

# **Nova técnica Facco de implante convencional em osso zigomático: avaliação mecânica do pilar Z**

## **The new Facco technique of conventional implant in zygomatic bone: Z-abutment mechanical evaluation**

**Elton Facco Alves Costa<sup>1</sup>**  
**Ana Paula Spada Facco<sup>2</sup>**  
**Larissa Marcia Martins Alves<sup>3</sup>**  
**Paulo Henrique Mobaier<sup>4</sup>**  
**Bruno Sotto Maior<sup>5</sup>**

<sup>1</sup>Mestre e doutor em Implantodontia – São Leopoldo Mandic. Orcid: 0000-0001-5071-8705.

<sup>2</sup>Especialista em Endodontia – APCD Santos. Orcid: 0000-0003-1651-7891.

<sup>3</sup>Doutora em Odontologia Restauradora/ Prótese Dentária – ICT-Unesp. Orcid: 0000-0003-4561-0980.

<sup>4</sup>Especialista em Implantodontia – ABO Osasco. Orcid: 0000-0002-9993-3569.

<sup>5</sup>Professor – Faculdade de Odontologia da UFJF; Professor do programa de pós-graduação – Faculdade São Leopoldo Mandic. Orcid: 0000-0002-9462-0299.

Recebido em jun/2021  
Aprovado em jun/2021

### **Resumo**

**Objetivo:** avaliar in vitro a resistência à compressão e o comportamento em fadiga do conjunto implante-pilar protético. **Material e métodos:** foram preparados 25 espécimes, constituídos de um implante convencional 3,5 mm x 15 mm (CM Due Cone, Implacil De Bortoli Ltda.) e um novo pilar protético (pilar Z, Implacil De Bortoli Ltda.). Dez espécimes foram submetidos ao teste de resistência à compressão e 15 à ciclagem mecânica utilizando os seguintes parâmetros: carga=245 N, frequência=15 Hz por 5 x 10<sup>6</sup> ciclos. Durante o teste mecânico, os espécimes foram inspecionados quanto à presença de fraturas ou afrouxamento dos parafusos. Os valores de resistência à compressão foram tabulados e submetidos à estatística descritiva. **Resultados:** a média e desvio-padrão para resistência à compressão foram de 307,1 N ± 12,69 N, sendo que as fraturas ocorreram em 60% dos espécimes na região de união entre implante-pilar e em 40% dos espécimes no parafuso de união entre pilar e conexão protética. Durante o teste de fadiga, apenas três espécimes apresentaram afrouxamento dos parafusos. **Conclusão:** dentro das limitações do presente estudo, pôde-se concluir que o novo sistema para ancoragem zigomática apresentou comportamento mecânico e estabilidade satisfatórios.

**Palavras-chave** – Implante dentário; Osso zigomático; Fadiga; Estudo in vitro.

### **Abstract**

**Objective:** the aim of this in vitro study was to evaluate the compressive strength and fatigue behavior of the implant-abutment set. **Material and methods:** for this, 25 specimens were prepared, consisting of a conventional implant 3.5 x 15 mm (CM Due Cone, Implacil De Bortoli Ltda.) and a prosthetic abutment (pilar Z, Implacil De Bortoli Ltda.). Ten specimens were submitted to the compressive strength test and fifteen were submitted to mechanical cycling using the following parameters: load = 245 N, f=15 Hz for 5 x 10<sup>6</sup> cycles. During the mechanical test, the specimens were inspected for the presence of fractures or screw loosening. Compressive strength values were tabulated and submitted to descriptive statistics. **Results:** the mean and SD value for compressive strength was 307.1 ± 12.69 N, where fractures occurred in 60% of specimens in the region between implant-abutment and in 40% in the union between abutment screw and prosthetic connection. During the fatigue test, only three specimens showed screw loosening. **Conclusion:** within the limitations of the present study, we can conclude that the new system for zygomatic anchorage presented satisfactory mechanical behavior and stability.

