

Santo Catapano, Mattia Ferrari, Nicola Mobilio, Marco Montanari, Massimo Corsalini, Francesco Grande, Simone Fedi  
 oprac. lic. st. tech. dent. Paweł Matusiak

# Analiza porównawcza stabilności śrub protetycznych pod cyklicznym obciążeniem w implantoprotetyce – badanie *in vitro*

W ostatnich kilku dekadach przykręcana proteza na implantach staje się coraz bardziej popularna i powszechna w rehabilitacji osób bezzębnych (1-3). Wielokrotnie zaproponowano i zaakceptowano to rozwiązanie rehabilitacji szczęki i żuchwy w literaturze medycznej, opierając się na jednostce zaniku kości, pneumatyzacji zatoki szczękowej, ilości dostępnej kości i położenia nerwu w żuchwie, co ma korzystny wpływ na psychikę pacjenta przy leczeniu bezzębia (4-7). Technika All-On-Four do rehabilitacji całkowicie bezzębnej żuchwy, pierwotnie zaproponowana przez Malo i wsp. (8), jest obecnie używana przez klinicystów (9-11) w celu osiągnięcia prawidłowych funkcji żucia i mowy jako optymalne wsparcie protetyczne i przywrócenie pacjentowi akceptowalnej sytuacji (12). W tego typu rehabilitacji na implantach komponenty pośrednie między mocowaniem implantu a podbudową protetyczną stosuje się w celu

skorygowania niewspółosiowości implantów oraz pasywnego dopasowania konstrukcji. W przypadku tej techniki jednym z najczęściej stosowanych systemów połączenia jest łącznik Multi-Unit-Abutment (MUA), w skład którego wchodzi proste lub kątowe elementy o różnej wysokości zmieniające wewnętrzne połączenie implantu na stożkowe połączenia zewnętrzne. W ten sposób dozwolone jest pasywne dopasowanie protetyczne nawet w przypadku nierównoległości implantów. Naprężenie okluzyjne jest przenoszona przez śrubę w implantcie na śrubę w łączniku, czyli mniejszą niż pierwsza, i może być słabym punktem w przypadku powłok protetycznych. Alternatywą systemu MUA może być system OT-Bridge® (Rhein'83, Bolonia, Włochy). System OT-Bridge jest złożony z niskoprofilowego mocowania protezy overdenture (OT-Equator) oraz komponentu reprezentowanego przez wymienny pierścień acetalowy (pierścień Seegera) i cylindrycz-

**TITLE:** Comparative analysis of the stability of prosthetic screws under cyclic loading in implant prosthetics – an in vitro study

**STRESZCZENIE:** Porównanie utraty napięcia wstępnego przy braku obciążenia i po ustalonej liczbie cyklicznych obciążeń na 7-milimetrowym wsporniku dystalnym w dwóch różnych systemach połączeń wykorzystujących rozwiązanie stałe na czterech implantach.

Metody. Dwa modele bezzębnej żuchwy rehabilitowanej dwoma typami systemu łączników (Multi-Unit-Abutment i OT-Bridge) wspierającymi hybrydę protezy. Analizowano wartości momentu obrotowego śruby mocującej protezę po dziesięciu minutach od wstępnego dokręcenia śruby i po 400 000 wielokrotnych obciążeniach. Dla każdego systemu mocowania odnotowano różnice między początkowymi i końcowymi wartościami momentu obrotowego oraz ostatecznie porównano oba systemy.

Wyniki. Brak statystycznie istotnych różnic dotyczących utraty napięcia wstępnego między systemem MUA i OT-Bridge stwierdzono po 400 000 cyklicznych obciążeń, jednak w systemie MUA stwierdzono je między przednimi i tylnymi śrubami implantu. Znaczące różnice w stratach napięcia wstępnego stwierdzono tylko dla systemu MUA, porównując początkowy moment obrotowy śruby mierzony po 10 minutach od dokręcenia przy braku cyklicznych obciążeń.

**SŁOWA KLUCZOWE:** utrata napięcia wstępnego, stożkowa śruba oporowa, łącznik wieloczołowy, OT-Bridge, połączenie protetyczne, protezy wsparte na implantach, moment dokręcania

**SUMMARY:** Comparison of the preload loss in the absence of loading and after a fixed number of cyclic loads on a 7 mm distal cantilever in two different systems using fixed solutions on four implants. Methods. Two models of the toothless lower jaw rehabilitated with two types of abutment systems

(Multi-Unit-Abutment and OT-Bridge) supporting a hybrid prosthesis. The values of the torque holding the prosthesis 10 minutes after the initial tightening and after 400,000 multiple loads were analyzed. For each system, the differences between the initial and final torque values were noted and the systems were finally compared. Results. The lack of statistically significant differences concerning the loss of preload between the MUA and OT-Bridge systems was confirmed after 400,000 cyclic loads, however the differences were noted in the MUA system between the front and back screws of the implant. Significant differences in the preload loss were noted only for the MUA system by comparing the initial torque measured 10 minutes after tightening in the absence of cyclic loads.

**KEYWORDS:** loss of preload, conical stop bolt, multi-segment connector, OT-Bridge, prosthetic connection, dentures supported on implants, tightening torque

ny łącznik tytanowy z wnęką na połączenie retencyjne, przeznaczoną do wprowadzenia w połączenie pierścienia acetalowego. W ten sposób pierścień Seegera zapewnia bezpieczne i działające elastyczne mocowanie systemu zaczepu, co uniemożliwia odkręcenie protezy. Najczęściej powikłania mechaniczne w protezach wspartych na implantach są reprezentowane przez odpryski protezy, złamanie filaru i złamanie śruby filaru/implantu oraz obluźowania (13-16). Ta ostatnia komplikacja, zawsze poprzedzona redukcją jego napięcia wstępnego (17-20), definiowana jest jako siła osiowa generowana podczas dokręcania śruby i występuje między gwintami śruby a wewnętrzną częścią implantu w jego osi. Na luzowanie śruby wpływa kilka czynników, takich jak: jej geometria, właściwości materiału (w szczególności sztywność, tekstura powierzchni i stan powierzchni współpracujących), stopień smarowania, szybkość dokręcania, integralność powierzchni połączenia, niedopasowanie protezy itp. (17). Skład stopu metalu śruby i łącznika jest ważnym czynnikiem definiującym element tarcia podczas współpracujących sił, który wpływa na stabilność systemu połączeń pod względem pochłaniania napięcia wstępnego (18, 19). Również rodzaj łącznika (frezowany lub odlewany), powłoka powierzchni lub systemy połączeń implantów mogą odgrywać kluczową rolę w odniesieniu do tego zjawiska. Zgodnie z naszą najlepszą wiedzą nie ma badań porównawczych pod kątem powikłań protetycznych między MUA a OT-Bridge w literaturze. Cel tego badania *in vitro* polegał na porównaniu strat napięcia wstępnego w systemach połączeń MUA i OT-Bridge przy użyciu modelu protetycznego typu All-On-Four, z cyklicznym obciążeniem i bez obciążenia na 7-milimetrowym dystalnym wsporniku.

