

ESTUDO DE COMPARAÇÃO POR EXTENSOMETRIA ENTRE DOIS MODELOS DE IMPLANTE: EXTRAORAL E INTRAORAL (ESTUDO PILOTO)

Comparison study for extensometry between two implant models: extra-oral and intraoral (pilot study)

Pedro Miguel Vera Barbarán¹, Celeste Cecilia Urdaniga Hung¹, Rodrigo Ernesto Salazar Gamarra², Renata de Vasconcellos Moura², Luciano Lauria Dib³, Alfredo Mikail Melo Mesquita⁴

RESUMO

Objetivo: avaliar, por meio de extensometria, a influência da flange do implante de titânio na deformação superficial do osso. **Material e métodos:** um bloco de poliuretano simulando um osso tipo I mais corticalizado e menos medular (40 PCF) recebeu um implante de hexágono externo intraoral, sem flange 3,75 mm x 8,5 mm (G1) e um implante de hexágono externo extraoral, com flange 3,75 mm x 8 mm (G2). Em seguida, foram instalados componentes standard com 2 mm de altura de cinta metálica e cilindros metálicos para restauração provisória. Dois extensômetros lineares foram colados na superfície do bloco (mesial e distal de cada implante), e uma carga axial de 100 Ncm em uma máquina de ensaio universal foi aplicada, com cinco medições de microdeformação ($\mu\epsilon$) para cada implante. Os dados foram submetidos ao teste Shapiro-Wilk para verificar a homogeneidade dos dados e em seguida ao teste t Student. **Resultados:** as médias e desvios-padrão obtidos foram: G1: $148,2 \pm 5,84$ e G2: $92,4 \pm 11,24 \mu\epsilon$, com diferença estatística significativa entre os grupos. **Conclusão:** os implantes extraorais tiveram melhor comportamento mecânico para as cargas axiais do que os implantes intraorais, sendo que a flange melhorou a distribuição da carga na superfície do bloco de poliuretano.

Palavras-chave – Extensometria; Prótese facial; Flange; Implante extraoral; Implantes craniofaciais.

ABSTRACT

Objectives: to evaluate, by means of extensometry, the influence of the titanium implant flange on the superficial deformation of the bone. **Material and methods:** a polyurethane block simulating a more corticalized and less spinal type I bone (40 PCF) received an external intraoral hexagon implant with a 3.75 mm x 8.5 mm flange (G1) and an extraoral external hexagon implant, with flange 3.75 mm x 8 mm (G2). Subsequently, standard components with 2 mm high of metal strap and metal cylinders were installed for temporary restoration. Two linear strain gauges were glued to the surface of the block (mesial and distal of each implant), and an axial load of 100N in a universal test machine was applied with five microdemographic measurements ($\mu\epsilon$) for each implant. The data were submitted to the Shapiro-Wilks test to verify the homogeneity of the data and then to the t-student test. **Results:** the means and standard deviations obtained were: G1: 148.2 ± 5.84 and G2: $92.4 \pm 11.24 \mu\epsilon$, with significant statistical difference between the groups. **Conclusion:** extraoral implants had better mechanical behavior for axial loads than intraoral implants, and the flange improved the load distribution on the surface of the polyurethane block.

Key words – Extensometry; Facial prostheses; Flange; Extra-oral implant; Craniofacial implant; Strain gauge.

¹Mestrandos em Prótese Dentária – Universidade Paulista.

²Doutorandos em Clínica Odontológica – Universidade Paulista.

³Professor titular da disciplina de Diagnóstico Bucal e do programa de pós-graduação/mestrado e doutorado – Universidade Paulista.

⁴Professor titular da disciplina de Prótese Dentária e do programa de pós-graduação/mestrado e doutorado – Universidade Paulista.

Recebido em out2017

Aprovado em nov2017

Próteses faciais são utilizadas como um recurso para a reabilitação de pacientes comprometidos por deformidades faciais, ocasionadas por fatores como trauma, doenças oncológicas ou problemas congênitos, em que a cirurgia plástica isoladamente não gera a reabilitação completa e definitiva, por diversos fatores, como risco à saúde, comorbidades, ausência de tecidos do paciente, pouca experiência profissional ou recursos disponíveis, entre outros¹.

