



Eduardo Appel Kormann

Mechanical performance of two-piece injected zirconia dental implant system: an in vitro study

CURITIBA
2026

Eduardo Appel Kormann

Mechanical performance of two-piece injected zirconia dental implant system:
an in vitro study

Dissertação apresentada a Faculdade ILAPEO
como parte dos requisitos para obtenção de título de
Mestre em Odontologia com área de concentração
em Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Elisa Mattias Sartori

CURITIBA
2026

Eduardo Appel Kormann

Mechanical performance of two-piece injected zirconia dental implant system: an in vitro study

Presidente da Banca Orientadora: Profa. Dra. Elisa Mattias Sartori

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Roberta Schroder Rocha
Profa. Dra. Tatiana Deliberador

Aprovado em: 25/03/2026

Sumário

1. Artigo científico 1	7
2. Artigo científico 2	21

1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO.

MECHANICAL PERFORMANCE OF TWO-PIECE INJECTED ZIRCONIA DENTAL IMPLANT SYSTEM: AN IN VITRO STUDY.

Eduardo Appel Kormann¹
Elisa Mattias Sartori²

¹ DDS, MsC Student in Dentistry at Ilapeo College, Curitiba, Brazil

² DDS, MsC, PhD, Professor at Ilapeo College, Curitiba, Brazil

RESUMO

A demanda por tratamentos mais estéticos e materiais alternativos para implantes entre pacientes alérgicos a implantes de titânio ou que buscam reabilitação livre de metal tem aumentado, e os implantes de zircônia estão surgindo como uma opção. Assim como os implantes de titânio, os implantes de zircônia podem apresentar complicações mecânicas/técnicas. Dessa forma, este estudo teve como objetivo analisar o desempenho mecânico de dois diâmetros de um sistema de implante de zircônia injetada (Y-TZP) em duas peças, utilizando testes estáticos e de fadiga, bem como testes de torção, de acordo com a norma ISO 14801:2016. O sistema de implante Zi® (Neodent, Curitiba, Brasil) foi analisado neste estudo e dividido em dois grupos: Grupo 1, implante Zi® de 3,75 mm de diâmetro; Grupo 2, implante Zi® de 4,3 mm de diâmetro. Setenta e quatro espécimes de cada grupo foram submetidos aos testes, dos quais 30 foram submetidos a testes de compressão estática até a fratura para determinar a carga máxima de fratura, 14 foram submetidos a testes de fadiga para medir o número de ciclos antes da ocorrência de deformação ou fratura sob carga cíclica e 30 foram submetidos a testes de torção. Uma resistência à compressão estática de 396,3 N e 578,7 N foi obtida para os implantes de 3,75 mm e 4,3 mm, respectivamente. Nos testes de fadiga, os implantes de 3,75 mm suportaram cargas de até 250 N e os implantes de 4,3 mm até 300 N por $2,4 \times 10^6$ ciclos. A resistência à torção variou de 139,3 a 179,4 N.cm. Em conclusão, ambos os diâmetros de implante demonstraram desempenho mecânico adequado sob condições estáticas, cíclicas e de torção.

Palavras-chave: Implantes de zircônia; Teste de fadiga; Teste estático; Teste de torção; Desempenho mecânico.

ABSTRACT

The demand for more esthetic treatment and alternative implant materials among patients allergic to titanium implants or seeking metal-free rehabilitation has been increasing, and zirconia implants are emerging as an option. As with titanium implants, zirconia implants can present mechanical/technical complications. Thus, this study aimed to analyze the mechanical performance of two diameters of a two-piece injected Y-TZP implant system using static and fatigue tests, as well as torsion tests, in accordance with ISO 14801:2016. The Zi® implant system (Neodent, Curitiba, Brazil) was analyzed in this study and divided into two groups: Group 1, a 3.75 mm-diameter Zi® implant; Group 2, a 4.3 mm-diameter Zi® implant. Seventy-four specimens of each group were submitted to the tests, 30 of which were subjected to static compression to fracture tests to determine the Maximum fracture load, 14 of which underwent fatigue tests to measure the number of cycles before the occurrence of deformation or fracture under cyclic loading, and 30 of which were subjected to torsion tests. A resistance to static compression of 396.3 N and 578.7 N was obtained for the 3.75 mm and 4.3 mm implants, respectively. In fatigue testing, the 3.75 mm implants withstood loads up to 250 N and the 4.3 mm implants up to 300 N for 2.4×10^6 cycles. The torque resistance ranged from 139.3 to 179.4 N.cm. In conclusion, both implant diameters demonstrated adequate mechanical performance under static, cyclic, and torsional conditions.

Keywords: Zirconia implants; Fatigue test; Static test; Torsion test; Mechanical performance.

INTRODUCTION

Dental implants have become a popular treatment for missing teeth. New implant raw materials, surface treatments, and designs have been developed to improve implant success and patient satisfaction. The demand for more aesthetic treatment and alternative implant materials for patients allergic to titanium implants or seeking metal-free rehabilitation has been increasing¹. Due to this need, industries are investing in ceramic implants. Both zirconia dioxide and yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) are widely used as ceramic implant raw materials².

The one-piece implant was the first type of ceramic implant to be developed. Compared with a two-piece implant, a one-piece implant has several advantages, including increased fracture resistance and reduced susceptibility to low-temperature degradation³. However, the clinical disadvantages of reduced prosthetic versatility, resulting from the lack of abutment angulations, which could compromise rehabilitation esthetics and impair the healing process, are notable. In this way, two-piece zirconia implants have been developed to meet clinicians' needs⁴.

As with titanium implants, zirconia implants can present mechanical/technical complications. Mechanical or technical complications are a type of complication that can occur during implant treatment and are important to patients and clinicians. Screw loosening, fracturing of the veneer or ceramic crown, loss of retention, implant fracture, and abutment fracture are some mechanical complications⁵.

The first ceramic implant, made of alumina, was withdrawn from the market due to its high failure rate and was replaced by zirconia-based materials, including Y-TZP. Within this context, analyzing the mechanical resistance of a two-piece Y-TZP zirconia abutment is essential to guarantee its clinical performance. This study aimed to evaluate the mechanical

performance of two diameters of a two-piece injected Y-TZP zirconia implant system through static, fatigue, and torsional tests.