**Key words** – Dental implants; Zygomatic bone; Fatigue; In vitro study.

## Introdução

Situações clínicas de maxilas atróficas direcionaram o desenvolvimento de técnicas alternativas para próteses totais implantossuportadas. Pacientes que foram submetidos à ressecção maxilar por razões oncológicas, portadores de desordens congênitas ou pacientes com severa perda óssea ocasionada pela ausência prolongada dos dentes não apresentam suporte ósseo satisfatório para reabilitação com implantes convencionais<sup>1-3</sup>. Nesses casos, é recorrente a presença de áreas de ancoragem apenas na região do osso zigomático<sup>4</sup>.

Diante dessas condições, os implantes zigomáticos foram desenvolvidos e introduzidos na Odontologia pelo Dr. Bränemark em 1989<sup>5</sup>, para serem utilizados como suporte posterior para próteses totais fixas. O conceito original previa a colocação de um único implante no osso zigomático, bilateralmente, combinado com pelo menos dois implantes convencionais no setor anterior<sup>6</sup>. Nessa técnica, os implantes são instalados desde o rebordo alveolar ou osso palatino, ultrapassando o seio da maxila, fixando-se na incisura zigomática, possuindo desenho diferenciado, angulações, diâmetro e comprimento específicos<sup>7</sup>.

Investigações anatômicas resultaram em modificações e aprimoramentos da técnica original. Autores<sup>8</sup> variaram o posicionamento do implante, tornando a sua inserção mais vertical do que na técnica sugerida por Bränemark, assim o implante se posiciona através do seio por meio da confecção de um slot, seguindo o contorno do osso malar sem a necessidade de fenestração do seio maxilar, conhecida como técnica Stella. Posteriormente, a técnica exteriorizada foi proposta, na qual a instalação da fixação zigomática é realizada sem a penetração da mesma dentro da cavidade sinusal<sup>9</sup>. A filosofia ZAGA (*zygoma anatomy-guided approach*) determina cinco tipos anatômicos e suas respectivas orientações, a fim de auxiliar o clínico na instalação dos implantes<sup>10</sup>. Essas opções reabilitadoras utilizando implantes zigomáticos eliminam a necessidade de reconstruções com enxertos ósseos, além de reduzirem o tempo do tratamento<sup>11</sup>. Por outro lado, o grau de dificuldade da realização das técnicas atuais, devido à anatomia complexa da região, e as possíveis sequelas pós-cirúrgicas limitaram a sua prática. Diante disso, um novo sistema para ancoragem zigomática foi proposto, a fim de promover uma técnica de fácil execução, tanto nos procedimentos técnico-operatórios quantos nos procedimentos protéticos.

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à compressão e o comportamento em fadiga do conjunto implante-pilar protético, desenvolvido para

um novo sistema de ancoragem zigomática a partir de implantes convencionais associados a um pilar protético modificado.

## Material e Métodos

### Descrição do novo sistema para ancoragem zigomática

O novo sistema para ancoragem zigomática proposto pela técnica do Prof. Elton Facco é constituído de três partes em titânio comercialmente puro grau IV fabricadas pela Implacil de Bortoli (São Paulo, Brasil), conforme abaixo (**Figura 1**):

**Parte A** – Implante convencional para uso em ossos maxilares no formato cônicó e conexão interna tipo *cone-morse*, com uma superfície tratada com jateamento e condicionamento ácido alternados (SLA). Este implante pode variar em suas dimensões (comprimento e diâmetro), de acordo com a necessidade de cada caso.

**Parte B** – Esta peça apresenta uma superfície polida (lisa) e comprimento de 18 mm. Seu ápice contém uma conexão interna tipo *cone-morse* sem indexação, com parafuso passante de diâmetro 1,4 mm e na sua base uma conexão com rosca interna com tamanho de 12 mm.