INTRODUÇÃO

Próteses faciais são utilizadas como um recurso para a reabilitação de pacientes comprometidos por deformidades faciais, ocasionadas por fatores como trauma, doenças oncológicas ou problemas congênitos, em que a cirurgia plástica isoladamente não gera a reabilitação completa e definitiva, por diversos fatores, como risco à saúde, comorbidades, ausência de tecidos do paciente, pouca experiência profissional ou recursos disponíveis, entre outros¹. O uso de próteses é muito antigo, com relatos desde a antiguidade¹, entretanto, dois fatores contribuíram muito para seu desenvolvimento: os silicões de grau médico e os implantes osseointegráveis. O uso do silicone para a confecção de próteses permitiu resultados estéticos muito mais similares aos aspectos naturais, tanto no que se refere à adaptação, como consistência e tonalidades semelhantes à pele dos pacientes¹⁻². Por outro lado, os implantes possibilitaram que a retenção e estabilidade da prótese aumentassem muito, aumentando a confiança para seu uso².

Após estudos nas décadas do século passado, o conceito de osseointegração foi introduzido na prótese bucomaxilofacial. Inicialmente, os implantes eram usados para retenção de próteses auditivas e, posteriormente, para próteses de orelha, oculopalpebrais, nasais e de face. O uso dos implantes de titânio para retenção de próteses faciais promoveu uma verdadeira revolução nesse campo da reabilitação, pois, com seu sucesso, as próteses passaram a ter uma aplicação muito mais abrangente e com resultados muito satisfatórios para os pacientes⁴.

As principais adaptações e modificações que foram realizadas entre os implantes de uso intraoral, para os implantes de uso extraoral, foram relacionadas aos aspectos do macrodesign dos implantes. Considerando-se que os ossos do crânio e face, onde devem ser instalados implantes para retenção de próteses faciais, são de espessura, largura e densidade diferentes dos ossos da maxila e mandíbula, algumas importantes modificações foram introduzidas, visando aumentar a segurança e a previsibilidade de sucesso. Uma das principais diferenças refere-se ao comprimento, uma vez que os extraorais são bem mais curtos que os intraorais, com dimensões variando entre 3 mm a 8 mm no máximo. Esse pequeno comprimento gera uma superfície de contato muito menor, podendo reduzir a expectativa de sucesso no longo prazo. Para melhorar esse aspecto, aumentando a estabilidade do pequeno parafuso, foi desenvolvida uma flange na porção da plataforma do implante, que deve ficar assentada sobre a superfície óssea, aumentando a área de contato. Outra finalidade dessa flange é a de evitar a intrusão do implante para a base do crânio, em caso de traumatismos frontais na face^{2,4}.

Desde o início do uso dos implantes extraorais, a presença da flange foi um fator importante na distinção entre os intraorais e os extraorais, mas não se observa na literatura muitos estudos que avaliem se a flange de fato produz esses resultados para os quais teoricamente foi planejada⁵. Recentemente, alguns estudos e relatos de caso foram publicados utilizando-se implantes intraorais (sem flange) de pequeno comprimento (4 mm a 5 mm) para a retenção de próteses faciais^{3,6-7}. Nesses estudos, não se encontram discussões aprofundadas sobre as razões de utilização de implantes sem o formato tradicional extraoral (com flange). Considerando-se que o número de produtores e fornecedores de implantes extraorais é bem menor, acredita-se que a principal razão para tal fato se deva a dificuldades de obtenção do produto ou redução dos custos. Apesar das descrições do sucesso desses estudos, percebe-se um hiato na teoria sobre o assunto, pois sem maiores discussões parece que não há maiores razões para se levar em consideração o risco potencial descrito de perda de implantes e de intrusão na base craniana descrito nos estudos originais⁸.