## Materiały i metody

To badanie *in vitro* nie wymagało zgody dotyczącej etyki. Zmodyfikowana lista kontrolna CONSORT uwzględniła pozycje sprawozdawcze z badań materiałów stomatologicznych *in vitro*.

### Realizacja modeli

Dwa modele referencyjne reprezentujące pacjentów uzyskano podczas wykonywania wycisku pobranego z bezzębego modelu żuchwy rehabilitowanej fantomowo czterema implantami w pozycji kłów i drugich przedtrzonowców zgodnie z koncepcją „all-on-four” (8). Każdy implant został umieszczony zgodnie z wcześniej ustalonym kątem: osie implantów w pozycji kłów były prostopadłe do płaszczy-

zny okluzyjnej, a osie implantów w drugich przedtrzonowcach były odchylone dystalnie pod kątem 30 stopni. Modele zostały wykonane przy użyciu żywicy epoksydowej (Trias Chem Srl, Parma, Włochy) w celu zwiększenia właściwości mechanicznych i odporności na obciążenia żujące bez modyfikacji, naśladując kość żuchwy. Cztery analogi implantów (3,5-10 mm; NobelBiocare, Kloten, Szwajcaria) z wewnętrznym sześciokątnym połączeniem. Kalibrowany otwór był wykonywany na środku modelu, aby przymocować go do maszyny w celu kontroli dynamometrycznej obciążeń (fot. 1 i 2). W modelu A, MUA (NobelBiocare) przykręcono z siłą 35 Ncm na przedniej prostej do analogów implantów i 15 Ncm na dystalnych pochylonych analogach implantów. W modelu B cztery równiki OT przykręcono z siłą 25 Ncm do każdego analogu implantu. Frezowany szkielet protezy hybrydowej z kobaltu z chromem z tego samego pliku został zamocowany na każdym modelu. Wewnętrzne stożkowe mocowanie z otworem na śrubę łączącą zostało zrealizowane w podbudowie dla modelu A i filar dodatkowy do modelu B. Pierwsze zęby trzonowe zlokalizowano dystalnie na platformach implantów w celu uzyskania dystalnego wspornika o długości 7 mm, pomiędzy centralnym zagłębieniem w tych elementach a ostatnim implantem według najbardziej przewidywalnych protokołów w literaturze (21, 22) (fot. 3 i 4).

Wykonano wewnętrzne stożkowe mocowanie z otworem na śrubę łączącą konstrukcję dla modelu A i łącznik o podwyższonej klasie dla modelu B. Pierwsze zęby trzonowe zlokalizowano dystalnie od tylnej platformy implantu, a wspornik dystalny o długości 7 mm pomiędzy centralnym dołem tych elementów a ostatnim implantem według najbardziej przewidywalnych protokołów w literaturze (21, 22). Konstrukcja była frezowana CAD/CAM Co-Cr. Śruby łączące zostały dokręcone na analogach implantów zgodnie z zaleceniami producenta. Wskazania mikrosilnika z dynamometrycznym sterowanym momentem obrotowym Implantmed Plus (W&H, Brusaporto – BG, Włochy) były następujące: 15 N/cm dla kątowych implantów dystalnych i 35 N/cm dla prostych implantów przednich w modelu A oraz 25 N/cm dla modelu B. Śruby implantów zostały następnie ponownie dokręcone 10 minut po przyłożeniu początkowego momentu obrotowego w celu skompensowania efektu osiadania, opisanego przez Winklera i in. (18). Po 10 minutach moment obrotowy wkręcania śruby mierzono na tej samej maszynie. Cykle obciążania na 7-milimetrowym wsporniku dystalnym symulowano przy użyciu MTS-Acumen 1 (MTS Systems S.R.L., Turyn, ►



**Fot. 1.** Model testowy B z filarem OT Equator Rhein'83



**Fot. 2.** Model testowy B – znaczna rozbieżność analogów implantów

	MJA	OT-BRIDGE
Test 1	33 37 43 47	48 36 44 52
Test 2	40 40 43 47	48 40 44 48
Test 3	47 25 43 33	40 44 44 48
Test 4	40 40 26 47	56 32 40 36
Test 5	40 34,3 34 47	40 36 60 36

Tab. 1

		ODCINEK 33-43
	Test 1	14
M.U.A. utrata napięcia wstępnego	Test 2	14,5
w N/cm <sup>2</sup>	Test 3	13
	Test 4	11,5
	Test 5	12

Tab. 2

► Włochy), elektrodynamicznej maszyny badawczej, pełniącej funkcję dynamometru, na której zamontowano metalowy wspornik zakończony dwoma kulistymi geometrycznymi końcówkami ustawionymi w centralnym zagłębieniu pierwszych zębów trzonowych. Zmienna siła obciążenia – wznoszenia i opadania od 40 do 400 N – powtarzana przez 400 000 cykli z częstotliwością 1,6 Hz została skierowana prostopadłe do dołu centralnego pierwszych trzonowców w płaszczyźnie okluzyjnej i równoległe do osi analogów implantów przednich. Wartości przyłożonych sił i liczbę cykli ustalono zgodnie z literaturą (8, 23), biorąc pod uwagę idealną liczbę jednorocznych cyklicznych obciążeń (24-26). Po obciążeniach cyklicznych mierzono moment luzowania i wymieniano każdą śrubę łączącą na nową, a w systemie OT-Bridge wymieniano pierścien acetalowy (fot. 5). Pięć testów zostało wykonanych dla każdego systemu. Dokładność cykli obciążeń na wspornikach i weryfikacja braku błędów lub zmian zabezpieczeń zostały zweryfikowane w czasie rzeczywistym przez oprogramowanie MTS-Acumen 1®. Według literatury (17) różnice między początkowym momentem obrotowym i momentem obrotowym zmierzonym podczas odkręcania śruby przyjęto jako utratę napięcia wstępnego. Moment obrotowy mierzono za pomocą dynamometrii sterowanej momentem obrotowym mikrosilnika, Implantmed Plus (W&H). Analiza statystyczna i analiza wariancji (ANOVA) zostały użyte do porównania utraty obciążenia wstępnego między dwoma systemami, przy braku obciążenia i po cyklicznym obciążeniu. ANOVA została również wyko-

