esponjoso primário ao redor de uma rede capilar na superfície do implante. Há um avanço do trabeculado ósseo daquele osso original (antigo) em direção ao implante; a maturação do tecido ósseo compreende a compactação óssea em pequenas áreas. Os sulcos são completados e preenchidos por tecido ósseo. Estudos de microscopia eletrônica evidenciam que a presença de fibras colágenas mineralizadas, material proteináceo, matriz fibrilar fina e osteoblastos, na interface osso-implante é indicativa de que essa região se remodela (ALBREKTSSON, 1985; LINDER et al., 1989; LISTGARTEN et al., 1996).

Alguns autores demonstram que um dos eventos que ocorre quase imediatamente à implantação do metal, assim como em outros biomateriais, é a adsorção de proteínas. Tais proteínas são oriundas do sangue e/ou do fluido tissular da loja cirúrgica. Uma vez na superfície, estas proteínas podem ser liberadas (nativas ou desnaturadas, intactas ou fragmentadas) ou permanecer nela para mediar interações tecido-implante. Acredita-se que este filme condicionador seja responsável pela resposta do hospedeiro (ALBREKTSSON et al., 1982; PULEO; NANJI, 1999). Além da adsorção de proteínas no implante, mudanças como a incorporação ou liberação de íons podem ocorrer na superfície do material (SUNDGREN et al., 1985).

Albrektsson; Jacobson (1987) descreveram a interface após um ano de osseointegração e verificaram que esta era composta pelo metal do

implante, óxido do metal, proteoglicanos, tecido conjuntivo fibroso, osso desorganizado e osso haversiano. Kasemo (1983), afirmou que a interface entre o titânio e o osso seria representada por uma densa camada de óxido de titânio (TiO_2 , TiO e Ti_2O_3), condroitinase e colágeno.

O implante osseointegrado envolve uma série de eventos celulares e da matriz, que resultam numa íntima aposição entre o tecido ósseo e o biomaterial. Apesar dos estudos morfológicos da interface mostrarem resultados heterogêneos, uma característica frequentemente reportada é uma zona de interface afibrilar comparável a linhas cementantes – “laminae limitans”. Esta zona varia em espessura e aparência de acordo com o biomaterial implantado (NANCI et al., 1998). Estudos com imunohistoquímica revelaram presença de osteopontina (OPN) e sialoproteína óssea (BSP) nessa zona, que por conterem Arg-Gly-Asp e seqüência de poliácidos, executam importantes papéis na adesão celular atuando como pontes entre o tecido duro e o biomaterial (NANCI et al., 1994; GORSKI, 1998).

Nanci (1994), evidenciaram que adjacente a essa “laminae limitans” geralmente encontram-se osteoblastos, osteóide e matriz mineralizada, sugerindo que o osso também se deposita a partir da superfície do implante. Assim, afirmam que a formação de tecido ósseo ocorre nos dois sentidos, ou seja, tanto do biomaterial para o osso adjacente como do osso original para o implante. Outros autores (Albrektsson et al., 1983; Linder et al. 1985; Albrektsson, Jacobsson, 1987; Sem-Nerby et al., 1993), porém, mostram a “laminae limitans” associada a uma camada amorfa de espessura e composição variável na interface entre o osso e o implante de titânio. Também tem sido caracterizada a presença de proteoglicanos, glicosaminoglicanos e depósitos de cálcio nessa camada.

Não há evidência científica de que irregularidades, mesmo na faixa de nm, irão afetar a resposta óssea, apesar de ter sido sugerido por vários autores. Brunette (1988) inclusive, relata em sua revisão de literatura que apesar do osso se depositar no titânio indistintamente se a superfície for porosas ou lisas, porosidade desempenha um papel preponderante no *percentual* de aposição óssea sobre a superfície do implante.

