



Biomechanical Factors Associated With Implant Failure **Aspectos Biomecânicos Associados à Perda de Implantes Osseointegrados**

INTRODUÇÃO

Uma revisão dos principais estudos clínicos longitudinais nos indica quais são os principais fatores que contribuem para o insucesso do tratamento com implantes. Desde o estudo clássico de ADELL¹ & cols (1981), o tratamento do edentulismo através de implantes conquistou a aceitação da comunidade científica. Os resultados deste estudo demonstraram elevadas taxas de sucesso para implantes de titânio CP usinado, após dez anos de acompanhamento, seguindo os protocolos cirúrgico e protético preconizados pelo Professor Brånemark. À medida que a técnica demonstrava resultados seguros e previsíveis, a longo prazo, suas indicações foram se expandindo. Contudo outros estudos clínicos de longo prazo falharam em demonstrar taxas de sucesso semelhantes, em torno de 85% em 5 anos e 80% em 10 anos, as alcançadas no estudo de ADELL¹ & cols. Os resultados do estudo de ADELL¹ & cols devem ser observados dentro de seus limites, uma vez que os implantes eram instalados somente nas regiões anteriores, da maxila e da mandíbula, onde a qualidade ou densidade óssea é favorável e, a altura do osso disponível para instalação dos implantes também é maior que aquela freqüentemente observada nas regiões posteriores. O primeiro estudo clínico a relacionar as taxas de sucesso clínico com comprimento de implantes foi o de Van STEENBERGHE & cols (1990), que demonstraram uma prevalência maior de insucessos relacionada aos implantes curtos, com comprimento igual ou inferior a 10mm. Neste estudo, os implantes também foram instalados nas regiões posteriores dos arcos, e devido às restrições impostas, respectivamente pelo canal mandibular e pelo seio maxilar, os implantes curtos eram instalados com maior freqüência nestas áreas. OLSSON¹² & cols (1995) também encontraram uma elevada taxa de insucesso, cerca de 20%, após três anos de acompanhamento de implantes de titânio CP usinado de 10mm de comprimento. JAFFIN & BERMAN⁷ (1991) relacionaram a taxa de sucesso dos implantes à qualidade óssea do leito receptor. Estes autores verificaram que nos implantes instalados em osso tipo I, II e III o percentual de falhas foi de 3%, enquanto o percentual de falhas para os implantes instalados em osso tipo IV, o de menor densidade de tecido mineralizado, a taxa de insucesso foi de 35%, após 5 anos. Um aspecto comum em todos estudos longitudinais é a grande concentração dos insucessos durante o primeiro ano. Excetuando-se as falhas associadas à cirurgia, todas as demais ocorrem após a instalação da prótese. Este último tipo de insucesso está freqüentemente relacionado à biomecânica da interface implante-osso. Nesta situação, aos implantes com superfície de titânio CP usinado, talvez não tenha sido permitido um período de cicatrização adequado, para que a interface implante-osso alcançasse um percentual de contato ósseo suficiente para resistir às forças oclusais.

REVISÃO DE LITERATURA

A compreensão da relação existente entre os fatores mecânicos e biológicos relacionados à osseointegração é fator determinante do sucesso clínico, no tratamento com implantes osseointegrados. A associação dos resultados de estudos in vivo e

- Guaracilei Maciel Vidigal Júnior
- Alexandre Rezende Vieira
- Francisco José Pereira Júnior
- Leila Maria Chevitarese de Oliveira

