

# Ocena szczelności brzeżnej elementów antyrotacyjnych w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramiczny

## The assessment of marginal fit of anti-rotation elements in implant – hybrid and implant all-ceramic abutment systems

**Bohdan Bączkowski, Elżbieta Wojtyńska**

Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny  
Department of Prosthetic Dentistry, Medical University of Warsaw  
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Jolanta Kostrzewa-Janicka

---

### HASŁA INDEKSOWE:

łączniki implantologiczne, szczelność brzeżna, elementy antyrotacyjne

---

---

### KEY WORDS:

implant abutments, marginal fit, anti-rotation elements

---

### Streszczenie

**Wprowadzenie.** Łączniki implantologiczne odgrywają ważną rolę w osiągnięciu sukcesu w leczeniu implantoprotetycznym. Zapobieganie niepowodzeniom zależy także od spasowania elementów łączących. Wskazuje się na korelację pomiędzy przestrzenią powstałą pomiędzy platformą implantu i łącznikiem a kolonizacją bakteryjną i następnym powstawaniem periimplantitis.

**Cel pracy.** Celem pracy była ocena porównawcza szczelności brzeżnej elementów antyrotacyjnych w układzie implant - łącznik hybrydowy oraz implant - łącznik całoceramiczny.

**Materiał i metody.** Materiał do badań szczelności brzeżnej elementów antyrotacyjnych stanowiły dwie grupy łączników implantologicznych. Były to łączniki indywidualne hybrydowe, metalowo-ceramiczne oraz łączniki indywidualne całoceramiczne. Łączniki hybrydowe metalowo-ceramiczne wykonano z wykorzystaniem tytanowej bazy metalowej firmy Swiss-Medent (Szwajcaria), część ceramiczną wyfrezowano z ceramiki Robocam (Polska), z której wykonano także łączniki całoceramiczne. Do oceny szczelności brzeżnej wykorzystano badanie w mikroskopie skaningowym (SEM). Badanie obejmowało analizę po-

### Summary

**Introduction.** Implant abutments play an important role in the success of prosthetic treatment based on dental implants. Failure prevention may also depend on the alignment of the connecting elements. The correlation between the gap of an implant platform and the connector, bacterial colonization and the subsequent formation of periimplantitis was observed.

**The aim of the study.** The aim of the study was a laboratory assessment of the tightness of anti-rotation elements in the implant - hybrid abutment and implant – all ceramic abutment system.

**Material and methods.** The material for the research on the marginal fit of the anti-rotation elements were divided on two groups of abutments: individual hybrid, metal-ceramic and individual all-ceramic abutments. Metal-ceramic hybrid abutments were made of a titanium metal base by Swiss-Medent (Switzerland), the ceramic part of this abutment was milled from Robocam ceramics (Poland) All-ceramic abutments were made of the same ceramic type. To assess the marginal seal, a scanning microscope (SEM) examination was used. The examination included the analysis of the connection surface of the platform of Nobel Biocare Replace (Sweden) implant with the

wierzchni połączenia platformy implantu Nobel Biocare Replace (Szwecja) z łącznikiem hybrydowym i ceramicznym. Analizę przeprowadzono w trzech punktach pomiarowych dotyczących wymiaru szczeliny połączenia.

**Wyniki.** Dla łącznika hybrydowego średnia szerokość połączenia wynosiła  $15,637 \mu\text{m}$ , (min  $10,12 \mu\text{m}$ , max  $21,68 \mu\text{m}$ ) ( $\Delta = 11,56 \mu\text{m}$ ). Dla łącznika całoceramicznego średnia szerokość połączenia wynosiła  $19,242 \mu\text{m}$ , (min  $10,39 \mu\text{m}$ , max  $34,41 \mu\text{m}$ ) ( $\Delta = 24,02 \mu\text{m}$ ).