Albrektsson, demonstrou em 1979, que um completo crescimento ósseo não ocorre em espaços menores que $100\mu m$. Porém, a substância fundamental do osso irá adaptar-se as irregularidades da superfície com $1-100\mu m$ de extensão, explicando porque ao mudar a topografia da

superfície a este nível resulta em um profundo impacto da capacidade de adesão do implante (WENNERBERG, 1996).

Os implantes orais dispostos no mercado apresentam valores médios de irregularidade de superfície (S_a) entre 0,5 e 2,5 μ m. Em experimentos com animais, há uma resposta óssea significativamente forte para as superfícies com irregularidades variando de 1,0 a 1,5 μ m. É possível que superfícies com irregularidades de 2,0 μ m ou maiores possam mostrar uma resposta óssea diminuída devido ao aumento da liberação iônica destas superfícies relativamente rugosas. A própria natureza óssea altera a resposta frente ao biomaterial, pois apesar da mandíbula apresentar maior estabilidade inicial, a taxa de remodelação óssea maxilar é mais rápida (LINDHE, 1999).

Avaliando a osseointegração de diferentes tipos de superfícies de titânio, Buser et al. (1992), mostraram que as mais rugosas apresentavam maior porcentagem de contato osso/implante, necessitando de menor tempo de osseointegração e maior força de torque para remoção dos implantes após sua osseointegração.

Diversos estudos clínicos avaliando a condição dos implantes evidenciaram índices de sucesso bastante expressivos. Adell et al. (1981), obtiveram índice de sucesso de 91% para mandíbula e de 81% para maxila após 15 anos de acompanhamento e Albrektsson et al. (1988), observaram que 99,1% dos implantes instalados na mandíbula de suecos mantiveram-se funcionais entre 5-8 anos (período em que ocorreu o estudo). Estes resultados tornaram os implantes um recurso bastante empregado no tratamento de pacientes com perdas dentárias.

REFERÊNCIAS

ABRAHAMSSON, I.; BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J. Clin. Periodontol.*, v.24, p.568-72, 1997.

ABRAHAMSSON, I. et al. Periimplant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J. Clin. Periodontol.*, v.26, p.600-07, 1999.

ABRAHAMSSON, I. et al. The peri-implant hard and soft tissue characteristics at different implant systems. A comparative study in dogs. *Clin. Oral Implant Res.*, v.7, p.212-220, 1996.

ADELL, R et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, v.10, n.6, p.387-416, 1981.

ALBREKTSSON, T. et al. Fibrin adhesive system (FAS) influence on bone healing rate: a microradiographical evaluation using the bone growth chamber. *Acta Orthop. Scand.*, v.53, n.5, p.757-63, 1982.

ALBREKTSSON, T. et al. The interface zone of inorganic implants *in vivo*: Titanium implants in bone. *Ann. Biomed. Eng.*, v.11, p.1-27, 1983.

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop. Scand.*, v.52, p.155-70, 1981.

ALBREKTSSON, T.; JACOBSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. *J. Prosthet Dent*, v.57, n.5, p.597-607, 1987.

ALBREKTSSON, T. Dental implants: a review of clinical approaches. *Aust. Prosthodont Soc. Bull.*, v.15, p.7-25, 1985.

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J. Periodontol.*, v.59, n.5, p.287-96, 1988.

BAIER, R. E.; MEYER, A. E. Implant surface preparation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, v.3, p.9-20, 1988.

BERGLUNDH, T. et al. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin. Oral Implant Res.*, v.2, p.81-90, 1991.

BERGLUNDH, T. et al. Soft tissue reactions to de novo plaque formation at implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin. Oral Implant Res.*, v.3, p.1-8, 1992.

BERGLUNDH, T. et al. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues dog. *J. Clin. Periodontol.*, v.21, p.189-193, 1994.

BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. Dimension of the peri-implant mucosa. Biological width revisited. *J. Clin. Periodontol.*, v.23, n.10, p.971-973, 1996.

BRÅNEMARK, P. I. et al. A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, v.13, p.81-100, 1969.