MATERIALS AND METHODS

Types of Specimens and Preparation

The 3.75 mm diameter Zi® implant (Neodent, Curitiba, Brazil) and the 4.3 mm diameter Zi® implant (Neodent, Curitiba, Brazil) were analyzed in this study. All implants and abutment components in this study were fabricated from yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) by injection molding. The test of both diameters comprised 74 specimens, 30 of which were subjected to static compression to fracture tests to determine the maximum fracture load, 14 of which underwent fatigue tests to measure the number of cycles before the occurrence of deformation or fracture under cyclic loading, and 30 of which were subjected to torsion tests. All implant-abutment assemblies were connected according to the manufacturer's instructions, and a torque value of 32 N.cm was applied as recommended for static and dynamic tests (Table 1).

Table 1 - Materials used in the present study. All implants and abutments were made of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP).

Test	Components	3.75 mm Implant	4.3 mm Implant
Static Compression to Fracture Test	Implant	3.75x10 mm Zi® Implant	4.3x10 mm Zi® Implant
	Abutment	4.5x4.0x1.5 mm Zirconia Base	4.5x4.0x1.5 mm Zirconia Base
	Coping	Zerion LT	Zerion LT
Dynamic Cyclic Fatigue Test	Implant	3.75x10 mm Zi® Implant	4.3x10 mm Zi® Implant
	Abutment	3.75x4.0x1.5 mm Zirconia Base	4.5x4.0x1.5 mm Zirconia Base
	Coping	Zerion LT	Zerion LT
Torsion Test	Implant	3.75x13 mm Zi® Implant	4.3x13 mm Zi® Implant

Source: The author.

Static Compression to Fracture Test

The installation of specimens for all mechanical tests was carried out according to the ISO 14801:2016 protocol⁶. First, static uniaxial compression tests were performed to determine the material's maximum fracture load. Thirty implant-abutment specimens from each group were embedded in resin and exposed approximately 3.0 mm below the nominal bone level. A hemispherical cap was then placed onto the superstructure of the embedded specimen before fixing it to the fixation jig of the testing machine (Zwick Roell Z020, Zwick Roell, Ulm, Germany) so that the load direction formed an inclination of 30° to the specimen (Figure 1). The Panavia V5 cement was used for fixation according to the manufacturer's instructions. Compressive forces were applied at a rate of 1mm/min; the load was increased continuously until failure, defined as fracture or permanent deformation of the implant–abutment assembly. The maximum compression-to-fracture load values for all specimens in each group, along with the average maximum compressive load, were recorded.

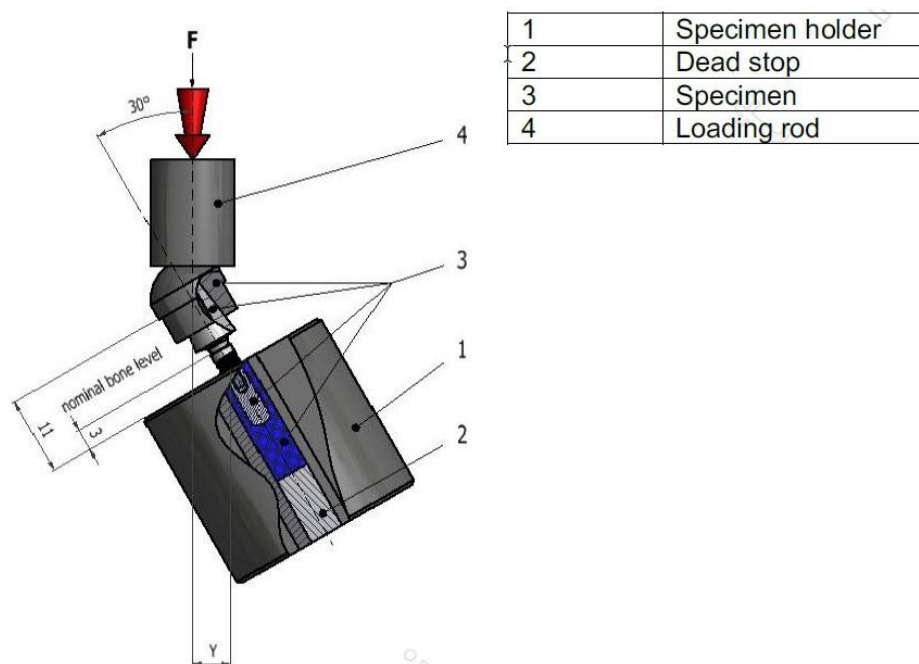


Figure 1 - Mechanical set-up for the straight abutments static compression test.

Dynamic Cyclic Fatigue Test

The fatigue testing was performed in accordance with ISO 14801:2016⁶ to determine the number of cycles to fracture. Fourteen implant-abutment specimens from each group were first hydrothermally aged in accordance with ISO 13356:2015 [15] for 5 h at 134°C. After aging, the abutments were sterilized. The implants were fixed in a sleeve using glue (Elastic Module > 3 GPa; according to the manufacturer's datasheet), with simulated bone resorption of 3 mm. A hemispherical cap was then placed onto the superstructure of the embedded specimen before fixing it to the fixation jig of the testing machine (DYNAdent, DYNA-MESS, Stolberg, Germany) so that the load direction formed an inclination of 40° to the specimen (Figure 2). Cyclic loading with a sine wave form was applied to each specimen, with the ratio of the minimum load to the maximum load set to 0.1 at a frequency of 2Hz in 0.9% NaCl at a 37°C environment. The fatigue test was started with a load of approximately 90% of the average maximum compressive load obtained through the static load test, and the final fatigue limit, which was obtained by incrementally lowering the load, was recorded and defined as the maximum load under which the sample could withstand 2.4×10^6 cycles.