Na literatura não se encontra descrição *in vitro*, estudos em animais ou ensaios clínicos em humanos que demonstrem o comportamento dos tecidos ao redor dos implantes comparando implantes intraorais com extraorais como elementos de retenção de próteses faciais e que demonstrem um

risco real. Dessa maneira, fica a controvérsia sobre o uso de implantes intraorais ou extraorais na região craniofacial: se por um lado, sem a flange ao redor do pescoço do implante os pacientes podem sofrer a intrusão na cavidade craniana, após um trauma ou no caso de falha de osseointegração, por outro lado, o uso de implantes intraorais facilita e reduz o custo do uso de implantes no campo das próteses faciais⁷.

Para fins de avaliação da biomecânica, existem testes como estudos fotoelásticos, extensometria e elementos finitos. A maioria dos estudos sobre o comportamento protético de prótese facial examina as reações dos tecidos moles envolvendo os implantes e a degradação dos componentes protéticos, mas a carga biomecânica das próteses raramente é estudada. Um estudo recente demonstrou, *in vitro*, em modelo fotoelástico, que, sob o uso de uma prótese oculopalpebral, existe uma deformação progressiva ao redor dos implantes craniofaciais ao longo do tempo, no corpo de resina fotoelástica, podendo ser responsável por insucessos na osseointegração no longo prazo⁹.

A extensometria é um tipo de prova mecânica que utiliza resistências elétricas para medir a microdeformação das estruturas ao redor de uma força, e vem sendo utilizada em diferentes modelos ao redor de implantes intraorais, buscando um conhecimento sobre sua capacidade de carga protética¹⁰.

Dessa maneira, considerando a ausência de estudos que avaliem o comportamento ou as diferenças da biomecânica entre implantes intraorais e implantes extraorais, a proposta do seguinte estudo é a avaliação por meio da análise *in vitro* de extensometria, da deformação superficial ao redor de implantes intraorais (sem flange) e implantes extraorais (com flange), submetidos à carga compressiva axial.

A partir dos resultados do estudo, espera-se compreender se de fato existe a necessidade de uso da flange ao redor de implantes curtos para uso extraoral, buscando avaliar se essa flange aumenta a estabilidade do implante e se seu uso pode reduzir o seu potencial de intrusão.

A hipótese nula do estudo é que a flange não contribui para a distribuição de tensões ao redor do implante, não havendo razão para seu uso na reabilitação craniofacial com próteses e implantes.

MATERIAL E MÉTODOS

Preparação dos modelos e fixações

Neste estudo, foi utilizado um modelo pré-fabricado de poliuretano simulando um osso tipo I osso compacto e homogêneo (L9,7 x C10 x A5 cm, Nacional Ossos, Jaú Brasil), obedecendo às normas da ASTM F-1839 (Figura 1).

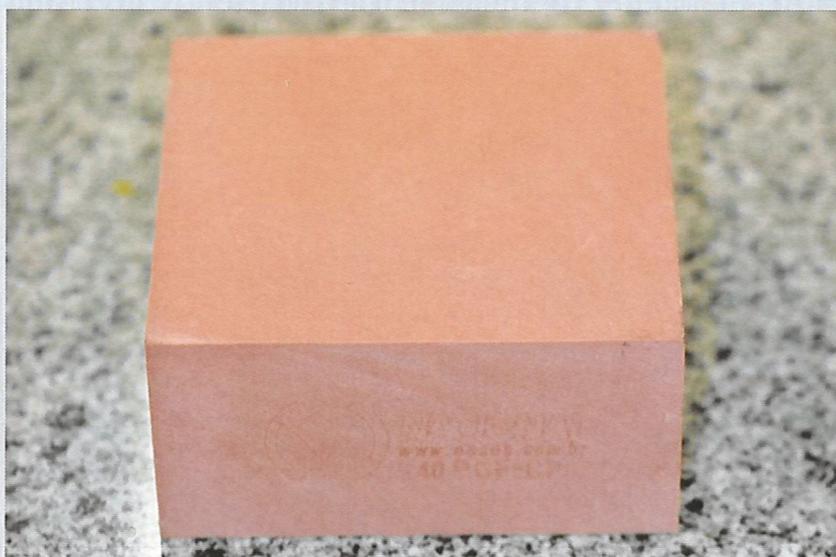


Figura 1 – Bloco de poliuretano tipo I L9,7 x C10 x A5 CM 40 PCF.