**Parte C** – Esta peça possui 15 mm de comprimento e seu ápice possui uma rosca de 10 mm, que se conecta com a base da parte B. Este componente contém uma porca autorrosqueante com função de delimitação de altura e uma plataforma protética tipo hexágono externo de plataforma regular com altura de 0,7 mm.

### Descrição da técnica de instalação – novo sistema de ancoragem zigomática com pilar Z

Um modelo simulando a maxila edêntula com a presença do arco zigomático foi confeccionado em resina acrílica, para demonstração dos procedimentos propostos pela técnica Facco de ancoragem zigomática (**Figuras 2**). Inicialmente, realiza-se a instalação do implante convencional no osso zigomático de acordo com as dimensões necessárias, seguindo os procedimentos do protocolo da técnica de Bränemark<sup>7</sup>. Para essa demonstração, utilizou-se o implante CM 4 mm x 15 mm (Implacil De Bortoli Ltda.).

A instalação é feita a partir da fresagem da face anterior maxilar do osso zigomático utilizando-se uma broca-lança (1,8 mm, Implacil De Bortoli Ltda.) e, sequencialmente, brocas cônicas 2 mm x 15 mm e 3,5 mm x 15 mm (Implacil De Bortoli Ltda.). Depois, o implante é instalado com

**1**

Imagens representativas das partes constituintes do novo sistema de implante para ancoragem zigomática. **Parte A:** implante cônicos com conexão cone-morse; **Parte B:** peça inicial do pilar Z, transição entre o implante e a cavidade oral. **Parte C:** peça final do pilar Z, com porca autorrosqueante para ajuste do comprimento e plataforma protética com conexão hexagonal externa.

torque entre 45 Ncm e 60 Ncm. Na sequência, uma broca esférica de diamante com 4 mm é utilizada para a realização de um desgaste ósseo na parede vestibular do seio maxilar, do arco zigomático à crista alveolar, a fim de proporcionar o assentamento adequado do novo pilar Z. Em seguida, as partes B e C do sistema são parafusadas e torqueadas a partir da rosca autorrosqueante, definindo-se assim o seu comprimento, que vai desde o implante convencional instalado no arco zigomático até a crista alveolar do modelo, sendo a plataforma protética posicionada o mais paralelo possível à crista alveolar. Com uma chave de torque quadrada 1,4 do sistema Implacil De Bortoli, aplica-se um torque de 30 Ncm no parafuso que conecta o pilar Z à plataforma do implante. Posteriormente, é feita a instalação de um minipilar no componente, de acordo com a necessidade de cada caso.