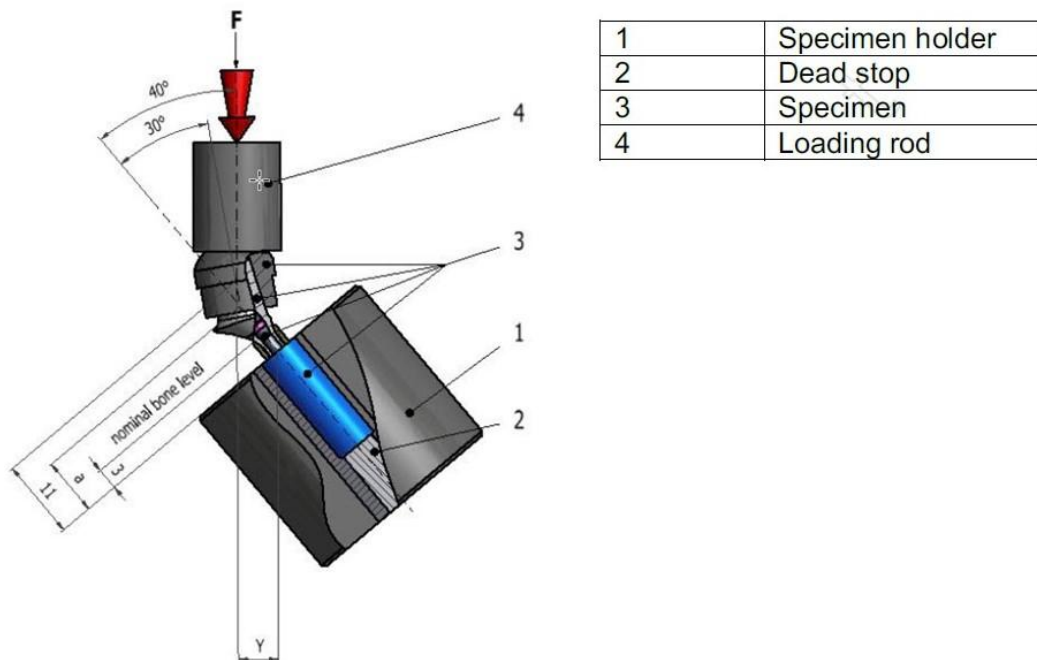


Figure 2 - Mechanical setup for the dynamic cyclic fatigue test of 30°-angled abutments.

Torsion Test

The specimens were cemented on a sleeve with the implant upper 5mm not embedded (Figure 3). Because the transfer pieces cannot transfer torques higher than 90 N.cm, the upper part was removed by overloading the predefined breaking point, to hold the transfer piece on the lower octagon by the adapter for the ratchet. An axial-torsional universal testing machine (LFM-L 1 kN - T5 Nm; Walter Bai, Löhningen, Switzerland) was used to twist the implants. Mechanical stress was applied by applying an axial load of 5 N; the test device rotated the implant clockwise at 2°/s until implant failure occurred. The maximum torque (fracture torque) and torsional yield strength were measured in each specimen.

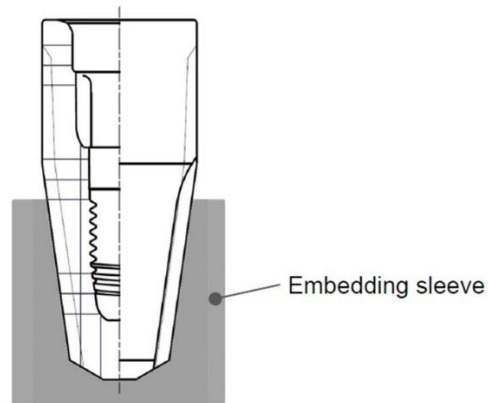


Figure 3 – Specimen cemented on a sleeve for torsion test.

RESULTS

Static Compression to Fracture Test

The mean static test force was 396.3 N (SD = 29.7 N) for a 3.75 mm-diameter implant. Based on this static result, the lowest value was 347.0 N. Sample S19 exhibited the minimum load of 347.0 N, and sample S26 exhibited the maximum load of 468.2 N (Figure 4). For a 4.3 mm-diameter implant, the mean static test force was 578.7 N, with a standard deviation of 49.0 N. Sample S15 showed the minimum load with 443.5 N, and sample S1 showed the maximum load with 687.4 N (Figure 5).

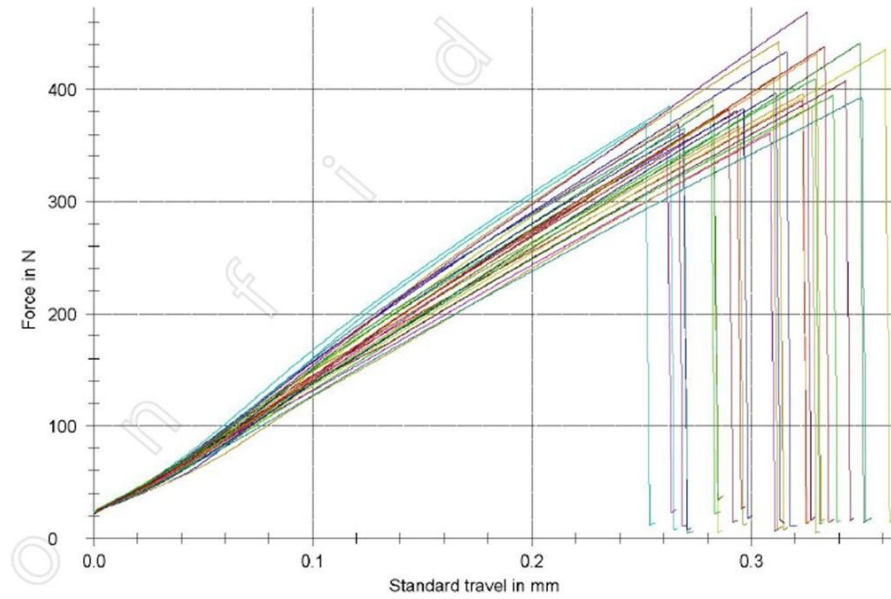


Figure 4 – Static diagram showing Static Compression to Fracture Test results for 3.75 mm diameter implant.

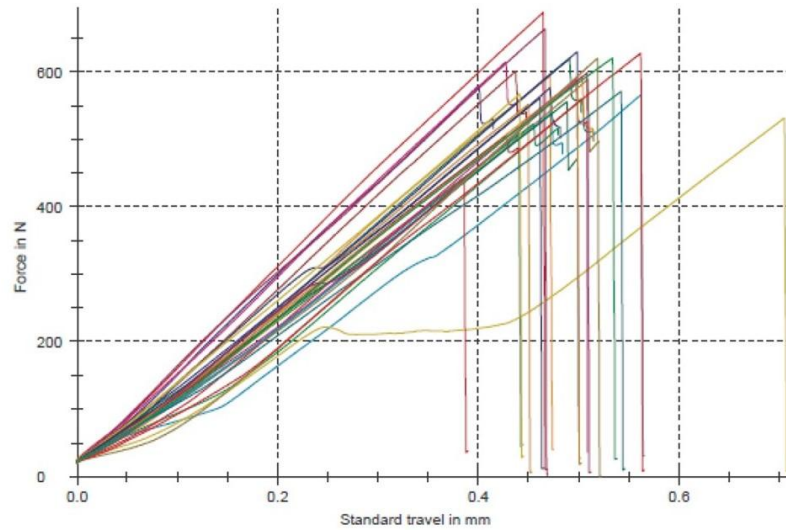


Figure 5 - Static diagram showing Static Compression to Fracture Test results for 4.3 mm diameter implant.

