Protet Stomatol, 2022; 72(2): 173-181
DOI: 10.5114/ps/150177 www.protetstomatol.pl

Ocena stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych implantu i łącznika hybrydowego oraz całoceramicznego

Assessment of degree of fitting of the implant anti-rotation elements with hybrid and all-ceramic abutments

Bohdan Bączkowski[1], Anna Ziębowicz[2], Elżbieta Mierzwińska-Nastalska[1]

[1] **Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny**
Department of Prosthodontics, Medical University of Warsaw
Kierownik: prof. dr hab. n. med. *Jolanta Kostrzewa- Janicka*

[2] **Wydział Biomateriałów i Urządzeń Medycznych Politechniki Śląskiej**
Department of Biomaterials and Medical Appliances, Silesian University of Technology
Kierownik: prof. dr hab. inż. *Zbigniew Paszenda*

HASŁA INDEKSOWE:
implanty, łączniki hybrydowe, łączniki ceramiczne, elementy antyrotacyjne, stopień dopasowania

KEY WORDS:
implants, hybrid implant abutments, ceramic implant abutments, anti-rotation elements, degree of fitting

Streszczenie

Wprowadzenie. *Mnogość rozwiązań związanych zarówno z geometrią połączenia wszczep - łącznik, a także samego implantu i jego platformy dyktuje konieczność prowadzenia badań oceniających stopień dopasowania w układzie implant--łącznik, w celu ułatwienia właściwego wyboru.*

Cel pracy. *Celem pracy była ocena stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych w układzie implant - łącznik hybrydowy oraz implant - łącznik całoceramiczny.*

Materiał. *Do oceny stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych przygotowano 10 łączników indywidualnych metalowo-ceramicznych oraz 10 łączników całoceramicznych. Łączniki osadzono w implantach Replace Select Tapered Rp o średnicy 4,3 mm (Nobel Biocare, Szwecja).*

Metoda. *Badaniom w mikroskopie skaningowym (SEM) poddano układ implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik ceramiczny. Analizowano wymiary gniazda implantu i elementu stabilizującego łącznika implantologiczne-*

Summary

Introduction. *The multitude of prosthetic solutions related both to the geometry of the connection of implant connector, as well as the implant itself and its platform, dictates the necessity to perform tests on the fit in the implant connector system to facilitate the right procedural choice.*

Aim of the study. *To compare the degree of fit of anti-rotation elements in the hybrid and all-ceramic abutment system.*

Material. *In order to assess the degree of matching of anti-rotation elements, ten individual metal-ceramic connectors and the same number of all-ceramic connectors were prepared.The abutments were placed in Replace Select Taperd Rp 4.3 implants (Nobel Biocare Sweden).*

Method. *Both hybrid and the ceramic abutments were tested in a scanning microscope (SEM). The following were analysed: the dimensions of the implant socket as well as the stabilizing element of the abutment on the basis of the measurements*

go na podstawie pomiarów średnicy wewnętrznej gniazda implantu (tuba), średnicy zewnętrznej elementu stabilizującego (tuba), oraz wymiarów liniowych elementów antyrotacyjnych: szerokość (D) i wysokość (H).

***Wyniki**. Wykazano różnice w wartościach średnic elementu stabilizującego pomiędzy badanymi łącznikami a wpustem implantu. Otrzymane wyniki wskazują na nieznacznie lepsze dopasowanie łącznika całoceramicznego, ale nie były to różnice istotne statystycznie.*

***Wnioski.** Ocena stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramiczny wskazuje na równorzędną przydatność proponowanych rozwiązań w warunkach klinicznych.*

of the inner diameter of the implant socket (tube), the outer diameter of the stabilizing element (tube) and the linear dimensions of the anti-rotation elements: width (D) and height (H).