Professores Doutores do Programa de Mestrado em Odontologia da Unigranrio/RJ

Os AA identificam os fatores biomecânicos relacionados à perda de implantes

in vitro justifica, com suporte científico, o sucesso e o insucesso clínico da terapia com implantes. Estudos histológicos e histomorfométricos demonstram que implantes com superfícies rugosas apresentam maior percentual de contato ósseo, em períodos mais curtos de tempo, quando comparados aos implantes de titânio CP com superfície lisa ou usinada (GOTTLANDER⁵ & cols, 1992; VIDIGAL¹⁸ Jr. & cols, 1999; CORDIOLI⁴ & cols, 2000; IVANOFF⁶ & cols 2001). JOHANSSON & ALBREKTSSON⁸ (1987) demonstraram que ao redor dos implantes com superfície de titânio CP usinada ocorre um aumento gradual no percentual de contato ósseo, no primeiro ano em função, atingindo o máximo ao final da fase de remodelamento, após doze meses (BRANEMARK², 1985). STEFLIK¹⁴ & cols (1994) também observaram o aumento gradual no percentual de contato ósseo, ao redor de implantes de titânio CP com superfície lisa, enquanto que os implantes cerâmicos atingiam o percentual máximo de contato ósseo em períodos mais curtos de tempo, cerca de três meses, sem mudanças significativas após este período. Desta forma estudos *in vivo* demonstram que a superfície rugosa dos implantes, sejam metálicos ou cerâmicos, acelera a cicatrização óssea, enquanto implantes com superfícies lisas ou usinadas necessitam de um período de tempo adicional para alcançar o mesmo percentual de contato ósseo.

A geometria macroscópica do implante tem importante papel no direcionamento das forças transmitidas ao osso. Os implantes cilíndricos não rosqueados transmitem ao osso principalmente forças cizalhantes, que atuam paralelas ao plano de aplicação e ao longo eixo do implante, enquanto os implantes rosqueados transmitem ao osso principalmente forças perpendiculares ao plano de aplicação, sendo forças compressivas ou forças de tração. Mudanças na geometria microscópica dos implantes, como o desenvolvimento de novas superfícies com padrão de rugosidade controlada, também favorecem a osseointegração. LI¹⁰ & cols (1999) demonstraram que implantes de titânio com superfícies usinadas e jateadas apresentaram resistência às forças de cisalhamento cinco vezes maiores que àquelas observadas nos implantes com superfícies usinadas, resultando em maior resistência à remoção ao torque. Superfícies rugosas resultam em um aumento da resistência mecânica da interface implante-osso devido ao aumento da área da superfície do implante, favorecendo o aumento na área de contato entre osso e o implante. O aumento do percentual de contato ósseo ao redor dos implantes atua diminuindo a tensão transmitida ao tecido ósseo, na interface com o implante. Visto que $s = F/A$, ou seja a tensão ou stress é medida pela força aplicada sobre a área. Se considerarmos uma força constante, o aumento no percentual de contato ósseo (área de contato ósseo) resultará na diminuição da tensão na interface osso-implante.

O mecanismo de falha de vários implantes pode ser explicado pela equação descrita anteriormente: $s = F/A$. Dessa forma, como os estudos histológicos indicam que os implantes de titânio CP usinado apresentam menor percentual de contato ósseo, no final do período de cicatrização (3 meses), quando comparados aos implantes com superfícies rugosas; associado ao fato de que o período de cicatrização dos implantes curtos é igual ao dos implantes de maior comprimento, cerca de 3-4 meses na mandíbula e 6 meses na maxila, indica que nos implantes curtos esta menor área de contato ósseo estará sujeita à maior tensão, que provavelmente ultrapassa o limite de resistência

meccânica da interface implante-osso. Uma situação clínica não rara, que exemplifica o raciocínio acima, ocorre quando o cirurgião realiza o segundo passo cirúrgico para exposição do implante, instalando o componente transmucoso de cicatrização manualmente, e constata que o implante encontra-se osseointegrado; porém quando o paciente é encaminhado ao dentista ou ao protesista e a conexão protética é aparafusada, empregando chave de torque, e o implante "roda" e é perdido por falha na osseointegração. Pelos princípios discutidos anteriormente, caso fosse aguardado um período de cicatrização maior este insucesso não ocorreria. A perda óssea progressiva observada ao redor de implantes osseointegrados, em pacientes não portadores de doença periodontal e com bom padrão de controle de placa, também pode estar relacionada à tensão na interface implante-osso. LEUNG⁹ & cols (2001) demonstraram severa reabsorção óssea ao redor de dois implantes, tipo Brånemark de 3,3mm de diâmetro, duas semanas após a instalação das coroas na região de segundo pré-molar e primeiro molar. Após a redução das mesas oclusais o defeito ósseo ao redor dos implantes, correspondente a 4 e 7 roscas respectivamente, regenerou-se completamente. As TAB. 1 e 2 mostram, respectivamente, o efeito da variação do comprimento e do diâmetro dos implantes sobre sua área.

Tabela 1
Efeito da variação do comprimento do implante sobre a área (considerando o implante cilíndrico e de 3,75mm de diâmetro).