Failure modes include a V-shaped crack in the implant shoulder on the compression side in a 3.75 mm diameter implant, and a V-shaped fracture on the pressure side and a crack in the inner thread in a 4.3 mm diameter implant (Figure 6).

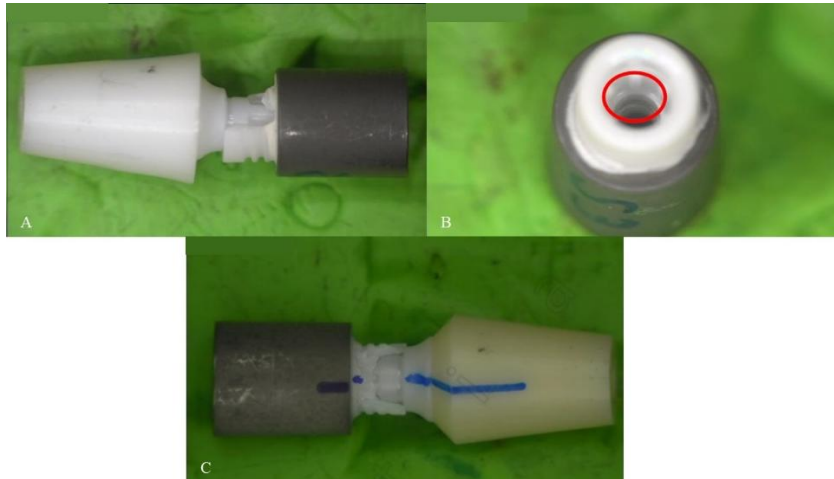


Figure 6 – Failures modes. (A) V-shaped fracture at the pressure side; (B) crack in inner thread; and (C) V-shaped crack in implant shoulder on compression side.

Dynamic Cyclic Fatigue Test

For the 3.75 mm implants, specimens tested at a maximum load of 250 N withstood 2,400,000 cycles without failure, corresponding to a maximum bending moment of 1'435 N.mm. The mean screw torque after the test was 26.4 ± 2.7 N.cm.

In 4.3 mm-diameter implants tested at a maximum endured load of 300 N, 2'400'000 load cycles were completed without failure, corresponding to a maximum bending moment of 1'725 N.mm. The mean screw torque after the test was 29 ± 3 N.cm.

Torsion Test

The 3.75 mm diameter implants had an average torque strength of 141.8 N.cm with a standard deviation of 9.8 N.cm. The highest torque until fracture was 155.9 N.cm and the lowest was 108.2 N.cm (Table 2). All tested specimens fractured above the embedding level. Regarding 4.3 mm diameter implant, the tested implants had an average torque strength of 154.0 N.cm with a standard deviation of 4.4 N.cm. The highest torque to fracture was 163.8 N.cm and the lowest was 139.3 N.cm (Table 2). All tested specimens were broken above the embedding level.

Table 2 - Results of zirconia implant torsion test

Sample	3,75 mm diameter implant - Max Torque (N.cm)	4,3 mm diameter implant - Max Torque (N.cm)
S1	138.8	149.6
S2	151.8	150.1
S3	138.5	149.0
S4	147.1	157.4
S5	130.0	154.5
S6	146.4	153.2
S7	150.3	157.9
S8	152.1	153.4
S9	136.1	156.6
S10	131.3	157.8
S11	148.0	154.6
S12	129.4	157.7
S13	131.6	153.4
S14	138.9	152.8
S15	143.7	151.1
S16	108.2	158.3
S17	136.8	151.8
S18	142.0	154.5
S19	152.3	139.3
S20	135.9	150.8
S21	150.9	154.4
S22	151.2	155.1
S23	141.0	149.9
S24	135.6	156.1
S25	147.7	163.8
S26	146.7	160.5
S27	155.9	151.1
S28	147.3	153.7
S29	147.6	157.6
S30	140.4	154.7

DISCUSSION

It is well known that complex geometry, manufacturing processes, and surface modification can impact the implant's mechanical performance⁷. Thus, mechanical testing of

the final implant design is mandatory prior to market release to assess implant safety and performance prior to clinical use. Otherwise, the patient will suffer from implant early failure. Following ISO 14801 is essential to guarantee a standardized procedure and compliance with different market requirements.

Yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP) is a ceramic material that offers high flexural strength and high fracture toughness compared to other ceramic materials. However, this material suffers from aging conditions due to phase transformation from the tetragonal phase to the monoclinic phase in a humid environment. This phase transformation leads to grain pullout and surface degradation culminating in failure⁸. In our study, we considered this phenomenon in specimens subjected to hydrothermal aging in accordance with ISO 13356:2015 to obtain more clinically relevant results.

We found a resistance to static compression of 396.3 N for a 3.75 mm diameter implant and 578.7 N for 4.3 mm diameter. Maximum occlusal forces ranged from 250 to 400 N for the posterior dentition and from 140 to 170 N for the anterior dentition and have been reported to be clinically compatible⁹. Thus, the maximum static compression values observed are within the range of reported occlusal forces.

In this study, we observed a higher fracture force in the static test than in the dynamic cyclic test. The nature of the dynamic test itself can account for these data. In fragile materials such as ceramics, cyclic fatigue generates small cracks that propagate, leading to fracture at lower stress levels¹⁰. The main causes of structural failures are fatigue, since the forces of failure in a cyclic application of force are much lower than the rupture strength of the materials. In this way, the cyclic test is considered more clinically relevant than the static test¹¹.

Literature reported masticatory stress of 441 N and 981 N, 245 N and 491 N, 147 N and 368 N, and 98 N and 270 N in the molar, premolar, canine, and incisor regions, respectively¹¹. The forces achieved in this study were 170, 190, and 250 N for the 3.75 mm implant and 210

N for the 4.3 mm implant, indicating that both Zi® Implants can withstand forces in the canine and incisor regions. For the posterior region, the implant should be used with caution.