***Results.** Some differences in the diameters of the stabilizing element between the abutments and the implant groove were found. The obtained results indicate a slightly better fit of the ceramic connector but these differences were not statistically significant.*

***Conclusions.** The assessment of the degree of fit of anti-rotational elements in the implant-hybrid abutment and implant-ceramic abutment, indicates the equal suitability of the proposed solutions in clinical conditions.*

Wstęp

W rehabilitacji implanto-protetycznej pacjentów szerokie zastosowanie znalazły łączniki tytanowe, dzięki bardzo dobrym ich właściwościom fizycznym i mechanicznym. Jednakże łączniki te mają ograniczoną możliwość preparacji i modelowania oraz mogą niekorzystnie oddziaływać na kolor tkanek okołowszczepowych w kierunku ich szarości, co znacznie upośledza estetykę.[1] Intensywny rozwój materiałoznawstwa stomatologicznego oraz metod wytwarzania (CAD/CAM) w ostatnich dekadach pozwolił na skierowanie szczególnie dużo uwagi na stabilizowany itrem cyrkon, który posiada korzystne właściwości mechaniczne i biologiczne.[2,3] Jest materiałem biokompatybilnym, z wysoką odpornością na zużycie, niskim przewodnictwem cieplnym i wytrzymałością na zginanie, posiadającym także właściwości hamujące odkładanie się płytki bakteryjnej.[4] Pozwoliło to na wprowadzenie do praktyki klinicznej łączników ceramicznych i hybrydowych.

Łączniki całoceramiczne wykonane z tlenku cyrkonu są wskazane szczególnie u pacjentów z cienkim biotypem dziąsła, co eliminuje ograniczenia estetyczne mające miejsce w przypadku łączników tytanowych. Jednak możliwość wykonywania łączników całoceramicznych zależna jest od geometrii gniazda implantu oraz wykonania tego elementu tak, aby nie istniało niebezpieczeństwo uszkodzenia w trakcie montażu i dokręcania pracy do implantu. Elementy systemów antyrotacyjnych łączników wykonane z tlenku cyrkonu muszą posiadać odpowiednią grubościenność, co zapobiega ich pękaniu.[5] Wykazane w badaniach odpryskiwanie ceramiki licującej tzw. chipping i wpływ przemiany wewnętrznej tlenku cyrkonu na jego długoczasową stabilność w warunkach jamy ustnej podczas użytkowania uzupełnień protetycznych wykonanych na podbudowie z tlenku cyrkonu, wymaga dalszych badań.[6] Zachowanie się ceramiki cyrkonowej w środowisku jamy ustnej, jako materiału wykorzystywanego w wykonawstwie łączników implantologicznych również jest poddawane obserwacjom klinicznym.

Łączniki hybrydowe składają się z tytanowej podbudowy, która jest łączona ze strukturą ceramiczną, najczęściej wykonaną

z dwutlenku cyrkonu, przy użyciu cementu kompozytowego. Ten rodzaj łączników scala cechy zarówno łączników ceramicznych, jak i tytanowych, włączając w to parametry estetyczne, stabilność koloru oraz korzystne właściwości biologiczne i fizykomechaniczne. Zaletą indywidualnych łączników hybrydowych jest możliwość całkowitej indywidualizacji kształtu łącznika, przy zachowaniu obostrzeń wynikających z jego kątowości.[7] Obszarem wymagającym dalszych badań jest wytrzymałość połączenia tytanowej podbudowy z warstwą ceramiczną.

Obecnie możliwe jest wykonanie łączników indywidualnych dla prawie wszystkich systemów implantologicznych dostępnych na rynku. Jednakże mnogość rozwiązań związanych zarówno z geometrią połączenia wszczep – łącznik, a także samego implantu i jego platformy dyktuje konieczność poznania właściwości fizykochemicznych i biomechanicznych łączników oraz badań oceniających precyzję dopasowania w układzie implant – łącznik, w celu ułatwienia właściwego wyboru.

Cel pracy

Celem pracy była ocena stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramiczny.

Materiał

Do oceny stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych przygotowano 10 łączników indywidualnych metalowo-ceramicznych oraz 10 całoceramicznych łączników indywidualnych wykonanych z tlenku cyrkonu (Robocam, Polska). Łączniki hybrydowe metalowo-ceramiczne wykonano z wykorzystaniem tytanowej bazy metalowej firmy Swiss-Medent (Szwajcaria), część ceramiczną wyfrezowano z materiału Robocam, a następnie synteryzowano zgodnie z zaleceniami producenta. Elementy połączono nanocząsteczkowym cementem kompozytowym Panavia F (Kuraray Dental, Japonia). Łączniki osadzono w implantach Replace Select Tapered Rp o średnicy 4,3 mm (Nobel Biocare, Szwecja).