Comprimento em mm	Área em mm ²	Aumento % da área em relação ao comprimento anterior
8	94	-
9	105,97	12,49
10	117,75	11,11
11	129,52	9,99
12	141,30	9,09
13	153,07	8,32

Tabela 2
Efeito da variação do diâmetro do implante sobre a área (considerando o implante cilíndrico e de 10 mm de comprimento).

Diâmetro em mm	Área em mm ²	Aumento % da área em relação ao diâmetro anterior
3	94	-
4	125	32,9
5	157	25,6

Observa-se que o aumento de 2mm no diâmetro do implante resulta em um aumento de sua área (67%) equivalente ao aumento de 5mm no comprimento (62,49%).

DISCUSSÃO

No presente estudo somente foram considerados aspectos biomecânicos, que podem afetar o resultado do tratamento com implantes, relacionados ao implante (projeto do implante, geometria e superfície). Entretanto diversos outros aspectos biomecânicos não relacionados somente aos implantes, mas ao complexo implante-osso-prótese, deverão ser considerados no planejamento do tratamento. Dentre estes destacam-se: a densidade óssea; a região que receberá o implante; a direção, frequência e magnitude da força que a prótese osseointegrada

suportará.

A densidade óssea é considerada um fator mais importante que o comprimento e o diâmetro do implante, pois está diretamente relacionada ao conceito de área funcional da superfície do implante (MISCH¹¹, 1999). A área funcional da superfície de um implante é a área efetivamente em contato com o tecido ósseo mineralizado, onde as forças geradas pela denteção serão dissipadas pelo osso. Portanto, quanto maior a densidade óssea (osso tipo D1 ou D2 classificação de Misch) maior será a área funcional do implante e menor será a tensão transmitida ao osso (TADA¹⁶ & cols, 2003).

A região que receberá o implante apresenta características que diferem quando comparadas as diferentes regiões da cavidade oral. A densidade óssea freqüentemente é diferente nas distintas regiões da cavidade oral, sendo o osso menos denso encontrado nas regiões posteriores. Ademais, as regiões posteriores apresentam acidentes anatômicos que limitam a escolha de implantes de maior comprimento. Estes fatores causam, respectivamente, diminuição na área funcional e da área total da superfície do implante.

A direção, frequência e magnitude da força também devem ser considerados no planejamento biomecânico, uma vez que são fatores que influenciam o sucesso das próteses osseointegradas. As forças deverão, sempre que possível, ser direcionadas para o longo eixo do implante, pois além do osso resistir melhor às forças compressivas, geradas pelas forças axiais, estas causam menor deformação elástica nos implantes (CEHRELI & IPLIKÇIOĞLU³, 2002). A frequência da força é influenciada pela presença de hábitos para funcionais, que deverão ser avaliados e o paciente previamente tratado. A magnitude da força também varia nas diferentes regiões da cavidade oral, sendo até quatro vezes maior na região posterior que na região anterior (MISCH¹¹, 1999), e claramente influencia o resultado do tratamento com implantes. SCURRIA¹³ & cols (1998) demonstraram maior perda de implantes instalados nas regiões posteriores quando comparada com implantes instalados nas regiões anteriores.

CONCLUSÕES

Após estas considerações conclui-se que a instalação de implantes nas regiões posteriores, de maxila principalmente, envolvem três fatores de risco: baixa densidade de tecido ósseo mineralizado (osso tipo III ou IV); implantes curtos, devido às restrições impostas pelos acidentes anatômicos situados nestas regiões; e dentes com mesas oclusais maiores que as dos dentes posicionados mais anteriormente na arcada, mais uma vez a equação $s = F/A$ torna-se válida, neste caso tanto pela redução na área de contato ósseo quanto pelo aumento da força mastigatória. Portanto a execução de um planejamento cirúrgico-protético, nestas condições, envolverá idealmente a utilização de implantes com maior diâmetro e comprimento possíveis e com superfícies rugosas.