The torsion test is essential for evaluating the implant's resistance during installation, during which torsional forces are applied. Insertion torques reported in the literature vary from 50 to 176 N.cm¹². In this study, both implant diameters and torque strength ranged from 139.3 to 179.4 N.cm, which indicated that these implants are safe and resist the insertion torque adequately.

In this study, the V-shaped fracture on the pressure side was the most common failure mode. The same failure mode was also observed by Stimmelmayer et al.¹³ when they subjected a two-piece Y-TZP zirconia abutment to mechanical testing. According to them, the high titanium screw stability helps to strengthen the connection of the system, resulting in this type of failure mode.

Due to the difficulty of connecting zirconia implants to abutments and zirconia's brittleness, the first ceramic implants were one-piece. When comparing one-piece and two-piece implants, the one-piece exhibits higher fracture strength and reliability in the cyclic fatigue test¹⁴. Beyond the superiority of the one-piece implant, this study demonstrated that the two-piece ceramic implant is reliable.

One limitation of this study is that the dynamic cyclic fatigue test used different loading forces, which preclude a direct comparison between the two groups. The fatigue test begins with a high load, and the load is decreased stepwise. This step should be equal across groups to facilitate comparison. Finally, it is important to highlight that these mechanical tests do not guarantee clinical safety and performance; however, they are predictive and should be performed before clinical use to avoid implant failure.

From a clinical perspective, the mechanical performance observed in this study suggests that both implant diameters may be suitable for anterior regions, where occlusal loads are lower.

However, caution should be exercised when indicating these implants for posterior regions due to higher masticatory forces and the reduced fatigue resistance observed under cyclic loading conditions. Therefore, clinical indication should consider load distribution, occlusal scheme, and patient-specific factors.

CONCLUSION

Both implant diameters demonstrated adequate mechanical performance under static compression, cyclic fatigue, and torsional testing conditions. The 4.3 mm implants showed higher fracture resistance compared to the 3.75 mm implants. Torque resistance values were within the expected range for implant insertion, indicating satisfactory mechanical stability of the system.

REFERENCES

1. Roehling S, Gahlert M, Bacevic M, et al.: Clinical and radiographic outcomes of zirconia dental implants—A systematic review and meta-analysis *Clin Oral Implants Res* 2023;34:112–124
2. Pieralli S, Kohal RJ, Jung RE, et al.: Clinical outcomes of zirconia dental implants: a systematic review *J Dent Res* 2017;96:38–46
3. Bethke A, Pieralli S, Kohal R-J, et al.: Fracture resistance of zirconia oral implants in vitro: A systematic review and meta-analysis *Materials* 2020;13:562
4. Payer M, Heschl A, Koller M, et al.: All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants—a randomized controlled clinical trial *Clin Oral Implants Res* 2015;26:371–376
5. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, et al.: A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years *Clin Oral Implants Res* 2012;23:22–38
6. ISO Standard: ISO 14801:2016 - Dentistry - Implants - Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants 2016
7. Spies BC, Nold J, Vach K, et al.: Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:1–10

8. Zhang C, Agingu C, Tsoi JKH, et al.: Effects of Aging on the Color and Translucency of Monolithic Translucent Y-TZP Ceramics: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies *Biomed Res Int* 2021;2021:8875023
9. On S-W, Yi S-M, Park I-Y, et al.: Fracture and fatigue of dental implants fixtures and abutments with a novel internal connection design: an in vitro pilot study comparing three different dental implant systems *J Funct Biomater* 2022;13:239
10. Koyama T, Sato T, Yoshinari M: Cyclic fatigue resistance of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals with hot isostatic press processing *Dent Mater J* 2012;31:1103–1110
11. Coray R, Zeltner M, Özcan M: Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;62:333–346
12. Elshahawy W, Ajlouni R, Ajlouni K, et al.: Failure torque of ceramic neck titanium implant *J Prosthet Dent* 2018;119:432–436
13. Stimmelmayer M, Lang A, Beuer F, et al.: Mechanical stability of all-ceramic abutments retained with three different screw materials in two-piece zirconia implants—an in vitro study *Clin Oral Investig* 2020;24:1801–1806
14. Preis V, Kammermeier A, Handel G, et al.: In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application *Dental Materials* 2016;32:765–774

2. Artigo científico 2

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO.

USO DO FLUXO DIGITAL PARA A REABILITAÇÃO DE ARCO TOTAL MAXILAR, COM CIRURGIA VIRTUAL GUIADA E INSTALAÇÃO DE PRÓTESE PROVISÓRIA FRESADA EM PMMA.

Eduardo Appel Kormann¹
Elisa Mattias Sartori²

¹ DDS, MsC Student in Dentistry at Ilapeo College, Curitiba, Brazil

² DDS, MsC, PhD, Professor at Ilapeo College, Curitiba, Brazil

RESUMO

Na odontologia digital, a combinação de cirurgia de implantes virtualmente guiada e fluxo de trabalho digital tem apresentado alto índice de sucesso na reabilitação de casos complexos. O objetivo deste trabalho é relatar um caso clínico de carga imediata, com reabilitação de arco total maxilar, com prótese provisória fresada em PMMA, utilizando o fluxo digital e a cirurgia virtual guiada. Com base nos exames clínicos e de imagem, foi realizado o diagnóstico inicial do caso, depois proposto, aceito pela paciente, e foram executados o planejamento e o tratamento reabilitador utilizando uma prótese dentária sobre 6 implantes, passando por prótese provisória fresada em PMMA na arcada maxilar e coroas sobre implantes nos dentes 36, 37, 46 e 47. O uso do fluxo digital para o planejamento da reabilitação maxilar total, com cirurgia virtual guiada e instalação de prótese provisória fresada em PMMA, demonstrou ser uma opção de diagnóstico, planejamento e tratamento reprodutível, efetiva, assertiva e satisfatória.

Palavras-chave: Planejamento de prótese dentária; Implantes dentários; Arcada edêntula; Cirurgia assistida por computador; Polimetil metacrilato.

ABSTRACT

In digital dentistry, the combination of virtually guided implant surgery and a digital workflow has demonstrated a high success rate in the rehabilitation of complex cases. The objective of this work is to report a clinical case of immediate loading for full maxillary arch rehabilitation using a milled PMMA provisional prosthesis and a digital workflow with guided virtual surgery. Based on clinical and imaging examinations, an initial diagnosis of the case was made, followed by the proposal, acceptance by the patient, and execution of the rehabilitation treatment plan using a dental prosthesis on 6 implants, followed by a milled PMMA provisional prosthesis in the maxillary arch and implant-supported crowns on teeth 36, 37, 46, and 47. The use of a digital workflow for planning full maxillary rehabilitation, including guided virtual surgery and installation of a milled PMMA provisional prosthesis, proved to be a reproducible, effective, assertive, and satisfactory diagnostic, planning, and treatment option.