nana dla porównania utraty obciążenia wstępnego między implantami przednimi i tylnymi w obydwu systemach. Wstępna hipoteza była taka, że nie było różnicy w utracie obciążenia wstępnego. Ustalono poziom istotności do 0,05. Do analizy statystycznej wykorzystano oprogramowanie SPSS Statistics dla komputerów Mac v. 24. Wyniki procentowe utraty napięcia wstępnego podczas pięciu testów dla łączników Multi-Unit i Ot-Bridge zsyntetyzowano w tab. 1.

W modelu A całkowita średnia utrata napięcia wstępnego wyniosła 39% (+/-16%). Przednie implanty odnotowały 36% (+/-7%) utraty obciążenia wstępnego, podczas gdy elementy tylne – 42% (+/-5%). Ta różnica była istotna statystycznie ( $p < 0,005$ ), dlatego hipoteza zerowa została odrzucona (tab. 2).

Przy braku obciążenia cyklicznego ogólna średnia strata napięcia wstępnego wynosiła 31%, natomiast po cyklicznym obciążeniu średnia utrata napięcia wstępnego w pięciu testach wyniosła 39%, bez statystycznie istotnej różnicy ( $p = 0,165$ ).

W modelu B zmierzona ogólna średnia utrata napięcia wstępnego w śrubach łączących wyniosła 43% (+/-7%). Śruby łączące na implantach przednich (analogi) zarejestrowały utratę napięcia wstępnego 42% (+/-8%), podczas gdy elementy tylne zarejestrowały 45% (+/-7%) tegoż. Porównanie wartości zmierzonych między parami śrub nie ma istotności statystycznej ( $p = 0,335$ ), więc przyjęto hipotezę zerową. Przy braku obciążenia cyklicznego całkowite średnie obciążenie wstępne strat wynosiło 41%, po zastosowaniu 400 000 cykli żucia średnia utrata napięcia wstępnego w pięciu testach wyniosła 43%, ►

- ▶ różnica nie była istotna statystycznie ( $p = 0,469$ ). Porównując dwa modele, nie stwierdzono statystycznie istotnej różnicy w średniej utracie napięcia wstępnego po cyklu obciążenia ( $p = 0,202$ ).

## Dyskusja

Utrata napięcia wstępnego jest jednym z najczęstszych powikłań przy osadzaniu protezy na implantach i należy do podkategorii powikłań mechanicznych (27-29). To zawsze poprzedza poluzowanie śruby, które występuje z częstotliwością 5,3% po roku obciążenia i od 5,8% do 12,7% po pięciu latach (16, 17, 29-31). Według literatury na utratę naprężenia wstępnego ma wpływ kilka czynników (17, 27, 28), w tym: rodzaj zastosowanego materiału, sposób wykonania filaru i śruby łączącej, połączenie geometrii osprzętu, rodzaj protezy, kształt łba śruby filaru oraz sposób metody wkręcenia implantu (18-20, 24, 32-35). W niniejszym badaniu kontrolowano (oprócz jakości stopu metalu) śruby i łączniki obu systemów połączeń. W zastosowanym systemie MUA zarówno filar, jak i śruba łącząca były wykonane z tytanu klasy 4, podczas gdy system OT-Bridge (fot. 6-9) zawiera azotek tytanu na powierzchni niskoprofilowego mocowania, a konstrukcja jest przykręcana za pomocą anodyzowanej tytanowej śruby. To mogło być powodem, dla którego tylko w systemie MUA stwierdzono różnicę między początkowym momentem obrotowym i wartością momentu obrotowego zarejestrowaną po 10 minutach przy braku obciążenia. Prawdopodobnie wysoki moduł Younga i niski powrót sprężystości czystego tytanu klasy 4 powodują znaczne tarcie podczas współpracujących gwintów (18, 19), powodując utratę wstępnego naprężenia. Możemy zatem postawić hipotezę, że skład stopu systemu OT-Bridge zapobiega tej sytuacji. W literaturze niektóre badania wykazały, że materiał, z którego wykonane są śruby i gniazda połączeń, odgrywa ważną rolę w utracie napięcia wstępnego, co dowodzi, że śruby Gold-Tite są w stanie lepiej dopasować współpracujący odpowiednik w platformie implantu dzięki plastycznym właściwościom tego materiału (18, 19, 36, 37). Ciekawym odkryciem tego badania było to, że dwa systemy połączeń nie wykazały statystycznie istotnych różnic w zakresie straty napięcia wstępnego po symulacji 400 000 obciążeń na wsporniku dystalnym, które odpowiadają za około rok cyklicznego obciążania (24-26). Zastosowanie sił okluzyjnych na obszarach dystalnych, prostopadle do płaszczyzny okluzyjnej i równolegle do długiej osi implantów przednich, w świetle znacznych naprężeń mechanicznych dają statystycznie znaczną różnicę