### Confecção dos espécimes e avaliação mecânica do sistema desenvolvido

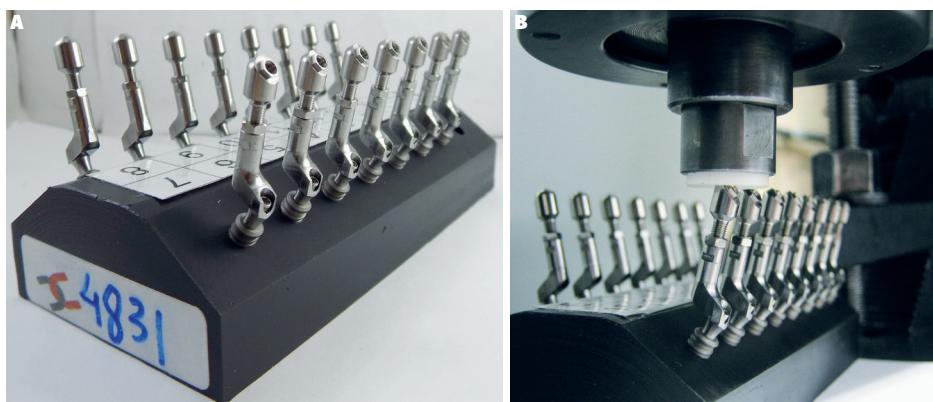
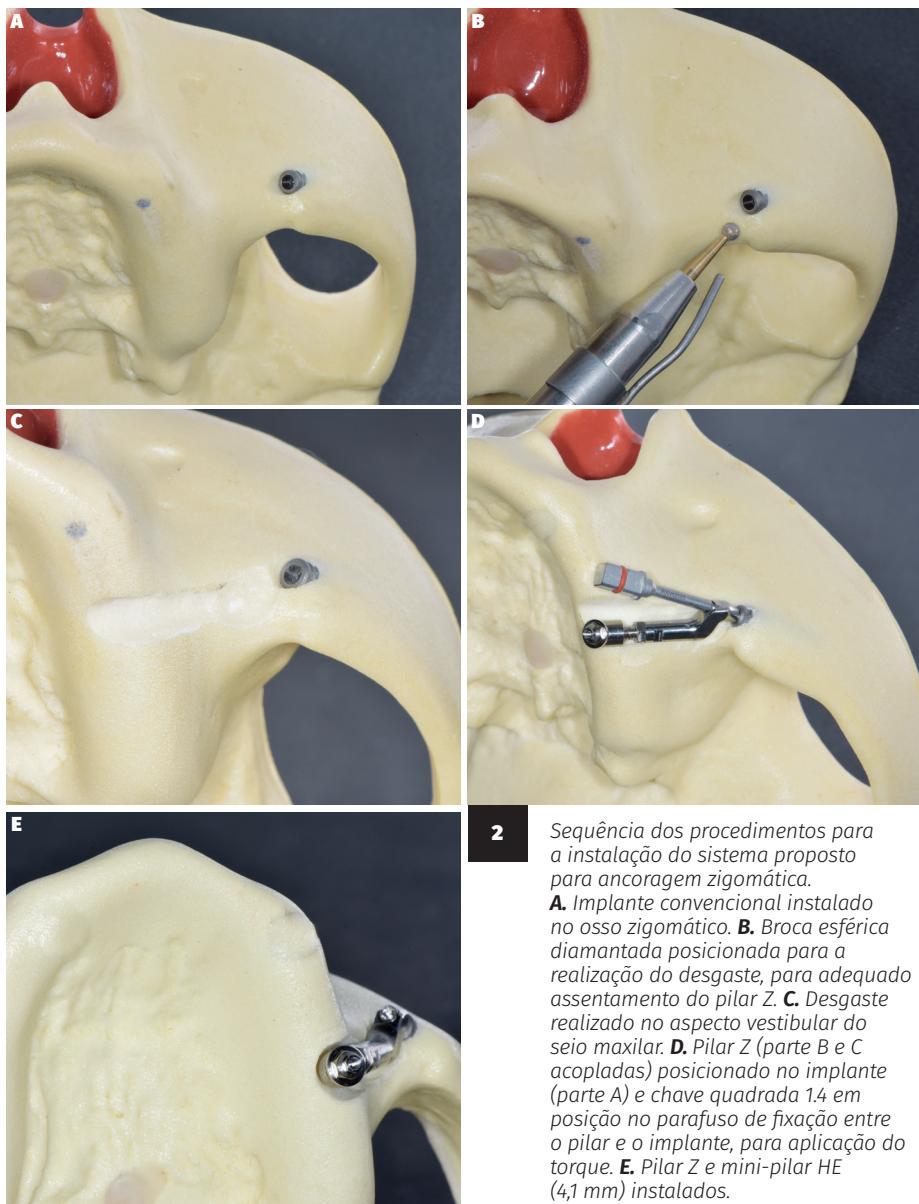
Para a confecção dos espécimes submetidos ao ensaio de resistência à compressão ( $n=10$ ), os implantes (CM Due Cone 3,5 mm x 15 mm, Implacil De Bortoli Ltda.) foram incluídos em resina epóxi rígida (GIV rígida, Polipox – São Paulo, Brasil) com angulação de  $30^\circ \pm 2^\circ$ , de acordo as normas ISO 14801:201512. Após a polimerização completa da resina, os pilares Z (partes B e C) foram acoplados através da rosca autorrosqueante e um torque de 80 Ncm foi aplicado, na sequência os pilares foram instalados nos implantes e um torque de 30 Ncm foi aplicado seguindo as recomendações do fabricante.