Keywords: Dental prosthesis design; Dental implants; Jaw, edentulous; Surgery, computer-assisted; Polymethyl methacrylate.

INTRODUÇÃO

A Odontologia Digital trouxe enormes avanços tecnológicos, permitindo que os profissionais realizem tratamentos cada vez mais rapidamente e com maior previsibilidade quanto aos resultados a serem alcançados. A odontologia digital é um modelo de prática odontológica que envolve o uso de componentes digitais e softwares odontológicos em substituição aos procedimentos tradicionais. Entre as vantagens para os profissionais de odontologia estão o aumento na eficácia de tratamentos e a melhora da experiência dos pacientes¹.

Um dos benefícios de usar um fluxo de trabalho digital é a possibilidade de obter informações pré-operatórias mais detalhadas. Hoje, esta informação não é mais estática; agora, ela permite a visualização tridimensional dos exames de um paciente. Pode ainda permitir a simulação do plano de tratamento pretendido em um ambiente virtual antes da intervenção clínica. O objetivo principal dos sistemas de cirurgia guiada por computador é conseguir a instalação de implantes posicionados a partir de um planejamento protético ideal da forma mais segura, rápida e, quando possível, através de um procedimento minimamente invasivo².

O diagnóstico e reabilitação de pacientes com diminuição da dimensão vertical são procedimentos complexos para os dentistas, particularmente porque são frequentemente definidos de forma aleatória. Apesar de o JIG de Lúcia ser muito utilizado e bem descrito na literatura, ele apresenta poucas referências. A utilização de um guia, como o JIG, estético e funcional, facilita e contribui para o processo de restabelecimento da DVO de forma mais satisfatória³.

Como opção para a otimização da confecção de prótese provisória de arco total, pode-se utilizar uma prótese fresada em PMMA, idealizada a partir dos escaneamentos intraorais e dimensionada digitalmente. MAKAROV et al, 20214, concluíram que próteses provisórias pré-fabricadas digitalmente para carga imediata de arcada total podem ser uma modalidade de

tratamento alternativa válida. As restaurações fresadas de PMMA provaram ser suficientemente duráveis durante a longa fase provisória, sem complicações protéticas⁴.

Desta forma, o objetivo deste trabalho é relatar um caso clínico de carga imediata, com reabilitação de arco total maxilar e prótese provisória fresada em PMMA, utilizando o fluxo digital e a cirurgia virtual guiada.

RELATO DE CASO

A paciente VG, gênero feminino, 77 anos, procurou a clínica da Faculdade ILAPEO (Curitiba, Brasil), com queixas principais de dificuldade alimentar e estética do sorriso. Na anamnese, relatou artrose e hipertensão arterial severa, citando o uso de vários medicamentos de uso contínuo. No histórico médico, foram relatadas complicações pós-operatórias relacionadas a essa condição sistêmica, inclusive internação em unidade de terapia intensiva após cirurgia de instalação de prótese de joelho.

Foi realizado exame clínico e solicitada tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) das arcadas superiores e inferiores. A paciente apresentava perdas dentárias múltiplas na arcada superior e na região posterior inferior. Fazia uso de prótese parcial removível superior. Os dentes anterossuperiores apresentavam grande mobilidade dentária, inclinação acentuada no sentido vestibular e, pela ausência dos dentes posteriores, eram os únicos responsáveis pela manutenção da dimensão vertical de oclusão (DVO). Testes funcionais e anatômicos demonstraram diminuição da DVO (Figura 1).



Figura 1 – (A e C) Visões extraorais laterais e (B) frontal, mostrando a condição inicial da paciente.

Com base nos exames clínicos e de imagem, foi realizado o diagnóstico e proposto, como tratamento reabilitador, uma prótese dentária sobre 6 implantes, utilizando, na fase provisória, prótese fresada em PMMA maxilar e próteses sobre implantes nos dentes 36, 37, 46 e 47. Durante o planejamento, foi definido um fluxo digital de trabalho, tanto cirúrgico quanto protético, com o objetivo de reduzir o tempo e a morbidade e aumentar a previsibilidade do caso clínico.

O tratamento foi iniciado com o escaneamento intraoral. Para o restabelecimento da DVO, foi confeccionado um JIG de Lúcia e realizados os testes funcionais. Foi então realizado o escaneamento da mordida com o JIG em posição para transferir o restabelecimento da DVO ao software de planejamento protético (Figura 2A).

Os arquivos do exame tomográfico (DICOM) e do escaneamento (STL) foram enviados para uma central de planejamento (DLab, Curitiba, Brasil) que utilizou os softwares exocad DentalCAD (exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha) e coDiagnostiX (Dental Wings, Montreal, Canadá). Após aprovação do enceramento digital protético, foi realizado o planejamento virtual cirúrgico, que consistiu em seis implantes Helix Grand Morse (GM, Neodent, Curitiba, Brasil) a serem instalados na maxila, utilizando guia cirúrgico virtual (Figura 2B), instalação de minipilares GM (Neodent, Curitiba, Brasil) e moldagem de transferência com guia multifuncional para a confecção do provisório fresado em PMMA, a ser instalado no dia posterior à cirurgia. Na mandíbula foram planejados implantes Helix GM (Neodent) nas regiões dos dentes 36, 37, 46 e 47. Sob orientação médica, foi decidido realizar as etapas cirúrgicas em dois momentos distintos.

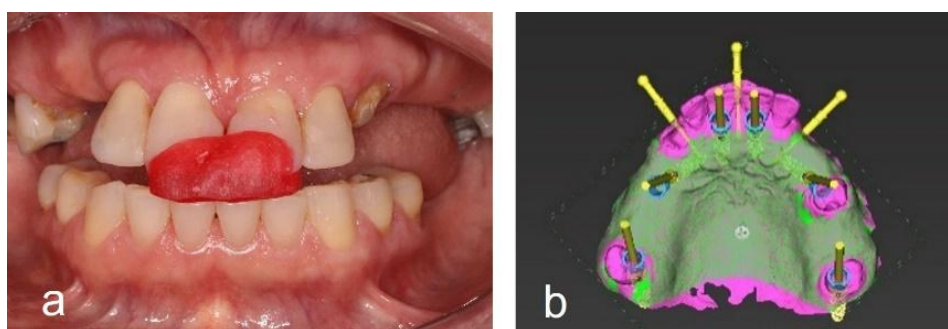


Figura 2 – (A) Arcadas em oclusão com o JIG de Lúcia em posição; (B) Planejamento cirúrgico digital no software coDiagnostiX.