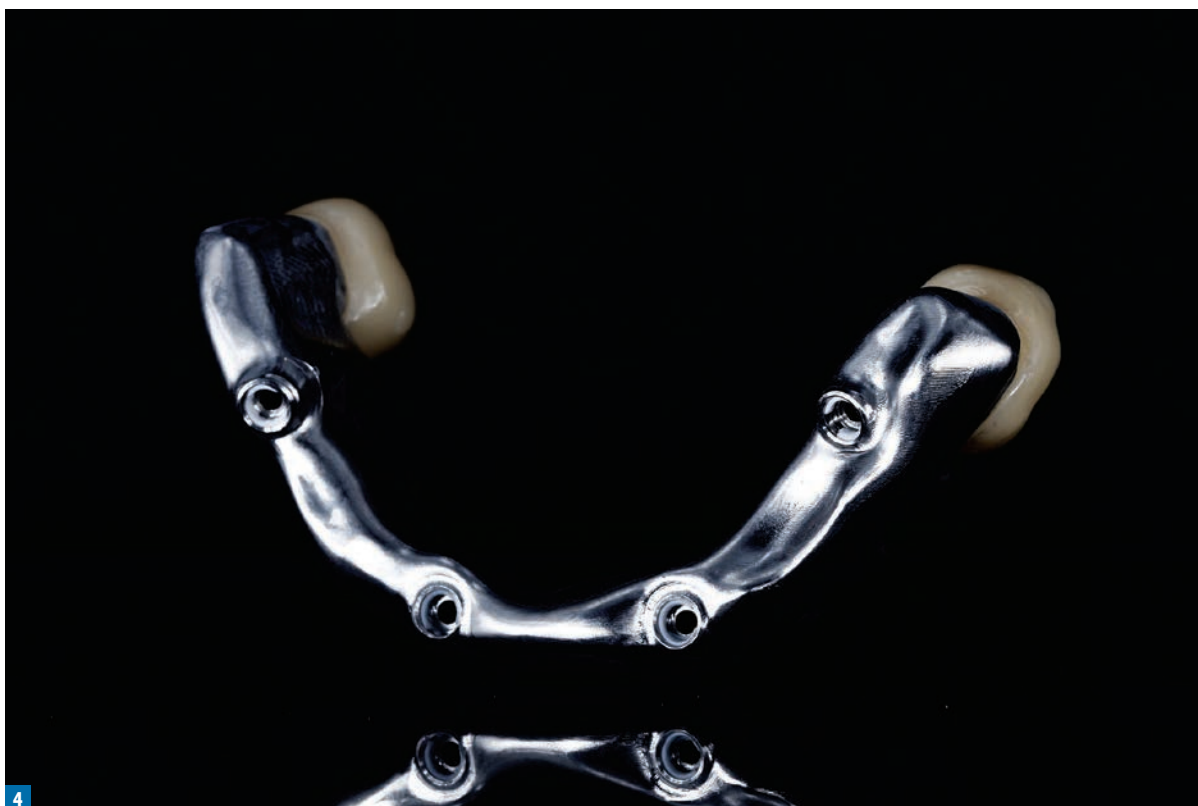
między śrubami łączącymi na implantach w odcinku przednim i tylnym tylko w modelu A (system MUA). Brak tego dowodu w systemie OT-Bridge mógłby wynikać z obecności pierścienia acetalowego, który zapewnia mocowanie zatraskowe – przeciwstawne do sił odciągających skierowanych w górę. Wyniki te sugerują, że MUA i OT-Bridge są niezawodne do mocowania protetycznego nawet w niesprzyjających warunkach, takich jak zastosowanie w okluzji siły działającej na wspornik dystalny 7 mm. Jednak w porównaniu tych dwóch systemów występuje ważna różnica dla biomechaniki połączenia, która polega na obecności pierścienia acetalowego w systemie OT-Bridge, stabilizującym strukturę protezy w przypadku poluzowania się śruby.

Aby prawidłowo ocenić znaczenie Seegera, należy w innych badaniach sprawdzić zachowanie pierścienia acetalowego podczas wszystkich czynności żucia i ocenić znaczenie retencji „zatraskowej” na dodatkowym zaczepie łącznika protezy po utracie prawidłowego dokręcenia śruby. Ograniczenia tej pracy wynikają głównie z charakteru badania *in vitro*. Dwa systemy połączeń oceniono tylko w jednym ważnym stanie naprężenia, wykonując cykle nacisku na wsporniku dystalnym 7 mm. Nie badano innych warunków obciążenia, które pojawiają się w ustach pacjenta. Ponieważ wpływ śliny i pożywienia na długowieczność układu MUA jest dobrze znany, w literaturze znajdziemy obecnie niewiele na temat nowego systemu OT-Bridge (fot. 10-13). Jednak OT-Equator (filar dla OT-Bridge) jest używany do rehabilitacji overdenture (fot. 14) i okazał się skuteczny w jamie ustnej pacjenta (14, 38). Również temperatura może wpływać na utratę napięcia wstępnego i w tym badaniu nie oceniamy tego zjawiska. Ponadto zastosowane modele symulują plastyczność kości wyrostka zębodołowego z ograniczeniami, pomimo zastosowania modelu z żywicy epoksydowej. Do tego konstrukcja obu modeli może mieć wady produkcyjne. W granicach tego badania *in vitro* dopuszczalne jest stwierdzenie, że MUA i OT-Bridge (fot. 14-17) można uznać za niezawodny system mocowania protetycznego, który toleruje cykliczne obciążenia okluzyjne na dystalnym wsporniku w rehabilitacji mostem na czterech implantach bez żadnych znaczących strat napięcia wstępnego podczas dokręcania śrub. Jednak konieczne są dalsze badania *in vitro* i *in vivo* z szerszym zakresem próbek i różnymi warunkami, a zwłaszcza wymagane są badania kliniczne z długim okresem obserwacji do udowodnienia klinicznej niezawodności nowego systemu połączenia w porównaniu z obecnym złotym standardem. ■