**Wnioski.** Stwierdzono istotne statystycznie różnice w szerokości szczeliny pomiędzy platformą implantu a łącznikiem. Łącznik hybrydowy wykazał znacząco lepsze spasowanie na granicy połączenia w porównaniu z łącznikiem całoceramicznym.

hybrid and ceramic abutments. The analysis was carried out by measuring three points concerning the dimension of the connection gap.

**Results.** Average connection gap in hybrid abutments was  $15,637 \mu\text{m}$  (min =  $10,12 \mu\text{m}$ , max  $21,68 \mu\text{m}$ , delta  $11,56 \mu\text{m}$ ). For an all-ceramic abutments the mean width of the connection gap was  $19,242 \mu\text{m}$  (min =  $10,39 \mu\text{m}$ , max =  $34,41 \mu\text{m}$  delta =  $24,02 \mu\text{m}$ ).

**Conclusions.** Statistically significant differences in the width of the gap between the implant platform and a connector was occurred. The hybrid abutments showed a significantly better fit compared to the all-ceramic ones.

## Wstęp

Wprowadzenie technologii komputerowego projektowania i maszynowego obrabiania bloczków wykonanych z materiałów ceramicznych zrewolucjonizowało poglądy w zakresie odbudowy protetycznej opartej na implantach. Wprowadzenie metod CAD/CAM rozpoczęło także wypieranie tradycyjnych form wykonawstwa laboratoryjnego łączników implantologicznych. Konieczność osiągnięcia wysokiej precyzji odlewu na połączeniu implant-łącznik spowodowała poszukiwanie najlepszego materiału pozwalającego uzyskać możliwie najmniejszą niedokładność. Przez wiele lat materiałem z wyboru były stopy złota, ze względu na ich największą dokładność po odlewie i biokompatybilność. Drugim materiałem stosowanym w implantoprotetyce był tytan. Jednakże ze względu na trudności w jego odlewnictwie stosowany był jako elementy prefabrykowane lub w konstrukcjach bardziej rozległych, wielocłonowych, jako podbudowa frezowana w technologii „All in one” (Nobel Biocare, Szwecja). Z początkiem lat 90-tych ubiegłego wieku rozpoczęto proces poszukiwania

alternatywy dla metalowych łączników implantologicznych. Opracowano systemy pozwalające na zastąpienie łączników wykonanych z metali, abutmentami ceramicznymi wykonywanymi z tlenku cyrkonu.<sup>1,2</sup>

Łączniki implantologiczne klasyfikowane są w czterech grupach: standardowe wykonywane z tytanu, indywidualne odlewane najczęściej ze stopów złota, metalowo-ceramiczne standardowe i indywidualne łączone za pomocą cementów kompozytowych, nazywane hybrydowymi oraz indywidualne całoceramiczne. Łączniki hybrydowe standardowe wykonywane są zwykle w technologii łączenia tytanowej podbudowy z ceramicznym pierścieniem najczęściej wykonywanym z dwutlenku cyrkonu. Łączenie to odbywa się za pomocą cementów kompozytowych chemo- i światłoutwardzalnych.<sup>3</sup>

Zaletą standardowych systemów metalowo-ceramicznych jest wysoka estetyka. Jednak z powodu braku lub ograniczonej możliwości indywidualnego doboru i konfiguracji profilu wyłaniania przedziąsłowego, efekt ten osiągniany jest poprzez wprowadzenie korony całoceramicznej do głęboko posadowionego brzeгу preparacji. Innym opisywanym problemem

jest ograniczona możliwość wykonania łączników kątowych. Producenci częściowo rozwiązują ten problem poprzez wykonywanie abutmentów przystosowanych do frezowania zwykle do około 15°. Odbywa się to w pracowni podczas dostosowywania łącznika na modelu roboczym za pomocą turbiny technicznej w płaszczu wodnym, lub rzadziej w ustach pacjenta. Natomiast ze względu na obszar łuku zębowego, dla którego głównie dedykowane są konstrukcje oparte na łącznikach ceramicznych bardzo trudne lub też niemożliwe jest uzyskanie zadowalającego efektu estetycznego bez możliwości doboru łącznika o znacznej kątowości przekraczającej podane 15°. Kolejnym utrudnieniem jest ograniczona możliwość preparacji w jamie ustnej związana z możliwością wycienienia konstrukcji łącznika, który w przeciwieństwie do abutmentów tytanowych jest na nie bardzo wrażliwy.