Metoda

Do określenia stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych wykorzystano badanie w mikroskopie skaningowym (SEM), Supra 35 z detektorem typu SE (Zeiss). Powierzchnie próbek poddano procesowi napylania warstwą złota z zastosowaniem napylarki firmy Bal-Tec, model SCD050 i ustaleniu parametrów: czas 80 [s] oraz natężenie prądu 40 [mA] napylono warstwę o grubości 20 [nm].

Badaniom poddano układ implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik ceramiczny. Analizowano wymiary gniazda implantu i elementu stabilizującego łącznika implantologicznego na podstawie pomiarów średnicy wewnętrznej gniazda implantu (tuba), średnicy zewnętrznej elementu stabilizującego (tuba), oraz wymiarów liniowych elementów antyrotacyjnych: szerokość (D) i wysokość (H). Dla łącznika długość elementu antyrotacyjnego (D) mierzono przy podstawie, miejscu najbardziej odległym od największej wysokości. Dla łącznika wysokość elementu (H) mierzono od jego podstawy, za którą przyjęto styczną wyprowadzoną do krawędzi elementu stabilizującego do stycznej prowadzonej do jej krawędzi w taki sposób, aby linie te były do siebie równoległe. W taki sam sposób zmierzono elementy gniazda implantu (ryc. 1-4).

Wyniki

Stopień dopasowania elementów badano na podstawie pomiarów elementów antyrotacyjnych prowadzonych w skaningowym mikroskopie elektronowym. Porównaniu poddano

Ryc. 1. Pomiar średnicy gniazda elementu antyrotacyjnego (tuba) w łączniku i implancie Replace Select 4.3 [mm] (Nobel Biocare, Szwecja).

Ryc. 2. Pomiar wymiarów liniowych gniazda elementu antyrotacyjnego (ucho) w implancie Replace Select 4.3 [mm] (Nobel Biocare, Szwecja).

Ryc. 3. Pomiar wymiarów liniowych elementu antyrotacyjnego (ucho) w łączniku hybrydowym (Nobel Biocare, Szwecja).

Ryc. 4. Pomiar wymiarów liniowych elementu antyrotacyjnego (ucho) w łączniku ceramicznym (Robocam, Polska).

średnicę wewnętrzną wpustu gniazda implantu i średnicą zewnętrzną elementu stabilizującego (tuba) łączników hybrydowych i całoceramicznych. Ponadto porównano wymiary liniowe elementów antyrotacyjnych i ich gniazd w implancie. W przeprowadzonym badaniu wykazano różnice w wartościach średnic elementu stabilizującego (tuba) pomiędzy badanymi łącznikami a wpustem implantu. Wartości te wynoszą odpowiednio dla łącznika hybrydowego min. 2,15 [mm], max. 2,315 [mm] (Δ=2,241[mm]), dla łącznika całoceramicznego min. 2,149 [mm], max. 2,584 mm (Δ=2,415 mm), natomiast średnica

T a b e l a 1. Porównanie stopnia dopasowania poprzez pomiar średnic zewnętrznych elementu stabilizującego i pomiarów wewnętrznych gniazda implantu [mm]

Lp.	Średnica zewnętrzna łącznik hybrydowy	Średnica zewnętrzna łącznik ceramiczny	Średnica wewnętrzna implant
1	2,221	2,584	2,681
2	2,229	2,456	2,676
3	2,227	2,515	2,678
4	2,215	2,149	2,688
5	2,315	2,370	2,680
Średnia	2,241	2,415	2,680

wpustu implantu Replace Select 4.3 (Nobel Biocare, Szwecja) wynosiła min. 2,676 [mm], max. 2,688 [mm] (Δ=2,680 [mm]), (tab. 1). Otrzymane wyniki wskazują na lepsze dopasowanie łącznika całoceramicznego, którego średnica elementu stabilizującego (tuba) osiągnęła wartości bardziej zbliżone do średnicy wpustu implantu niż element stabilizujący łącznika hybrydowego.