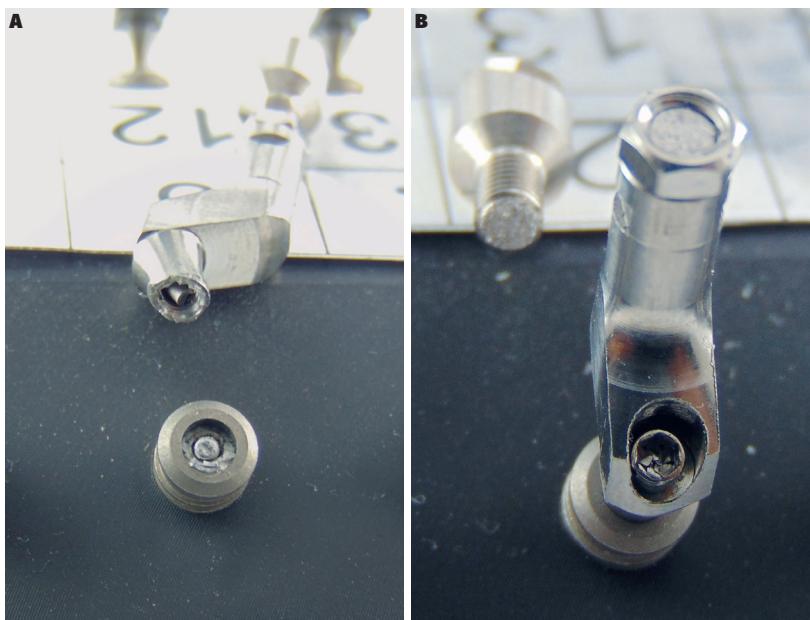
Então, foi realizado o teste de resistência à compressão em uma máquina de ensaio, com célula de carga de

100 kN (Cenic 035, Cenic – São Carlos, Brasil) e velocidade de 5 mm/minuto até a falha, definida como fratura ou deformação permanente do pilar. Os valores de resistência máxima foram mensurados, tabulados e submetidos à estatística descritiva. Para o teste de fadiga cíclica, os espécimes ( $n=15$ ) foram preparados com as mesmas especificações descritas previamente, porém os implantes foram inseridos em uma base de poliacetal (**Figuras 3**) e submetidos à máquina de ensaio com célula de carga de 100 kN (Cenic 035, Cenic). Os seguintes parâmetros foram utilizados: 245 N a uma frequência de 15 Hz, totalizando  $5 \times 10^6$  ciclos. A carga utilizada foi determinada a partir de 80% dos valores médios de compressão obtidos no teste estático, conforme as normas ISO 14801:201512. Durante a fadiga mecânica, os espécimes foram avaliados quanto ao afrouxamento dos parafusos ou fratura do sistema e relacionados à quantidade de ciclos suportados.

### Resultados

A média e o desvio-padrão dos valores de resistência à compressão (N) e a análise estatística descritiva são apresentados na **Tabela 1**. Os pontos de fratura observados nos espécimes durante o teste de compressão foram: 60% fraturas na parte B do pilar Z a nível da plataforma do implante; e 40% fraturas do parafuso presente na parte C (**Figuras 4**). Durante o teste de fadiga, foi observado o afrouxamento do parafuso em três espécimes e nenhuma fratura foi observada para esse protocolo de fadiga. A **Tabela 2** apresenta os tipos de falhas observados de acordo com o espécime e número de ciclos.





**4** Espécimes representativos de fraturas. **A.** Tipo de falha encontrado em 60% dos espécimes: fratura do pilar Z a nível da plataforma do implante. **B.** Tipo de falha encontrado em 40% dos espécimes: fratura do parafuso localizado na parte C do pilar Z.