Elementem łączącym cechy łączników standardowych metalowo-ceramicznych i indywidualnych całoceramicznych są łączniki wykonywane w technologii CAD/CAM z tlenku cyrkonu łączone z podstawą wykonaną z tytanu dostarczaną przez ich producenta. Zaletą tego systemu jest możliwość całkowitej indywidualizacji kształtu łącznika, przy zachowaniu obstrzeżeń wynikających z jego kątowości, wymienionych wcześniej.

Łączniki indywidualne ceramiczne znalazły zastosowanie jako alternatywa dla standardowych metalowo-ceramicznych. Wykonanie łącznika w technologii CAD/CAM pozwala na precyzyjne podparcie tkanek miękkich oraz osiągnięcie dobrego efektu estetycznego. Wadą tych łączników jest jednak ich kruchość, co może ograniczać możliwość ich stosowania w praktyce klinicznej. Tylko niektóre systemy implantologiczne dają możliwość wykonywania łączników całoceramicznych, co jest związane z geometrią gniazda implantu i możliwością wykonania tego elementu bez narażenia go na niebezpieczeństwo uszkodzenia w trakcie

montażu i dokręcania pracy. Wykazano, że najmniej wytrzymałym miejscem jest połączenie elementu antyrotacyjnego łącznika z platformą. Charakterystyka materiału, jakim jest tlenek cyrkonu wymaga, aby wszystkie elementy konstrukcji były odpowiednio grubościennie, co może zapobiegać ich pękaniu. Ograniczeniem możliwości zastosowania łączników całoceramicznych jest geometria połączenia implantologicznego, jak również kątowość łącznika i związana z nią wytrzymałość materiału po koniecznym wycienieniu konstrukcji w miejscu przejścia śruby abutmentu.<sup>3,4</sup>

## Cel pracy

Celem pracy była ocena porównawcza szczelności brzeżnej elementów antyrotacyjnych w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramiczny.

## Material

Materiał do badań szczelności brzeżnej elementów antyrotacyjnych stanowiło 10 łączników indywidualnych metalowo-ceramicznych oraz 10 całoceramicznych łączników indywidualnych wykonanych z tlenku cyrkonu, tworzących dwie grupy badawcze. Pierwszą stanowiły łączniki hybrydowe, drugą wykonane z materiału ceramicznego. W badaniach wykorzystano ceramikę 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 połączone nanocząsteczkowym cementem kompozytowym Panavia F (Kuraray Dental, Japonia). Łączniki osadzono w implantach Replace Select Tapered Rp (Nobel Biocare, Szwecja), o średnicy 4,3 mm.

## Metoda

Do oceny szczelności brzeżnej wykorzystano badanie w mikroskopie skaningowym (SEM), (Supra 35, Zeiss) z detektorem typu SE. Ze względu na brak przewodności badane próbki poddano procesowi napylenia warstwą złota na ich powierzchni. Zastosowano napylnik firmy Bal-Tec (Capovani Brothers Inc,

USA), model SCD050. Przy ustaleniu parametrów: czas 80 s oraz natężenie prądu 40 mA napylnono warstwę o grubości 20 nm.