Dla podanych wyżej wyników przeprowadzono analizę statystyczną. W przypadku parametru różnica średnicy dla układu łącznik hybrydowy, jak i łącznik ceramiczny, uzyskano rozkłady normalne potwierdzone testem Kołmogorowa-Smirnowa dla poziomu istotności p=0,05. Po stwierdzeniu jednorodności wariancji dla poszczególnych parametrów, na podstawie testu t-studenta dla prób niezależnych (p=0,05), nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic parametru różnica średnicy dla układu łącznik hybrydowy, jak i łącznik ceramiczny (wartość testu t - 2,1930786; p= 0,0596340529) (ryc. 5).

Zmierzono również wysokość elementu (H) oraz jego długość przy podstawie (D). Dla łącznika hybrydowego długość elementu rotacyjnego mierzona przy podstawie (D_h) wynosiła min.1,090 [mm], max.1,185 [mm] (Δ=1,123), a wysokość elementu (H_h) mierzona od jego podstawy do stycznej prowadzonej

Ryc. 5. Parametr różnica średnicy dla układu łącznik hybrydowy i łącznik ceramiczny.

do jej krawędzi wynosiła min.320,2 [mm], max.353,5 [mm] (Δ=335,76). Długość elementu antyrotacyjnego w łączniku całoceramicznym (D_c) wynosiła min.1,010 [mm], max.1,315 [mm] (Δ=1.209) i wysokość elementu antyrotacyjnego (H_c) tego typu łącznika wynosiła min. 330,7 [mm], max. 92,5 [mm] (Δ=358.64). Pomiar długości wewnętrznych elementów antyrotacyjnych (D_i) implantu Replace Select 4.3 (Nobel Biocare, Szwecja) wynosił min. 1,427 [mm], max. 1,468 [mm] (Δ=1,437), natomiast jego wysokość (H_i) wynosiła odpowiednio min. 447,4 [mm], max. 478,8 [mm] (Δ=335,76) (tab. 2). Na podstawie testu t-studenta dla prób

T a b e l a 2. Porównanie stopnia dopasowania poprzez pomiar szerokości (D) w mm i wysokości (H) w mm zewnętrznych elementów antyrotacyjnych łączników i pomiarów wewnętrznych tych elementów w gnieździe implantu

Lp.	Pomiary liniowe łącznik hybydowy		Pomiary liniowe łącznik ceramiczny		Pomiary liniowe implant	
	D_h	H_h	D_c	H_c	D_i	H_i
1	1,185	353,5	1,239	392,5	1,430	478,8
2	1,106	324,4	1,010	330,7	1,427	447,4
3	1,090	320,2	1,315	347,1	1,468	478,6
4	1,127	350,7	1,290	371,9	1,432	466,1
5	1,109	330,0	1,190	351,0	1,429	457,3
Średnia	1,123	335,76	1,209	358,64	1,437	465,64

Ryc. 6. Parametr różnica D dla układu łącznik hybrydowy i łącznik ceramiczny.

Ryc. 7. Parametr różnica H dla układu łącznik hybrydowy i łącznik ceramiczny.

niezależnych (p=0,05) nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic parametru różnica D pomiędzy łącznik hybrydowy i łącznik ceramiczny (wartość testu t - 5,3512886; p=0,155293961) (ryc. 6). W przypadku parametru różnica H dla układu łącznik hybrydowy, jak i łącznik ceramiczny uzyskano rozkłady normalne. Na podstawie testu t-studenta dla prób niezależnych (p=0,05) nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic parametru różnica H pomiędzy łącznik hybrydowy i łącznik ceramiczny(wartość testu t - 2,0951239; p=0,0694623565) (ryc. 7).