Implantes utilizados

Foram instalados os implantes, conforme o protocolo de fresagem do fabricante, utilizando os *kits* intraoral e extraoral, desprezando os cuidados de assepsia, um motor de implante (Smart, Driller) e um contra-ângulo reductor (NSK, SG20, redução 20:1). Os implantes foram de conexão hexágono externo intraoral de 3,75 mm x 8,5 mm (G1) e implante extraoral de 3,75 mm x 8 mm (G2) com flange, ambos da mesma empresa (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil).

Preparo para extensometria

O bloco experimental de poliuretano foi limpo com álcool isopropílico, e dois extensômetros uniaxiais (Modelo PA-06-062AB-120-L, Excel sensores, Embú, Brasil) foram colados em sua superfície superior tangenciando a plataforma dos implantes (mesial e distal). Uma pequena quantidade de adesivo à base de cianocrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, Brasil) foi aplicada na superfície de contato dos extensômetros. Após o correto posicionamento, foi exercida uma pressão digital interposta por uma tira de poliéster por um período de três minutos (Figuras 2).

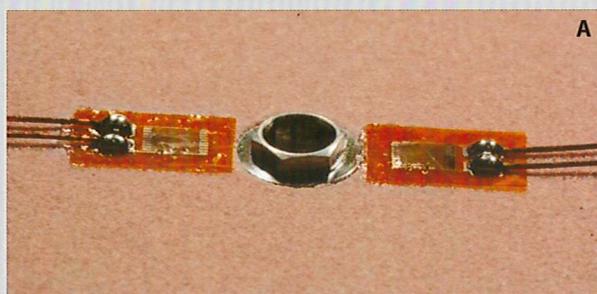
Cada extensômetro teve seus cabos elétricos ligados a um terminal elétrico (Terminal colável de ligação modelo T-150, Excel sensores (Embú, Brasil), que deu saída a um cabo elétrico blindado. Por meio de cabos elétricos blindados, os

extensômetros foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos. Cada extensômetro formou uma ligação chamada de ¼ de ponte de Wheatstone de 120Ω, que é um circuito elétrico apropriado para detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação. Essas variações foram registradas e amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de Wheatstone e amplificar o sinal gerado, realizou a conversão de analógico para digital (conversor A/D 16 bits, tempo de conversão de 12,5 ms /canal).

A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em microdeformação (ϵ). Antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado a $\pm 10 \mu\epsilon$, sem estresse no modelo experimental.

Os pilares standard (Conexão Sistema de Prótese) foram torqueados no implante a 20 Ncm, conforme recomendação do fabricante, com o auxílio de um torquímetro progressivo (Conexão Sistema de Prótese). Em seguida, cilindros metálicos de provisório foram posicionados sobre os pilares com 10 Ncm, conforme recomendação do fabricante, com auxílio de um torquímetro progressivo.

Em seguida, o modelo foi levado a uma máquina de ensaio universal (2000 RK, Kratos, São Paulo, Brasil) para a aplicação da carga compressiva de (100 Ncm) sobre cada pilar. Para cada implante foram feitas cinco aplicações de carga compressiva (cinco mesiais e cinco distais), gerando dez resultados (Figura 3).



Figuras 2 – A. Implante intraoral instalado com extensômetros colados em mesial e distal. B. Implante extraoral instalado com extensômetros colados em mesial e distal.

A qualidade e volume ósseo são fatores críticos para o sucesso do implante craniofacial, o sucesso do implante é dependente da região a ser reabilitada. A região nasal muitas vezes permite a reabilitação com implantes mais compridos, em que, na região⁴, um estudo relatou a reabilitação facial de defeitos nasais com o uso de implantes extra e intraorais, nos quais foram utilizados sete extraorais e 16 intraorais, e não houve diferença nos resultados relatados⁴.