Badanie obejmowało analizę powierzchni połączenia platformy implantu Replac z łącznikiem hybrydowym i ceramicznym wykonanym z materiału Robocam. Elementy przygotowano dokręcając łączniki do implantów standardowymi śrubami dostarczonymi przez

Tabela 1. Szerokość szczeliny pomiędzy platformą implantu a łącznikiem implantologicznym w mikrometrach. I, II, III – pozycje pomiarów (kąt skoku pomiaru 120°)

	Liczba prób	Pozycje pomiarowe		
		I	II	III
Implant – łącznik hybrydowy	1	<b>21,68</b>	18,71	18,90
	2	12,47	14,37	17,71
	3	11,96	14,43	13,27
	4	18,21	10,12	11,68
	5	15,24	12,31	19,10
	6	18,14	<b>20,31</b>	17,72
	7	15,67	17,44	17,99
	8	15,12	14,88	16,39
	9	10,45	12,11	17,19
	10	16,20	15,54	13,79
	Średnia	15,51	15,022	16,374
Implant – łącznik ceramiczny	1	15,32	21,13	16,78
	2	<b>34,41</b>	12,35	19,74
	3	17,31	20,52	27,00
	4	20,13	18,69	11,64
	5	11,89	15,60	24,21
	6	17,10	24,36	19,71
	7	19,87	<b>29,33</b>	17,42
	8	10,39	19,07	19,26
	9	24,02	20,20	13,56
	10	15,94	16,31	24,01
	Średnia	18,638	19,756	19,333

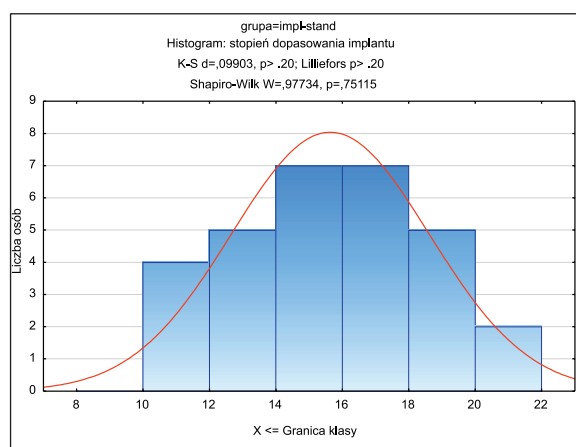
producentów siłami odpowiednio 35 N/cm dla łączników hybrydowych oraz 20 N/cm dla łączników ceramicznych. Analizę przeprowadzono w losowo wybranym punkcie połączenia a następnie zmieniano miejsce pomiarowe, gdzie kąt skoku pomiaru wynosił 120°. Uzyskano w ten sposób trzy punkty do analizy wymiaru szczeliny połączenia. Badanie przeprowadzono w powiększeniu 1,0 KX. Pomiaru dokonano korzystając z oprogramowania mikroskopu.

## Wyniki

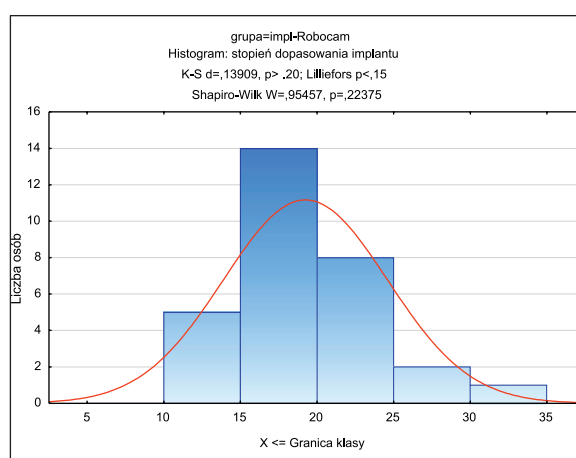
Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono znaczne różnice w szerokości szczeliny (d) pomiędzy platformą implantu a łącznikiem. Łącznik hybrydowy wykazał znacząco lepsze dopasowanie do granicy połączenia niż łącznik całoceramiczny. Dla łącznika hybrydowego średnia szerokość połączenia wynosiła 15,637  $\mu\text{m}$ , (min 10,12  $\mu\text{m}$ , max 21,68  $\mu\text{m}$ ) ( $\Delta = 11,56 \mu\text{m}$ ). Dla łącznika całoceramicznego średnia szerokość połączenia wynosiła 19,242  $\mu\text{m}$ , (min 10,39  $\mu\text{m}$ , max 34,41  $\mu\text{m}$ ) ( $\Delta = 24,02 \mu\text{m}$ ), gdzie d – odległość pomiędzy platformą implantu i łącznikiem. Wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej. W przypadku badania szczelności brzeżnej zarówno dla układu implant – łącznik hybrydowy, jak i w układzie implant – łącznik ceramiczny uzyskano rozkłady normalne potwierdzone testami Kołmogorowa-Smirnowa oraz Shapiro-Wilka dla poziomu istotności  $p = 0,05$  (ryc. 1, 2). Nie stwierdzono jednorodności wariancji dla poszczególnych parametrów przy użyciu dwóch niezależnych testów Browna-Forsythe'a i Levene'a. Został zatem zastosowany test z niezależną estymacją wariancji Cochran'a.