BRUNETTE, D. M.; CHEHROUDI, B. The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behavior *in vitro* and *in vivo*. *J. Biomed. Eng.*, v.121, p.49-57, 1999.

BRUNETTE, D. M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, v.3, p.231-46, 1988.

BUSER, D. et al. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J. Periodontol.*, v.63, p.226-36, 1992.

CRAIG, R. G.; LEGEROS, R. Z. Strategies to affect bone remodeling: Osseointegration. *J. Bone Miner. Res.*, v.8, p.583-96, 1993.

ERICSSON, I. et al. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin. Oral Implant Res.*, v.3, p.99-103, 1992.

GORSKI, J. P. Is all bone the same? Distinctive distributions and properties of non-collagenous matrix proteins in lamellar vs. woven bone imply the existence of different underlying osteogenic mechanisms. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, v.9, n.2, p.201-23, 1998.

HENNIG, F. F. et al. Nickel-, chrom- and cobalt-concentrations in human tissue and body fluids of hip prosthesis patientes. *J. Trace Elem. Electrolytes Health Dis.*, v.6, p.239-43, 1992.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, v.3, p.247-59, 1988.

KATCHBURIAN, E.; ARANA-CHAVEZ, V. E. **Histologia e Embriologia Oral**. 2. ed. São Paulo: Panamericana, 2004.

LEMONS, J. E. Dental implant biomaterials. *J. Amer. Dental Assoc.*, v.121, p.716-19, 1990.

LINDER, L.; OBRANT, K.; BOIVIN, G. Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthop. Scand.*, v.60, n.2, p.135-39, 1989.

LINDER, L. High-resolution microscopy of the implant-tissue interface. *Acta Orthop. Scand.*, v.56, p.269-72, 1985.

LINDHE, J. **Tratado de periodontia clínica e implantodontia oral**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

LISTGARTEN, M. A. Soft and hard tissue response to endosseous dental implants. *Anat. Rec.*, v.245, n.2, p.410-25, 1996.

MAGINI, R. S.; SHIOCHETT, C. Históricos dos implantes: do sonho à realidade. *RBO.*, v.56, n.5, p.245-51, 1999.

NANCI, A. et al. Tissue response titanium implants in the rat tibia: ultrastructural, immunocytochemical and lectin-cytochemical characterization of the bone-titanium interface. *Cells Mater.*, v.4, p.1-30, 1994.

NANCI, A et al. Chemical modification of titanium surfaces for covalent attachment of biological molecules. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.40, n.2, p.324-35, 1998.

OHTA, Y. Comparative changes in microvasculature and bone during healing of implant and extraction sites. *J. Oral Implant.*, v.19, p.184-98, 1993.

PONTORIERO, R. et al. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin. Oral Implant Res.*, v.5, p.254-259, 1994.

PULEO, D. A.; NANCI, A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*, v.20, p.2311-321, 1999.

SCHROEDER, A.; POHLER, O.; SUTTER, F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* v.86, n.7, p.713-27, 1976.

SCHROEDER, A. et al. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.9, p.15-25, 1981.

SENNERBY, L. et al. Tissue reactions towards titanium implants inserted in growing jaws. A histological study in the pig. *Clin. Oral Implant Res.*, v.4, p.65-75, 1993.

SUNDGREN, J. E. et al. Auger electron spectroscopic studies of stainless-steel implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.19, p.663-71, 1985.

VIDIGAL, JR. G. M et al. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. *Implant Dent.*, v.8, n.3, p.295-302, 1999.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; LAUSMAA, J. A torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws, blasted with 25 and 75 μm sized particles of Al_2O_3 . *J. Biomed. Mater. Res.*, v.30, p.251-260, 1996.

WENNERBERG, A.; HALLGREN, C.; JOHANSSON, C. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surfaces roughnesses. *Clin. Oral Implant Res.*, v.9, p.11-19, 1998.