## Discussão

Este estudo avaliou a resistência à compressão e o comportamento em fadiga do conjunto implante-pilar protético, desenvolvido para um novo sistema de ancoragem zigomática a partir de implantes convencionais associados a um pilar protético modificado (pilar Z). O novo sistema apresentou um desempenho mecânico satisfatório, com média de resistência à compressão de 307,01 N e apenas três casos de afrouxamento do parafuso durante a fadiga mecânica.

A correta transferência das forças oclusais para a estrutura dos implantes é importante para o sucesso da reabilitação, uma vez que evita o afrouxamento do parafuso do pilar, o que pode resultar em localizada deformação plástica ou fratura<sup>13</sup>. Nesse sentido, o pilar protético é um constituinte de extrema importância em próteses implantossuportadas, uma vez que influencia a distribuição de tensão<sup>14</sup> e, por isso, deve apresentar características mecânicas adequadas para suportar cargas oclusais<sup>15</sup>. Testes de compressão *in vitro* demonstraram como os sistemas de implantes resistem à fratura. Neste estudo, o pilar Z avaliado apresenta uma geometria singular especialmente desenvolvida para o novo sistema de ancoragem zigomática e demonstrou um adequado comportamento mecânico, apresentando resistência à compressão em média de 307,01 N.

Um estudo avaliou a resistência à compressão de pilares protéticos convencionais em zircônia com conexões internas e externas com diferentes configurações<sup>16</sup>. Os pilares de zircônia de peça única, internamente e externamente conectados, apresentaram cargas médias de fratura de 292,0 N e 480,9 N, respectivamente. Esse resultado demonstra que o pilar desenvolvido neste estudo apresenta valores intermediários em comparação a sistemas implante-pilar protético convencionais de peça única em zircônia. Ademais, devemos considerar que a capacidade mastigatória de pacientes com prótese total é reduzida em comparação à dentição natural. Segundo estudos, a força mastigatória máxima, a nível dos primeiros molares, é em média inferior a 100 N para portadores de prótese total e inferior a 260 N para portadores de próteses totais implantossuportadas<sup>17-18</sup>. Sendo assim, apesar de não terem sido consideradas características clínicas neste estudo, mecanicamente os pilares Z testados demonstraram suportar cargas dentro do limite de valor considerado para a região de primeiro molar em pacientes reabilitados.

Sistemas de implantes podem falhar em níveis de tensão abaixo da resistência do material<sup>15</sup>. A alta concentração de tensão nas roscas do parafuso é frequentemente a fonte de falha por fadiga. O afrouxamento do parafuso ocorre inicialmente a partir de uma carga funcional externa que corrói gradual e efetivamente o torque de pré-carga, atingindo então

TABELA 1 – MÉDIA, DESVIO-PADRÃO, ERRO-PADRÃO E IC 95% DOS VALORES DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO (EM NEWTONS)

Média	Desvio-padrão	Erro-padrão	IC 95%
307,01	12,69	4,01	298,0 – 316,2

TABELA 2 – TIPOS DE FALHAS OBSERVADOS DURANTE O TESTE DE FADIGA, DE ACORDO COM O ESPÉCIME E O NÚMEROS DE CICLOS

Espécime	Número de ciclos	Tipo de falha
4	$3 \times 10^6$	Afrouxamento do parafuso de retenção da parte B do pilar à plataforma do implante.
7	$3,4 \times 10^6$	Afrouxamento do parafuso de retenção da parte B do pilar à plataforma do implante.
11	$3,7 \times 10^6$	Afrouxamento do parafuso de união entre as partes B e C.

valores superiores à pré-carga do parafuso, o que o torna instável. A partir desse estágio, as cargas cíclicas corroem rapidamente o torque restante, resultando em vibração e micromovimentos que levam à falha do parafuso<sup>19</sup>. Assim, as evidências sugerem que esta região pode ser um elo fraco no sistema<sup>15</sup>, corroborando com os nossos achados, que demonstraram que após cinco milhões de ciclos apenas falhas de afrouxamento do parafuso foram encontradas em três espécimes. Segundo a literatura,  $5 \times 10^6$  ciclos de fadiga mecânica simulam cinco anos em função mastigatória *in vivo*<sup>20</sup>. Para esse protocolo de fadiga, nenhum evento de fratura foi detectado, demonstrando um comportamento mecânico adequado do sistema de ancoragem proposto.