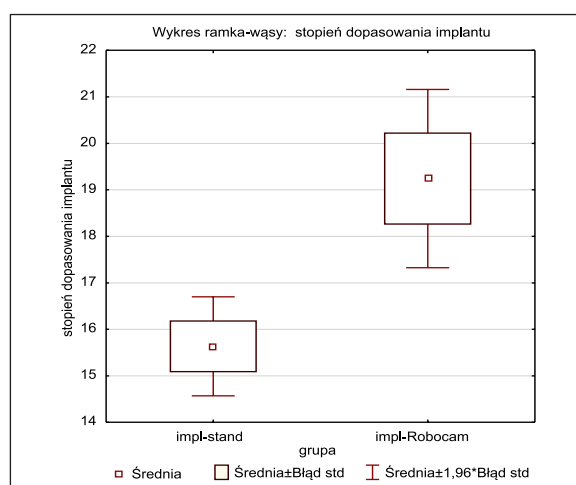
Na podstawie powyższego testu dla poziomu istotności  $p = 0,05$  stwierdzono istotne statystycznie różnice parametru szerokość połączenia dla układu implant – łącznik hybrydowy oraz



Ryc. 1. Szerokość połączenia dla układu implant – łącznik standardowy.



Ryc. 2. Szerokość połączenia dla układu implant – łącznik całoceramiczny Robocam.



Ryc. 3. Szerokość szczeliny brzeżnej układu implant – łącznik, różnice parametru stopnia dopasowania implantu dla układu Implant – łącznik standardowy (impl-stand) oraz implant – łącznik ceramiczny (impl-Robocam) (wartość testu  $t = -3,22193$ ;  $p = 0,002359$ ).

implant – łącznik ceramiczny Robocam (wartość testu  $t = -3,22193$ ;  $p = 0,002359$ ) (ryc. 3). Można zatem przyjąć, że szczelność brzeżna w zespole implant – łącznik hybrydowy jest lepsza niż w układzie implant – łącznik całoceramiczny, i różnica ta jest istotna statystycznie.

## Dyskusja

Łączniki implantologiczne stosowane w protezycie stomatologicznej spełniają istotną rolę w osiągnięciu długoczasowych pozytywnych wyników leczenia implantoprotetycznego. Zapobieganie niepowodzeniom protetycznym, takim jak odkręcanie się nadbudowy, złamania czy też niektóre powikłania biologiczne – zależą od spasowania elementów łączących, geometrii, wymiarów łącznika i nadbudowy a także rozkładu sił obciążających konstrukcję. Wielu autorów wskazuje na korelację pomiędzy przestrzenią powstałą pomiędzy platformą implantu i łącznikiem (microgap) a kolonizacją bakteryjną i następnym powstawaniem periimplantitis.<sup>5-8</sup> Redukcja szczeliny pomiędzy komponentami układu wydaje się być jednym z możliwych rozwiązań dla ograniczenia wprowadzania bakterii do wnętrza implantu, co w konsekwencji może ograniczyć występowanie stanów zapalnych tkanek otaczających implant.<sup>6-8</sup> Jednocześnie dostępne badania wskazują na korzystniejszy rozkład naprężeń przy zapewnionej szczelności brzeżnej, co ma także wpływ na ograniczenie stopnia zaniku kości w okolicy kołnierza implantu.<sup>9,10</sup>