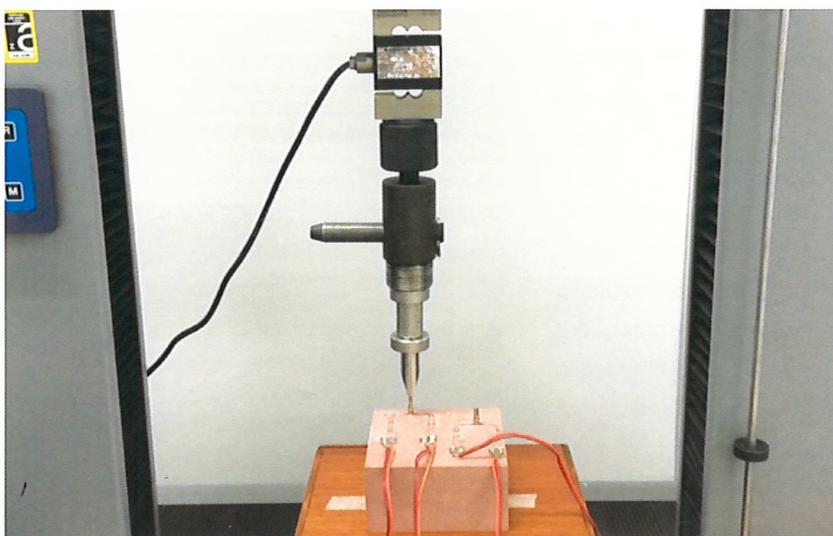


Figura 3 – Aplicação de carga axial de 100 Ncm em implante intraoral.

Análise estatística

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística por meio de programa computacional SPSS 21 (IBM corporation). Foram analisadas a homocedasticidade e normalidade dos dados, por meio do teste de Shapiro-Wilk e os dados foram submetidos ao teste *t* Student. O nível de significância adotado foi 5%.

RESULTADOS

As médias e desvios-padrão foram: G1: $148,2 \pm 5,84$ e G2: $92,4 \pm 11,24 \mu\text{E}$, com diferença estatística significativa (teste *t* Student, $p=0,000$).

DISCUSSÃO

O uso de implantes extraorais foi bem documentado clinicamente na prótese bucomaxilofacial, com a introdução do sistema do implante extraoral por Brånemark, que forneceu aos pacientes melhores meios de retenção para as próteses

faciais, juntamente com um melhor ajuste marginal, maior estabilidade e melhores possibilidades estéticas^{1,3,11}.

Um estudo avaliou 150 implantes, durante uma média de dois anos, e relatou uma alta taxa de sucessos, acima de 90%, para implantes extraorais na região orbital, nasal e terço medifacial; em pacientes irradiados e não irradiados^{3,12}.

A utilização de implantes extraorais para reter próteses faciais é um conceito amplamente distribuído em casos de deformidade bucomaxilofacial e oferece melhores condições de qualidade de vida para os seus usuários, comparados com outros métodos de retenção adesiva ou mecânica¹³.

A presunção clínica da utilização de implantes extraorais em regiões craniofaciais, pela característica da flange para a distribuição de carga, vem sendo utilizada desde 1977 e ainda não tem resposta científica para demonstrar o seu efeito ao longo do tempo ou em caso de acidentes³.

Na literatura não se encontram descrições que demonstrem o comportamento dos tecidos ao redor dos implantes comparando implantes intraorais com extraorais como elementos de retenção de próteses faciais e que demonstrem um risco real.

A qualidade e volume ósseo são fatores críticos para o sucesso do implante craniofacial, o sucesso do implante é dependente da região a ser reabilitada. A região nasal muitas vezes permite a reabilitação com implantes mais compridos, em que, na região⁴, um estudo relatou a reabilitação facial de defeitos nasais com o uso de implantes extra e intraorais, nos quais foram utilizados sete extraorais e 16 intraorais, e não houve diferença nos resultados relatados⁴.