RESUMO

O propósito deste estudo é identificar os fatores biomecânicos relacionados à perda de implantes. A perda de um implante, após o período de osseointegração, é provocada pela placa bacteriana ou por sobrecarga oclusal. Para prevenir a

falha do implante, causada pela sobrecarga, é necessário compreender como o comportamento biomecânico é influenciado pelas propriedades físicas e a geometria do implante dentário. Os principais fatores biomecânicos que influenciam o resultado do tratamento são: o projeto do implante, o diâmetro e o comprimento do corpo do implante e a quantidade de osso presente na interface. O projeto do implante em forma de rosca aumenta a área da superfície do implante quando comparada à área dos implantes cilíndricos. Outra abordagem para aumentar a área da superfície é, sempre que possível, o uso de implantes de maior comprimento e diâmetro. Pois o aumento na área de superfície diminui a tensão na interface implante-osso, prevenindo a perda óssea na interface que poderá causar a perda do implante.

SUMMARY

The purpose of this work is to identify biomechanical factors associated with implant failure. Implant failure, after the healing phase, is caused by dental plaque or occlusal overload. To prevent implant failure associated with occlusal overload, it is necessary to understand how the biomechanical behavior is influenced by the physical properties and the geometric configuration of dental implants. The major biomechanical factors that can influence the outcome of the implant treatment are: implant design, length and diameter of the implant body and the amount of bone at the interface. The threaded implant design enhances the implant surface area when compared to the area of cylindrical press-fit implants, and another common approach to enhance the implant surface area is the use of the longest and wider implant possible. Such increase in surface area may decrease stresses at the bone-implant interface which can cause implant loss.

Key-words: implants, biomechanical aspects, surface area, failure.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 10: 387-416, 1981.
2. BRANEMARK, P.-I.; ZARB, G. A. & ALBREKTSSON, T. *Tissue-Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, 1985, 350p.
3. CEHRELI, M.C. & IPLIKÇIOĞLU, H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Imp. Dent.* 11: 286-291, 2002.
4. CORDIOLI, G.; MAJZOUB, Z.; PIATELLI, A. et al. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15: 668-674, 2000.
5. GOTTLANDER, M.; ALBREKTSSON, T. & CARLSSON, L. V. A histomorphometric study of untreated hydroxyapatite-coated and titanium uncoated implants in rabbit bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 7: 485-490, 1992.
6. IVANOFF, C.-J.; HALLGREN, C.; WIDMARK, G. et al. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin. Oral Imp. Res.* 12: 128-134, 2001.
7. JAFFIN, R. & BERMAN, C. The excessive loss of Brånemark fixtures on type IV bone: a 5-year analysis. *J. Periodontol.* 62: 2-4, 1991.
8. JOHANSSON, C. & ALBREKTSSON, T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2: 69-75, 1987.
9. LEUNG, K.C.M.; CHOW, T.W.; WAAT, P.Y.P. et al. Peri-implant bone loss: management of a patient. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 16: 273-277, 2001.
10. LI, D.-H.; LIU, B.-L.; ZOU, J.-C. et al. Improvement of osseointegration

of titanium dental implants by a modified sandblasting surface treatment: an in vivo interfacial biomechanics study. *Imp. Dent.* 8: 289-294, 1999.

11. MISCH, C.E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Imp. Dent.* 8: 376-385, 1999.

12. OLSSON, M.; FRIBERG, B.; NILSON, H. et al. MK-II. A modified self-tapping Brånemark implant: 3-year results of a controlled prospective pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 10: 15-22, 1995.

13. SCURRIAS, M.S.; MORGAN IV, Z.V.; GUCKES, A.D. et al. Prognostic variables associated with implant failure: a retrospective effectiveness study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 13: 400-406, 1998.

14. STEFLIK, D. E.; PARR, G. R.; SISK, A. L. et al. Histomorphometric of dental implant bone-interface: one year results of a comparative investigation in dogs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 9: 501-512, 1994.

15. STEFLIK, D. E.; LAKE, F. T.; SISK, A. L. et al. A comparative

investigation in dogs: 2-year morphometric results of the dental implant-bone interface. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 11: 15-25, 1996.

16. TADA, S.; STEGARIOU, R.; KITAMURA, E. et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 18: 357-368, 2003.

17. VAN STEENBERGHE, D.; LEKHOLM, U.; BOLENDER, C. et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 5: 272-281, 1990.

18. VIDIGAL Jr., G.M.; ARAGONES, L.C.A.; CAMPOS Jr., A. et al. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in the rabbit cortical bone. *Imp. Dent.* 8: 289-301, 1999.