A primeira cirurgia foi o tratamento na maxila. Após anestesia com bloqueios regionais com Mepivacaína 2% e epinefrina 1:200.000 (DFL, Rio de Janeiro, Brasil), para evitar edema anestésico nas áreas de instalação do guia cirúrgico, as exodontias foram realizadas sem abertura do retalho. Na região do elemento 27, destinada ao implante mais distal esquerdo, durante a exodontia, houve uma fratura de tábua óssea, confirmada por sondagem, o que levou à ausência de tecido ósseo na região para ancoragem. O guia cirúrgico foi fixado com parafuso de enxertia óssea no palato duro e com pinos de fixação na região vestibular. A sequência de fresagem e a instalação dos 5 implantes foram realizadas conforme o planejamento virtual e as recomendações do fabricante, utilizando o kit cirúrgico Neodent Guided Surgery (NGS, Neodent). Após, o guia cirúrgico foi removido e abriu-se um retalho mucoperiosteal na região do elemento 26, onde foi instalado, à mão livre, um implante Helix GM (Neodent). O implante mais distal do lado direito (região 18) não apresentou travamento primário adequado, o que não indica carregamento imediato. Os outros implantes alcançaram torques acima de 40 N.cm, sendo instalados os minipilares indicados no planejamento e realizada moldagem com transferentes quadrados unidos ao guia multifuncional com resina tipo pattern (Pattern Resin LS, GC Corporation, Tóquio, Japão) (Figura 3). No dia subsequente, a prótese provisória fresada em PMMA foi instalada e a oclusão ajustada (Figura 4).

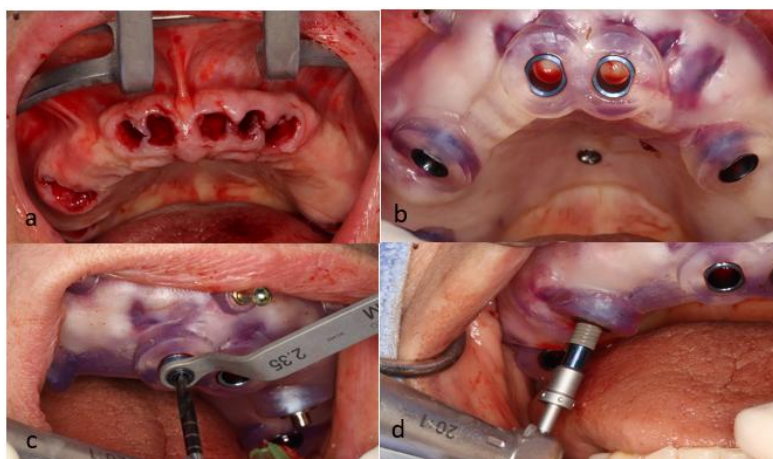


Figura 3 – (A) Visão intraoral após o procedimento de exodontia sem abertura de retalho; (B) Guia virtual cirúrgico fixado; (C) Fresagem; (D) Instalação dos implantes.

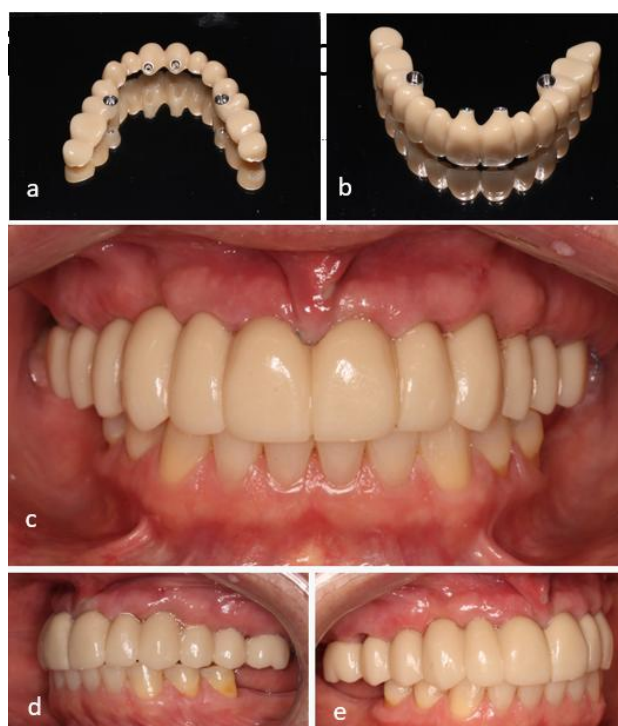


Figura 4 – (A e B) Prótese provisória maxilar fresada em PMMA. (C, D e E) Visão intraoral em oclusão com a prótese provisória em posição.

Como medicação pós-operatória, foram administrados amoxicilina (500 mg), Spidufen (600 mg) e dipirona sódica (1 g). Os cuidados pós-operatórios e as orientações foram reforçados e a paciente também os recebeu por escrito. Após a instalação da prótese, um exame panorâmico foi realizado (Figura 5) para avaliar a adaptação dos cilindros. No pós-operatório não foi observado nenhum sinal ou sintoma de alterações. A paciente relatou satisfação com o

tratamento e não apresentou queixas álgicas. A mesma foi acompanhada até a cicatrização completa dos implantes e encaminhada para a realização da prótese cerâmica.



Figura 5 – Raio-x panorâmico de acompanhamento.

DISCUSSÃO

Algumas das principais indicações da cirurgia guiada por computador referem-se à utilização em casos em que a quantidade de osso é limitada ou quando há situações anatômicas críticas, como a instalação de implantes próximos ao seio maxilar ou ao canal do nervo mandibular^{5,6}. Principalmente nesses casos, é necessário conhecer os desvios máximos da posição dos implantes que esses sistemas de cirurgia virtual guiada permitem, para trabalharmos dentro da margem de segurança apropriada⁷. No caso relatado, a reabilitação final planejada é uma prótese dentária, o que exige o posicionamento dos implantes o mais ideal possível. Além disso, a relação dos implantes com áreas críticas, como o seio maxilar e a tuberosidade maxilar. E, na presença de comorbidades da paciente, entende-se como vantajosa a indicação de uma cirurgia virtualmente guiada.