Este trabalho teve como objetivo avaliar se a flange proporciona melhor distribuição da carga na superfície óssea ao redor de implantes extraorais ao serem utilizados em reabilitação craniofacial. E, frente aos resultados obtidos para cargas axiais, o implante extraoral demonstrou que a flange realmente permite melhor distribuição das cargas axiais e melhor estabilidade na superfície do osso.

Dentre as limitações do presente estudo, nas quais não foram analisadas condições biológicas, mas foi analisado o comportamento mecânico, recomenda-se ainda a utilização do desenho do implante extraoral com flange para as reabilitações extraorais. Porém, mais estudos precisam ser feitos sobre esse tipo de modelo para identificar o seu efeito na osseointegração e sustentar um critério clínico.

CONCLUSÃO

Os implantes extraorais tiveram melhor comportamento mecânico para as cargas axiais do que os implantes intraorais e a flange melhorou a distribuição da carga na superficial do osso.

Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou *royalties*, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

Endereço para correspondência

Pedro Miguel Vera Barbarán

Rua Monte Aprazível 109 – Apto. 28 – Vila Nova Conceição

04513-030 – São Paulo – SP

Tel.: (11) 97422-3959

pmvera22@gmail.com

REFERÊNCIAS

- Johnson F, Cannavina G, Brook I, Watson J. Facial prosthetics: techniques used in the retention of prostheses following ablative cancer surgery or trauma and for congenital defects. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000;8(1):5-9.
- Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
- Tjellström A, Lindström J, Nylén O, Albrektsson T, Brånemark P-I, Birgersson B, et al. The bone-anchored auricular episthesis. *The Laryngoscope* 1981;91(5):811-5.
- Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Bal BT. Survival rates and periimplant soft tissue evaluation of extraoral implants over a mean follow-up period of three years. *J Prosthet Dent* 2008;100(6):458-64.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
- Dib LL, de Oliveira JA, Neves RI, Sandoval RL, Nannmark U. Auricular rehabilitation by means of bone grafting from the iliac crest in combination with porous extraoral implants: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(4):228-32.
- Guedes Jr. R, de Mello MM, de Oliveira JA, Pecorari VA, Abrahão M, Nannmark U et al. Orbit rehabilitation with extraoral implants: impact of radiotherapy. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(suppl.1):e245-50(10.1111/cid.12188). Epub 2014 Jan 3.
- Goiato MC, do Prado RP, Pellizzer EP, Garcia Jr. IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg* 2009;20(3):757-61.
- Cortizo DL, Kodama M, de Oliveira JA, Mesquita AMM, Laganá DC, Dib LL. Influence of implant-retained silicone oculo-palpebral prosthesis on stress distribution: a pilot study using a photoelastic model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(6):1303-9.
- Mesquita AMM, Silva JH, Saraceni CHC, Kojima AN, Özcan M. Effect of different abutments and connections in deformation crestal bone. *Implant dentistry* 2016;25(3):328-34.
- Granström G, Tjellström A, Brånemark P-I. Osseointegrated implants in irradiated bone: a case-controlled study using adjunctive hyperbaric oxygen therapy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28(5):493-9.
- Curi MM, Oliveira MF, Molina G, Cardoso CL, Oliveira LDG, Brånemark P-I et al. Extraoral implants in the rehabilitation of craniofacial defects: implant and prosthesis survival rates and peri-implant soft tissue evaluation. *J Oral Maxillofac Surg* 2012;70(7):1551-7.
- de Mello MC, Guedes Jr. R, de Oliveira JA, Pecorari VA, Abrahão M, Dib LL. Extra-oral implants for orbit rehabilitation: a comparison between one-stage and two-stage surgeries. *Int J Oral Maxillofac* 2014;43(3):341-7.

Guia de leitura

Dois implantes adjacentes na zona estética: como resolver a peri-implantite? **Pág. 95**