Dyskusja

Łączniki implantologiczne spełniają istotną rolę w osiągnięciu długoczasowych pozytywnych wyników leczenia implantoprotetycznego. Powodzenie w leczeniu zależeć może od stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych w układzie implant-łącznik, geometrii, wymiarów łącznika i nadbudowy, a także rozkładu sił obciążających konstrukcję. *Binon* i *McHught*[8] podkreślają, że największe znaczenie dla stabilności połączenia układu ma wzajemne spasowanie elementów, które

przeciwstawia się ruchom rotacyjnym, mogącym powodować luzowanie się śruby łącznika. W pracy przedstawiono tezę, że niedokładność na poziomie 5° powoduje zmniejszenie wytrzymałości połączenia o 63%. Ponadto stwierdzono, że swoboda łącznika tytanowego w gnieździe implantu powyżej 5° może skutkować większym prawdopodobieństwem obluzowania lub uszkodzenia śruby łączącej. Badania *Binona* i wsp.[8,9] wykazały, że dokładne spasowanie elementów w przestrzeni między implantem a łącznikiem na poziomie od 0,005 [mm] do 0,015 [mm] zapewnia bardzo stabilne połączenie. *Balshi* i wsp.[10] na podstawie uzyskanych wyników badań opisują powikłania związane ze śrubą łącznika w przypadku 33% koron i łączników na pojedynczych implantach w okresie trzech lat użytkowania. Powikłania te spowodowane były obecnością zbyt dużych przestrzeni pomiędzy platformą implantu a łącznikiem, co generowało większe naprężenia przenoszone na śrubę implantu. Według innych autorów rotacja wzdłużna o wartości poniżej 2° pozwala na osiągnięcie 6,7 mln cykli obciążenia zmęczeniowego bez odkręcenia się lub destrukcji śruby mocującej łącznik. Jednakże zwiększenie kąta rotacji do 5° powodowało zmniejszenie wytrzymałości połączenia śrubowego o 63%.[8,11,12]

Garine i *Funkenbusch*[13] podają, że swoboda obrotu dla łączników ceramicznych jest znacząco większa w porównaniu z łącznikami tytanowymi, co może powodować większe niebezpieczeństwo ich uszkodzenia. W wyniku zwiększenia naprężeń na śrubie może dochodzić do powikłań związanych z jej obluzowaniem bądź uszkodzeniem.[14,15] Według wielu badaczy brak dopasowania na powierzchni połączenia implant – łącznik może skutkować powikłaniami mechanicznymi, takimi jak: nadmierna rotacja łącznika z możliwym zniszczeniem bądź złamaniem gniazda implantu, luzowanie bądź zniszczenie śruby łącznika oraz biologicznymi w postaci: zapalenia dziąsła brzeżnego, periimplantitis i zaniku kości wokół kołnierza implantu.[14-19]

Pozytywne wyniki leczenia implantologicznego zależą od wielu czynników. Prawidłowy przebieg procesu osteointegracji, ale także spasowanie elementów protetycznych implantu mają istotne znaczenie. Siła dokręcenia śruby łączącej powinna być większa niż siła zewnętrzna dążąca do zniszczenia połączenia. Obecność luzu na połączeniu implant – łącznik, jak również porowatość powierzchni zarówno w obszarze gniazda, wpustu oraz połączenia śrubowego, generuje brak dokładnego kontaktu na granicy materiałów. Powstające w związku z tym przestrzenie w trakcie obciążenia odpowiedzialne są za mikroruchy prowadzące do ścierania powierzchni kontaktu i do powiększania się zużycia ciernego tych elementów. Z upływem czasu powiększanie się przestrzeni w obrębie gniazda i platformy pod głową śruby może powodować w pierwszym etapie jej obluzowanie a następnie złamanie.[20]