O desenvolvimento de tecnologias de imagem, como a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), levou a um avanço no planejamento cirúrgico em implantodontia, quando comparado ao planejamento baseado apenas em radiografias panorâmicas. Pois fornece dados

tridimensionais da anatomia do paciente, das estruturas nervosas e vasculares a serem evitadas⁸.

Desta forma, esse exame foi previamente solicitado à paciente para que tais informações possibilitassem avaliar a disponibilidade óssea, identificar as estruturas anatômicas críticas, detectar patologias e simular virtualmente a instalação cirúrgica de implantes sobrepostos em imagens tridimensionais⁹.

A tecnologia de escaneamento intraoral tem influenciado especialmente o campo da odontologia relacionado à cirurgia virtual guiada por computador. Por meio da captura digital de estruturas dentais e da mucosa superficial da cavidade oral, os escâneres intraorais têm, ao serem unidos às TCFCs, contribuído para acrescentar valor considerável ao fluxo de trabalho digital. Ao sobrepor exames de TCFC e escaneamento intraoral por meio de superfícies compatíveis com os dentes, pode-se obter uma visão virtual realista dos tecidos duros e moles do paciente. Utilizando esse modelo virtual, uma reabilitação protética foi planejada, o posicionamento dos implantes foi programado em relação à futura reabilitação e guias puderam ser confeccionados. A fusão de imagens de escaneamento intraoral e TCFC foi utilizada para sobreposição dos guias cirúrgicos estáticos¹⁰.

Ao depararmos-nos com a introdução de fluxos de trabalho digitais em nossa clínica diária, é preciso reconhecer que haverá uma curva de aprendizado associada à implementação da tecnologia digital, que envolve tanto aspectos técnicos quanto clínicos. Marei et al. (2019)¹¹, com o intuito de avaliar a influência da experiência do cirurgião dentista na acurácia da instalação de implantes através de um protocolo de cirurgia parcialmente guiada por computador, concluíram que o nível de experiência afeta a acurácia da instalação de implantes em cirurgias parcialmente guiadas por computador no sentido vestibulo lingual, sugerindo que o protocolo de cirurgia parcialmente guiada por computador não é suficiente para compensar o nível de experiência do operador¹¹.

O processo totalmente manual de instalação de implantes e de reabilitação posterior está fundamentado em nosso conhecimento científico, nossa capacidade técnica e nossas decisões racionais. Cabe a nós, o constante aperfeiçoamento através do estudo e do treinamento técnico. Porém, como escreveu Antônio Damásio, “(...) toda e qualquer expressão racional está baseada em emoções”. Esta citação nos sugere que o entendimento e o uso do fluxo de trabalho digital podem dar-nos mais controle sobre o processo de instalação de implantes, diminuindo a inconstância a que estamos submetidos ao operarmos livremente¹¹.

A análise da acurácia dos sistemas de implantes em cirurgia virtualmente guiada tem sido comumente conduzida medindo a diferença entre a posição planejada do implante e a posição real do implante após a instalação, em vários parâmetros¹². Neste caso, uma tomografia pós-operatória confirmou o adequado posicionamento de cinco dos seis implantes planejados, excetuando aquele não instalado na região planejada devido ao trauma cirúrgico na exodontia do elemento 27.

Em reabilitações de arco total em que estão presentes alguns dentes que serão extraídos e necessita-se da preservação de estruturas anatômicas delicadas para a preservação da estética bucal, é usual a utilização de próteses provisórias para a fase de cicatrização e maturação da arquitetura dos tecidos bucais envolvidos. Para esta fase da reabilitação foi planejada uma prótese fresada em PMMA. A literatura tem mostrado o sucesso do uso de próteses fresadas em PMMA pré-fabricadas instaladas no dia da cirurgia⁴, submetidas a um ano de carga funcional para simular a longa fase provisória, na qual nenhuma fratura ocorreu durante todo o período, justificando a indicação de se utilizar uma prótese provisória em PMMA. Levando satisfação ao paciente no trans e no pós-operatório.

CONCLUSÃO

O uso do fluxo digital para o planejamento da reabilitação maxilar total, com cirurgia virtual guiada e instalação de prótese provisória fresada em PMMA, demonstrou ser uma opção de diagnóstico, planejamento e tratamento reprodutível, efetiva, assertiva e satisfatória.

REFERÊNCIAS

1. Morton D, Gallucci G, Lin W, et al.: Group 2 ITI consensus report: prosthodontics and implant dentistry *Clin Oral Implants Res* 2018;29:215–223
2. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, et al.: Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients *Clin Oral Implants Res* 2012;23:137–143
3. Flavio A: THE ESTHETIC JIG: An Original Dental Appliance for Esthetic Rehabilitation of Occlusal Vertical Dimension. *Journal of Cosmetic Dentistry* 2019;34
4. Makarov N, Pompa G, Papi P: Computer-assisted implant placement and full-arch immediate loading with digitally prefabricated provisional prostheses without cast: a prospective pilot cohort study *Int J Implant Dent* 2021;7:1–9
5. Jorba-Garcia A, Figueiredo R, Gonzalez-Barnadas A, et al.: Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: An in-vitro study *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2018:0–0
6. Ku J-K, Lee J, Lee H-J, et al.: Accuracy of dental implant placement with computer-guided surgery: a retrospective cohort study *BMC Oral Health* 2022;22:8
7. Shi Y, Wang J, Ma C, et al.: A systematic review of the accuracy of digital surgical guides for dental implantation *Int J Implant Dent* 2023;9:38
8. Formenti N: Cirurgia guiada em implantologia–revisão narrativa PQDT-Global 2019
9. Dandekeri SS, Sowmya MK, Bhandary S: Stereolithographic surgical template: a review *J Clin Diagn Res* 2013;7:2093
10. Rangel FA, Maal TJJ, Bronkhorst EM, et al.: Accuracy and reliability of a novel method for fusion of digital dental casts and cone beam computed tomography scans *PLoS One* 2013;8:e59130
11. Marei HF, Abdel-Hady A, Al-Khalifa K, et al.: Influence of surgeon experience on the accuracy of implant placement via a partially computer-guided surgical protocol. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2019;34
12. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, et al.: Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:25–42