3

**Fot. 3.** Model testowy B – konstrukcja z systemem OT-Bridge

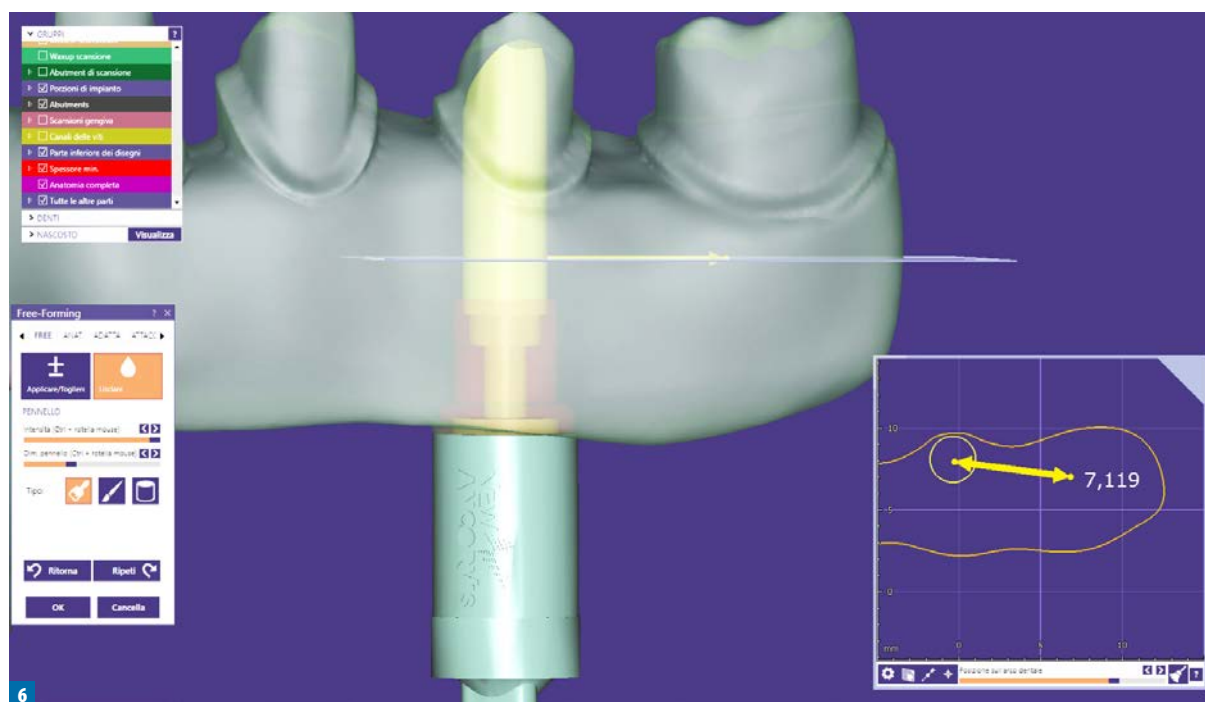


4

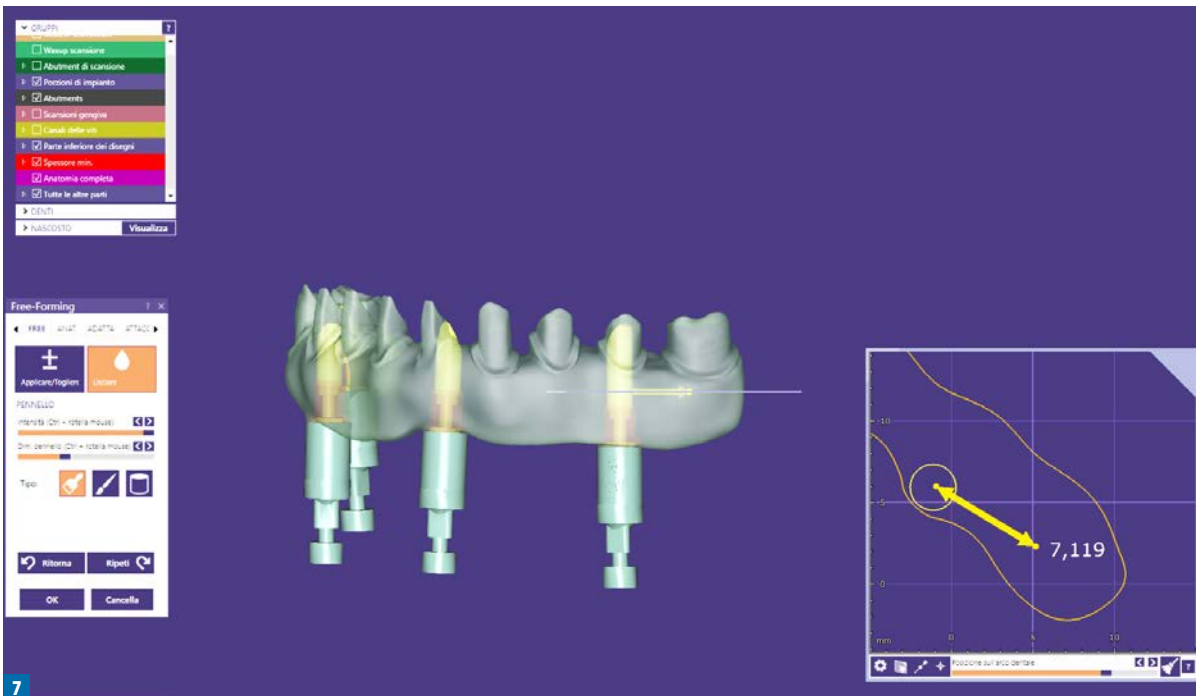
**Fot. 4.** Konstrukcja mostu z gniazdami systemu Seeger OT-Bridge



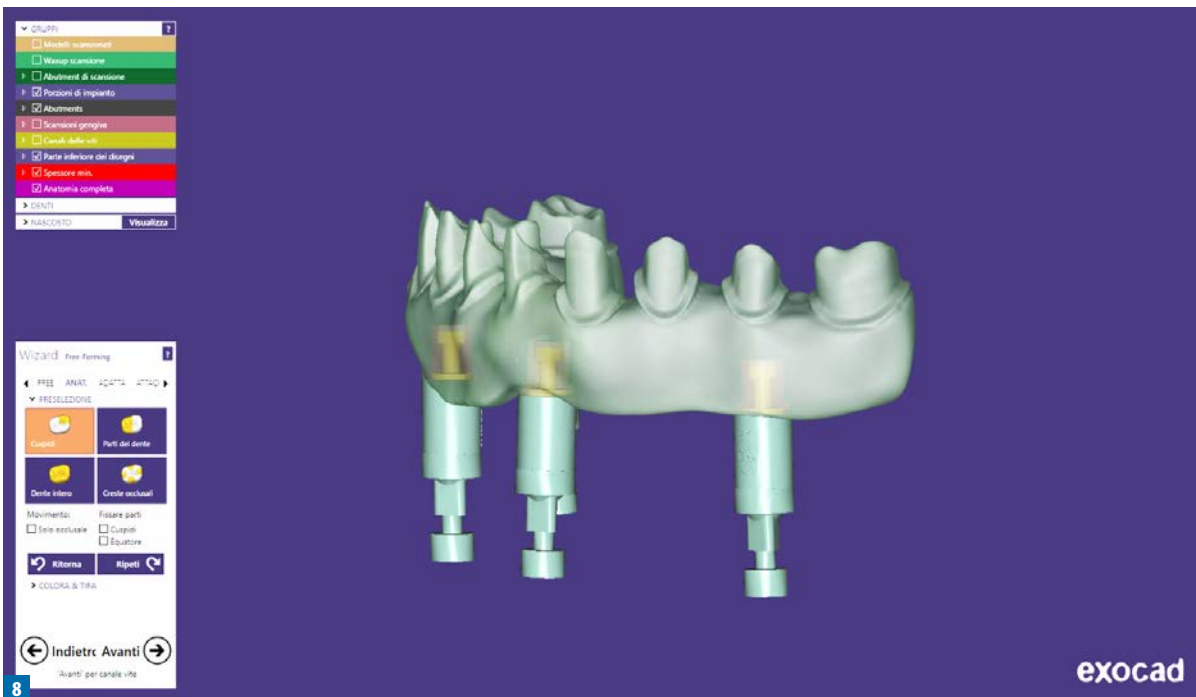
Fot. 5. Połączenie OT-Bridge z gniazdem na pierścieniu acetalowy Seeger