Devido ao insuficiente volume ósseo de maxilas atróficas para a instalação de implantes convencionais, seios maxilares amplos e proximidade da fossa nasal, a reconstrução com os enxertos ósseos autógenos foi sugerida para o aumento vertical e horizontal da maxila<sup>21</sup>. Contudo, diante da alta morbidade desses procedimentos somada às altas taxas de complicações pós-operatórias, como deiscências, infecções e reabsorções severas, outras técnicas foram propostas. Então, os biomateriais foram introduzidos e, dessa vez, ossos heterógeno e xenógeno, bem como hidroxiapatita e sulfato de cálcio, foram usados nas mais diversas técnicas, somados a membranas e telas de titânio. Entretanto, algumas complicações foram observadas, como neoformação óssea pobre e infecções, além do aumento do custo do tratamento<sup>21</sup>. Para contornar as limitações dos procedimentos enxertivos, a técnica de ancoragem zigomática, introduzida por Bränemark para pacientes submetidos a ressecções e traumas, passou a ser utilizada associada a implantes convencionais anteriores. Essa técnica demonstrou um índice de sucesso de 97% em um grupo de 81 pacientes com

acompanhamento de dez anos<sup>22</sup>. Ademais, o tempo de tratamento foi reduzido e um menor número de implantes passou a ser requerido<sup>1,23</sup>.

Apesar dos bons resultados obtidos e das modificações propostas para facilitar a prática desse procedimento, a ancoragem zigomática ainda consiste em uma técnica complexa e de difícil execução, que exige habilidade do profissional e uma curva de aprendizado para executá-la. Isso se deve à complexidade anatômica da região e às diferentes características individuais. Além disso, esse procedimento pode resultar em complicações, como: alterações sensoriais, sinusite maxilar e outras patologias, como cistos cirúrgicos, infecção de tecido mole ao redor dos implantes, parestesia dos nervos infraorbital e zigomático facial, e fistula ororantral<sup>24</sup>.

Em contrapartida, a técnica Facco recém-desenvolvida preconiza a instalação de um implante convencional no osso zigomático sem necessidade de invadir o seio maxilar, independentemente da anatomia do osso zigomático, o que torna o procedimento mais seguro, menos invasivo, de fácil visualização e possibilita o acesso ao campo operatório. Dessa forma, as complicações são diminuídas consideravelmente, uma vez que não há ruptura da membrana sinusal, consistindo-se em uma técnica totalmente exteriorizada. Além disso, a nova técnica proposta favorece a confecção da prótese, uma vez que, após adequação da parede vestibular do seio maxilar, é possível posicionar a plataforma do pilar paralelo à crista óssea, diferentemente das técnicas atuais em que o posicionamento da plataforma protética é considerado um desafio, pois, devido à posição do implante zigomático, em muitos casos a emergência do parafuso da prótese se encontra palatinizada, podendo resultar em uma prótese volumosa, ocasionando sequelas fonéticas<sup>25</sup>.

Diante disso, o novo sistema de ancoragem zigmática demonstra ser uma técnica simples e previsível. Porém, este estudo *in vitro* possui limitações porque não simula o ambiente hostil da cavidade bucal, como variações de temperatura, presença de fluidos bucais e cargas em outras direções. Além disso, são necessários estudos futuros avaliando o sistema de ancoragem bilateral associado a uma barra rígida, a fim de investigar o comportamento mecânico do sistema.

## Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo, pôde-se concluir que o novo sistema para ancoragem zigmática, constituindo-se de um implante convencional associado ao novo pilar Z, apresentou comportamento mecânico e estabilidade satisfatórios, demonstrando ser uma alternativa eficiente para ancoragem zigmática.