Prisco i wsp.[21] stwierdzili, że łączniki hybrydowe metalowo-ceramiczne osiągnęły większą dokładność spasowania w porównaniu z ceramicznymi, przez co spadła możliwość rotacji wzdłużnej poniżej 3°. W badaniach własnych dotyczących stopnia dopasowania elementów antyrotacyjnych łączników i implantu stwierdzono nieznacznie lepsze dopasowanie w układzie implant – łącznik całoceramiczny, ale nie były to różnice istotne statystycznie. Zarejestrowano również większy rozrzut wartości wymiarów liniowych i średnic elementów antyrotacyjnych łączników całoceramicznych wykonywanych w technologii CAD/CAM w porównaniu do łączników hybrydowych, co wskazywać może na ich mniejszą dokładność. Jednocześnie pomiary elementów stabilizujących łącznika hybrydowego, jak i pomiary liniowe wysokości (H) i długości (D) są dowodem na większą jego powtarzalność. Należy zaznaczyć, że pomimo iż wartości zarówno średnich, jak i wymiarów

liniowych łączników całoceramicznych wykazują nieznacznie lepsze dopasowanie, to ze względu na charakter materiału ceramicznego poprzez ograniczenie swobody łącznika w gnieździe, zwiększa się ryzyko kruchego pękania jego elementów.

Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań własnych nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w stopniu dopasowania elementów antyrotacyjnych w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramiczny, co należy wziąć pod uwagę w praktyce klinicznej.

Piśmiennictwo

1. *Sumi T, Braian M, Shimada A:* Characteristics of implant – CAD/CAM abutment connections of two different internal connection systems. J Oral Rehab 2012; 39, 5: 391-398.
2. *Szczyrek P, Okoński P:* Systemy bez podbudowy metalowej. Protet Stomatol 2001; LI, 6: 323-329.
3. *Ozkurt Z:* Clinical succcess of zirkonia in dental application. Int J Prosthodont 2010; 19: 64-68.
4. *Roehling S, Astasov M, Hauser-Gerspach I,* et al.: In vitro biofilm foration on titanium and zirconia implant surfaces. J Perodontol 2017; 88: 298-307.
5. *Abdelhammed MI, Galley J, Bailey MT:* A comparison of zirconia and titanium abutments for microleakage. Clin Impl Dent 2015; 2, 17: 643-651.
6. *Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P:* Clinical performance of extended zirconia frame – works for fixed dental prostheses. J Oral Rehabil 2009; 36: 610-615.
7. *Mostafavi A, Mojtahedi H, Javanmard A:* Hybrid implant abutments: A literature review. Eur J Gen Dent 2021; 10: 106-115.
8. *Binon PP, McHugh MJ:* The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9, 6: 511-519.
9. *Binon PP:* The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J. Prosthodont 1996; 9, 2: 149-160.
10. *Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC:* A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 372-378.
11. *Vigolo P, Zajzoub Z, Cordioli G:* Evaluation of Gold-Machined UCLA-type Abutments and CAD/CAM Titanium Abutments with Hexagonal External Connection and with Internal Connection. Int. J Oral Maxillofac Implants 2008; 23, 2: 247-252.
12. *Vigolo P, Fonzi F, Majoub Z, Cordioli G:* An in vivo evaluation of titanium, zirconia and alumina Procera abutments with hexagonal connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21: 575-580.
13. *Garine W, Funkenbusch P:* Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22, 6: 928-938.
14. *al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP:* Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. Int J Prosthodont 2002; 15: 38-42.
15. *Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK:* A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 102-110.
16. *Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S:* Fatique resistance of two implant/abutment joint design. J Prosthet Dent 2002; 88: 604-610.
17. *Hermann JS:* Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2001; 72: 1372-1383.

18. *King GN, Hermann JS, Schoolfield:* Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in nonsubmerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. J Periodontol 2002; 73: 1111-1117.
19. *Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T:* Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. J Periodontol 2009; 80: 1991-1997.
20. *Bączkowski B, Ziębowicz A, Ziębowicz B, Wojtyńska E, Mierzwińska-Nastalska E:* Badania twardości i chropowatości tlenku cyrkonu stosowanego w wykonawstwie łączników implantologicznych. Protet Stomatol 2020; 1: 33-43.
21. *Prisco R, Santagnta M, Vigolo P:* Effect of aging and porcelain sintering on rotational freedom of internal hex one piece zirconia abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 2013; 1: 1003-1008.

Zaakceptowano do druku: 27.04.2022 r.
Adres autorów: 02-097 Warszawa, ul. Binieckiego 6.
© Zarząd Główny PTS 2020.