Fot. 6. Konstrukcja dla paczenta z distalnymi elementami – 7 mm



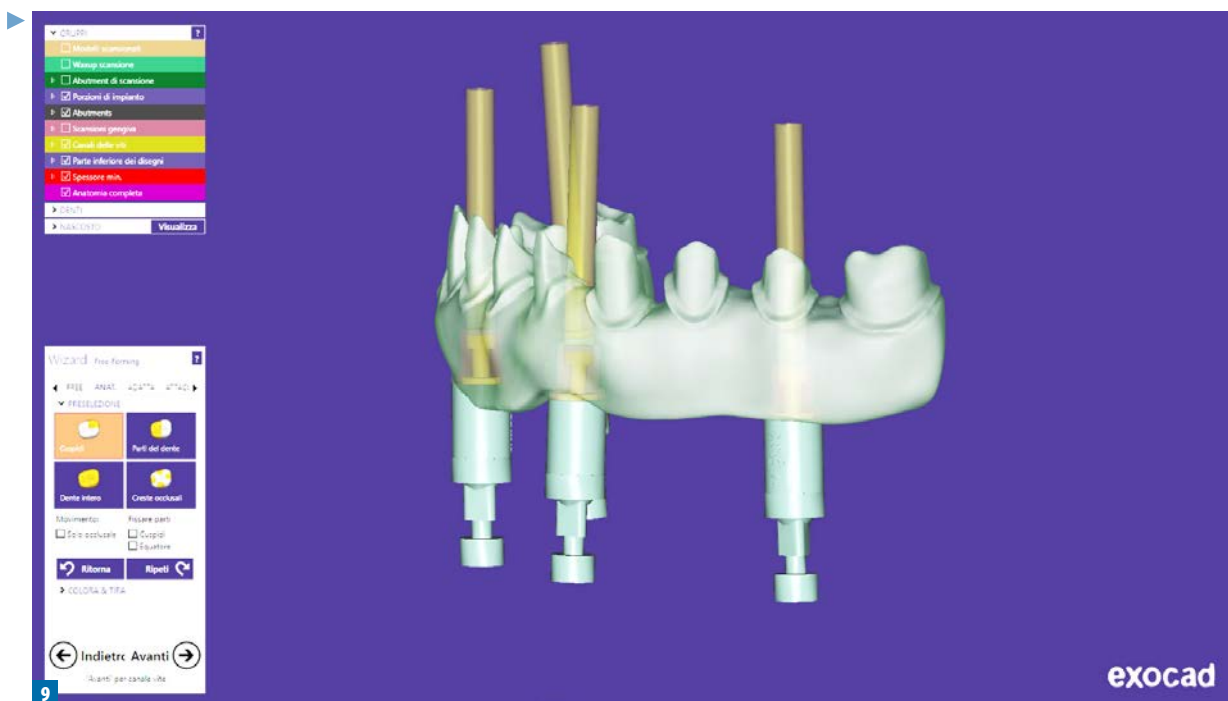
7



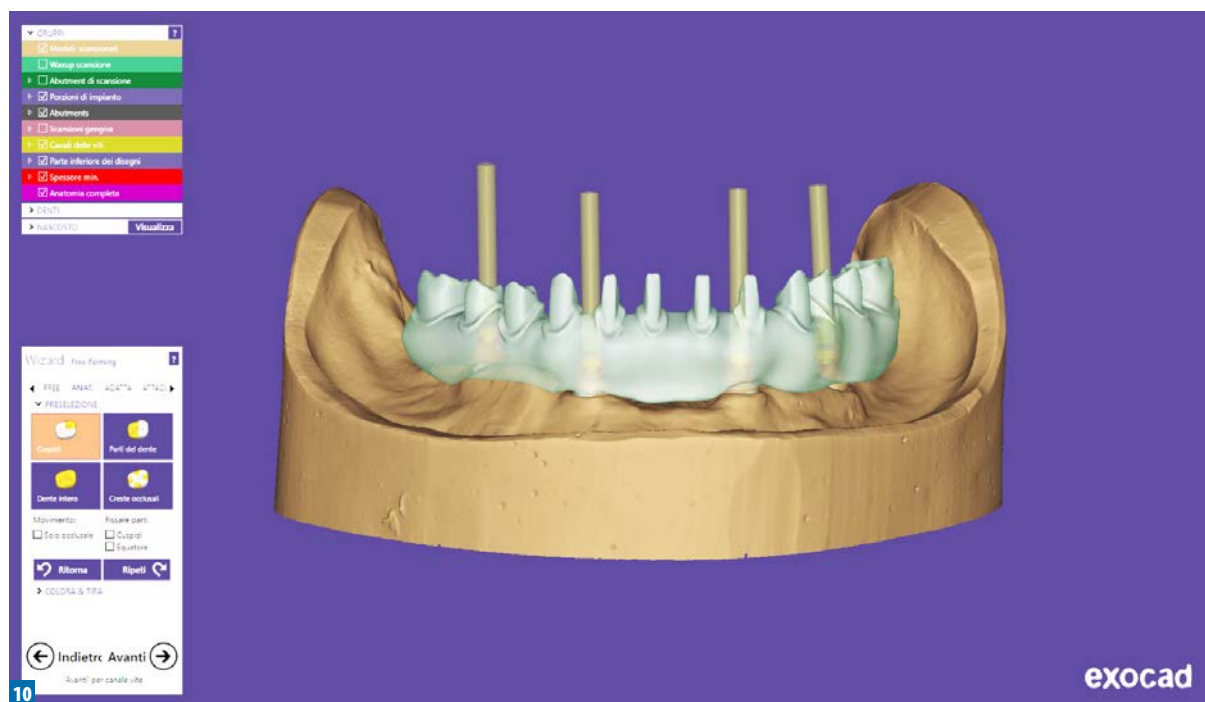
8

Fot. 7-8. Projekt All-On-Four w systemie Rhein'83





Fot. 9. Tori wprowadzenia implantów w danym przypadku klinicznym



Fot. 10. Projekt All-On-Four w systemie Rhein'83



Fot. 11. Konstrukcja All-On-Four w systemie Rhein'83

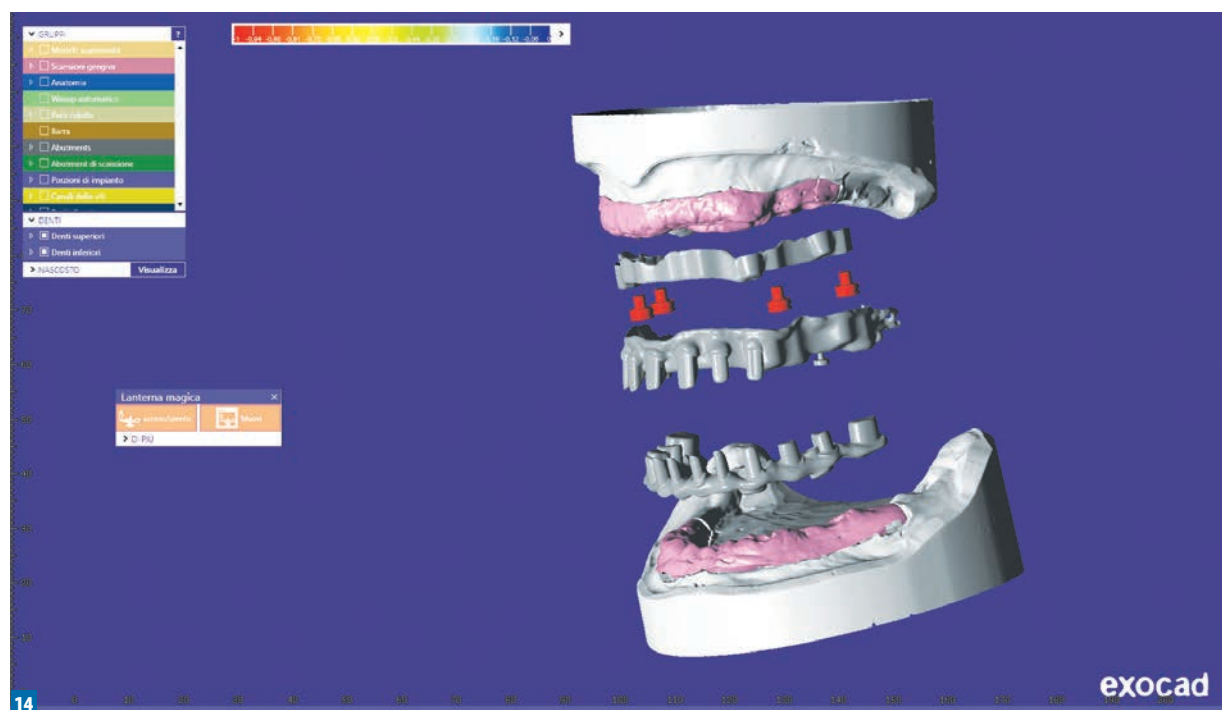


Fot. 12. Plik konstrukcji protezy stałej z połączeniem OT-Bridge



13

Fot. 13. Wyfrezowana konstrukcja na filarach OT Equator Rhein'83



14

Fot. 14. Przypadek kliniczny – overdenture i Toronto Bridge z systemem OT Equator



15

Fot. 15. Przypadek kliniczny – All-On-Four w żuchwie w systemie OT-Bridge



16

Fot. 16. Leczenie bezzębia w układzie mieszanym: proteza overdenture i most stały



17

**Fot. 17.** Gotowe rozwiązanie protetyczne w systemie Rhein'83 na implantach

*Wkład autorów: koncepcja S.C. i F.G.; metodologia M.F., M.M. i N.M.; forma analizy N.M. i M.C.; przechowywanie danych M.F. i N.M.; opis – przygotowanie oryginalnego projektu F.G. i N.M.; opis – recenzowanie i redagowanie S.C. i M.C.*

*część laboratoryjna - Exocad: S.F.*

*Wszyscy autorzy przeczytali manuskrypt i zgodzili się na jego publikację. Finansowanie: to badanie nie uzyskało finansowania zewnętrznego.*

*Podziękowania: autorzy dziękują firmie Rhein SRL za wsparcie tego badania poprzez dostarczenie wszystkich niezbędnych materiałów technicznych.*