## Referências

- Ferrara ED, Stella JP. Restoration of the edentulous maxilla: the case for the zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62(11):1418-22.
- Tamura H, Sasaki K, Watahiki R. Primary insertion of implants in the zygomatic bone following subtotal maxillectomy. *Bull Tokyo Dent Coll* 2000;41(1):21-4.
- Sherry JS, Balshi TJ, Sims LO, Balshi SF. Treatment of a severely atrophic maxilla using an immediately loaded, implant-supported fixed prosthesis without the use of bone grafts: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2010;103(3):133-8.
- Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(2):211-4.
- Parel SM, Brånenmark PI, Ohrnell LO, Svensson B. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *J Prosthet Dent* 2001;86(4):377-81.
- Ruben M, Jose G, Alvaro D, Grace S. Maxillary zygomatic hexagonal implant system (MZH system) for severe resorption: a new technique. *Oral Maxillofac Surg* 2017;21(4):447-51.
- Brånenmark P. Surgery and fixture installation: zygomaticus fixture clinical procedures (vol. 1). Göteborg: Nobel Biocare, 1998.
- Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(6):889-93.
- Miglioranza RM, Ig JP, Serrano AS, de Souza RP, Zamperlini MS. Exteriorização de fixações zigmáticas em relação ao seio maxilar: uma nova abordagem cirúrgica. *ImplantNews* 2006;3(1):30-5.
- Aparicio C. A proposed classification for zygomatic implant patient based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): a cross-sectional survey. *Eur J Oral Implantol* 2011;4(3):269-75.
- Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(4):872-81.
- International Organization for Standardization ISO 14801:2015. Dentistry-implants-dynamic fatigue test for endosseous dental implants. In: Organization T (ed.). Geneva, 2007.
- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(suppl.1):156-8.
- Tribst JPM, de Melo RM, Borges ALS, de Assunção ESRO, Bottino MA. Mechanical behavior of different micro conical abutments in fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33(6):1199-205.
- Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol* 2007;33(1):1-7.
- Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):850-8.
- Fayad MI, Alruwaili HHT, Khan MS, Baig MN. Bite force evaluation in complete denture wearer with different denture base materials: a randomized controlled clinical trial. *J Int Soc Prev Community Dent* 2018;8(5):416-9.
- Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):153-61.
- Bickford J. An Introduction to the design and behavior of bolted joints, revised and expanded. CRC Press, 1995. p.992.
- Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater* 2009;25(11):1419-25.
- Coppedé AR. Soluções clínicas para reabilitações totais sobre implantes sem enxertos ósseos. São Paulo: Santos Publicações, 2019. p.340.
- Bränemark PI, Engstrand P, Ohrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K et al. Bränemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1(1):2-16.
- Aparicio C, Ouazzani W, Garcia R, Arevalo X, Muela R, Fortes V. A prospective clinical study on titanium implants in the zygomatic arch for prosthetic rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla with a follow-up of 6 months to 5 years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8(3):114-22.
- Chrcanovic BR, Abreu MH. Survival and complications of zygomatic implants: a systematic review. *Oral Maxillofac Surg* 2013;17(2):81-93.
- Nakai H, Okazaki Y, Ueda M. Clinical application of zygomatic implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(4):566-70.

## 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, nem estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo. Porém, possuímos patentes ou *royalties*, trabalhamos como testemunha especializada ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

## Agradecimentos

Ao exímio mestre e pesquisador, Dr. Carlos Eduardo Francischone, pela grande colaboração na idealização e orientação durante todo o desenvolvimento dessa nova técnica, e à Implacil De Bortoli, por todo o suporte na realização deste trabalho.

## Endereço para correspondência

**Elton Facco Alves Costa**

Av. Moreira César, 71 – Centro  
18010-010 – Sorocaba – SP  
Tel.: (15) 3329-0666  
eltonfacco@uol.com.br