*Konflikt interesów: autorzy nie zgłaszają konfliktu interesów.*

*Analizę rozwiązań protetycznych z systemem Rhein'83 (Italia) zapewnia Centrum Edukacyjne Holtrade: konsultacje@holtrade.pl; szkolenia@holtrade.pl.*

#### **Piśmiennictwo**

1. Mobilio N., Catapano S.: *The use of monolithic lithium disilicate for posterior screw-retained implant crowns.* „J. Prosthet. Dent.”, 2017, 118, 703-705.
2. Mobilio N., Fasiol A., Catapano S.: *Survival rates of lithium disilicate single restorations: A retrospective study.* „Int. J. Prosthodont.”, 2018, 31, 283-286.
3. Pessin Camatta H., Melim Ferreira R., Mota Ferrairo B. et al.: *Mechanical behavior and fracture loads of screw-retained and cement-retained lithium disilicate implant-supported crowns.* „J. Prosthodont.”, 2020, 27.
4. Taylor T.D.: *Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla.* „Int. J. Oral Maxillofac. Implants”, 1991, 6, 329-337.
5. Cawood J.I., Howell R.A.: *A classification of the edentulous jaws.* „Int. J. Oral Maxillofac. Surg.”, 1988, 17, 232-236.
6. Pozzi A., Holst S., Fabbri G. et al.: *Clinical reliability of CAD/CAM cross-arch zirconia bridges on immediately loaded implants placed with computer-assisted/template-guided surgery: a retrospective study with a follow-up between 3 and 5 years: Clinical reliability of CAD/CAM cross-arch zirconia bridges.* „Clin. Implants Dent. Relat. Res.”, 2015, 17, e86-e96.
7. Pellegrino G., Grande F., Ferri A. et al.: *Three-dimensional radiographic evaluation of the malar bone engage-*

- ment available for ideal zygomatic implant placement. „Methods Protoc.”, 2020, 3, 52.
8. Maló P., de Araújo Nobre M., Lopes A. et al.: 'All-on-4' immediate-function concept for completely edentulous maxillae: A clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. „Clin. Implants Dent. Relat. Res.”, 2012, 14, e139-e150.
  9. Balshi T.J., Wolfinger G.J., Slauch R.W. et al.: A retrospective analysis of 800 Brånemark system implants following the all-on-four TM protocol: All-on-Four retrospective analysis. „J. Prosthodont.”, 2014, 23, 83-88.
  10. Tallarico M., Meloni S.M., Canullo L. et al.: Five-year results of a randomized controlled trial comparing patients rehabilitated with immediately loaded maxillary cross-arch fixed dental prosthesis supported by four or six implants placed using guided surgery: fixed prosthesis on four versus six implants: a 5-year RCT. „Clin. Implants Dent. Relat. Res.”, 2016, 18, 965-972.
  11. Landázuri-Del Barrio R.A., Cosyn J., De Paula W.N. et al.: A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. „Clin. Oral Implants Res.”, 2013, 24, 428-433.
  12. López C.S., Saka C.H., Rada G. et al.: Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: Protocol for a systematic review. „BMJ Open”, 2016, 23, e009288.
  13. Pardal-Peláez B., Montero J.: Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. „J. Clin. Exp. Dent.”, 2017, 9, e1355-e1361.
  14. Tallarico M., Ortensi L., Martinolli M. et al.: Multicenter retrospective analysis of implant overdentures delivered with different design and attachment systems: Results between one and 17 years of follow-up. „Dent. J.”, 2018, 6, 71.
  15. Goodacre C.J., Bernal G., Rungcharassaeng K. et al.: Clinical complications with implants and implant prostheses. „J. Prosthet. Dent.”, 2003, 90, 121-132.
  16. Aglietta M., Siciliano V.I., Zwahlen M., Brägger U. et al.: A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. „Clin. Oral Implants Res.”, 2009, 20, 441-451.
  17. Nithyapriya S., Ramesh A.S., Kirubakaran A. et al.: Systematic analysis of factors that cause loss of preload in dental implants. „J. Indian Prosthodont. Soc.”, 2018, 18, 189-195.
  18. Winkler S., Ring K., Ring J.D. et al.: Implant screw mechanics and the settling effect: Overview. „J. Oral Implantol.”, 2003, 29, 242-245.
  19. Martin W.C., Woody R.D., Miller B.H. et al.: Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. „J. Prosthet. Dent.”, 2001, 86, 24-32.
  20. Coppede A.R., Faria A.C.L., da Gloria Chiarello de Mattos M. et al.: Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: An in vitro evaluation of loosening torque. „Int. J. Oral Maxillofac. Implants”, 2013, 28, e321-e329.
  21. Rodriguez A.M., Aquilino S.A., Lund P.S.: Cantilever and implant biomechanics: A review of the literature, part 1. „J. Prosthodont.”, 1994, 3, 41-46.
  22. Storelli S., Del Fabbro M., Scanferla M. et al.: Implant-supported cantilevered fixed dental rehabilitations in fully edentulous patients: Systematic review of the literature. Part II. „Clin. Oral Implants Res.”, 2018, 29, 275-294.
  23. Flanagan D.: Bite force and dental implant treatment: A short review. „Med. Devices (Auckl. NZ)”, 2017, 10, 141-148.
  24. Zhu Y., Hsu W.H., Hollis J.H.: Increasing the number of masticatory cycles is associated with reduced appetite and altered postprandial plasma concentrations of gut hormones, insulin and glucose. „Br. J. Nutr.”, 2013, 110, 384-390.
  25. Binon P.P., McHugh M.J.: The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. „Int. J. Prosthodont.”, 1996, 9, 511-519.
  26. Wiskott H.W., Nicholls J.I., Belsler U.C.: Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. „Int. J. Prosthodont.”, 1995, 8, 105-116.
  27. Hanif A., Qureshi S., Sheikh Z. et al.: Complications in implant dentistry. „Eur. J. Dent.”, 2017, 11, 135-140.
  28. Siamos G., Winkler S., Boberick K.G.: Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. „J. Oral Implantol.”, 2002, 28, 67-73.
  29. Pellegrino G., Basile F., Relics D. et al.: Computer-aided rehabilitation supported by zygomatic implants: A cohort study comparing atrophic with oncologic patients after five years of follow-up. „J. Clin. Med.”, 2020, 12, 3254.
  30. Tallarico M., Canullo L., Pisano M. et al.: An up to 7-year retrospective analysis of biologic and technical complication with the all-on-4 concept. „J. Oral Implantol.”, 2016, 42, 265-271.
  31. Montanari M., Tallarico M., Vaccaro G. et al.: Two years after loading performance of implant-supported overdenture with metal bar and low-profile attachments: A prospective case series multicenter clinical study. „Int. J. Dent.”, 2020, 18, 1-8.
  32. Park J.K., Choi J.U., Jeon Y.C. et al.: Effects of abutment screw coating on implant preload. „J. of Prosthodont.”, 2010, 19, 458-464.
  33. Tiozzi R., Gomes É.A., Faria A.C.L. et al.: Influence of cyclic fatigue in water on screw torque loss of long-span one-piece implant-supported zirconia frameworks. „J. of Prosthodont.”, 2017, 26, 315-320.
  34. Delben J.A., Barão V.A.R., Dos Santos P.H. et al.: Influence of abutment type and esthetic veneering on preload maintenance of abutment screw of implant-supported crowns. „J. of Prosthodont.”, 2014, 23, 134-139.
  35. Kano S.C., Binon P., Bonfante G. et al.: Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. „J. of Prosthodont.”, 2006, 15, 77-81.
  36. Haack J.E., Sakaguchi R.L., Sun T. et al.: Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. „Int. J. Oral Maxillofac. Implants”, 1995, 10, 529-536.
  37. Byrne D., Jacobs S., O'Connell B. et al.: Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. „J. of Prosthodont.”, 2006, 15, 164-171.
  38. Ortensi L., Martinolli M., Borromeo C. et al.: Effectiveness of ball attachment systems in implant retained- and supported-overdentures: A three- to five-year retrospective examination. „Dent. J.”, 2019, 1, 84.