Badania szczelności brzeżnej przeprowadzone w obecnej pracy wykazały różnice pomiędzy wartościami osiągniętymi dla łącznika hybrydowego i całoceramicznego. Według *Sumi* i wsp.<sup>11</sup> szczelinę na poziomie 23  $\mu\text{m}$  należy uznawać za połączenie optymalne. *Jemt*<sup>12</sup> w swojej pracy podaje natomiast, że nawet szczelinę na poziomie 150  $\mu\text{m}$  można uważać za zadowalającą. Wielu autorów jest zdania, że szczelina powstała na połączeniu implant

– łącznik może powodować wzmoczoną kumulację kolonii bakteryjnych i efekt ten może powiększać się w sytuacji mikroruchów oraz okresowego powiększania się szczeliny podczas aktu żucia.<sup>13,14</sup> Niedokładność przylegania łącznika do implantu może prowadzić do opisywanego w literaturze zasysania bakterii do szczeliny pomiędzy tymi elementami (microgap effect).<sup>15</sup> *Hermann* i wsp.<sup>16</sup> podają, iż obecność mikroruchów może być pierwszym czynnikiem etiologicznym zaników kostnych w obrębie brzegu wyrostka zębodołowego. *Abdelhamed* i wsp.<sup>17</sup> po przeprowadzonych badaniach dotyczących przepuszczalności mikroszczeliny dla bakterii, stwierdzili większą kolonizację wewnętrznej części połączenia implantu w obecności łącznika ceramicznego niż tytanowego. Wyniki swoich badań tłumaczą koniecznością zastosowania mniejszej wartości momentu siły podczas dokręcania łącznika ceramicznego w celu jego ochrony przed uszkodzeniem, co prowadzi do jego zwiększonej podatności na mikroruchy.

Znana jest opinia, że stopień spasowania implantu z połączeniem heksagonalnym łącznika ceramicznego powinien mu umożliwić obrót wzdłużny o 3°, co może zapobiegać kruchemu pękaniu łącznika ale jednocześnie może stanowić ryzyko większego odkształcania się podczas aktu żucia. W dalszej kolejności może to prowadzić do okresowego powiększania się szczeliny brzeżnej i przenoszenia większych obciążeń na śrubę łącznika.<sup>18</sup> *Coleho* i wsp.<sup>19</sup> określili wymiar mikroszczeliny pomiędzy platformą implantu a łącznikiem w funkcji odległości od środka promienia wszczepu. Autorzy jako wynik dobry podają odległość między 0 a 300  $\mu\text{m}$ , tak więc w badaniach własnych zarówno średnią odległość dla łącznika hybrydowego, jak i łącznika całoceramicznego należy uznać za zadowalającą.

Doświadczenia *Boggana* i wsp.<sup>20</sup> wykazały, że im mniejsza jest przestrzeń na granicy implantu i łącznika, tym powierzchnia kontaktu

części składowych połączenia jest większa, a co za tym idzie większa jest liczba cykli potrzebna do obluzowania się śruby łączącej. Według tych badań największe naprężenia generowane są w szyjce śruby, czyli w miejscu pod głową śruby utrzymującej łącznik. Natomiast miejscem, które w efekcie cyklicznego obciążenia jest najbardziej narażone na uszkodzenie jest poziom, w którym śruba łącznika wnika w gwint wewnętrzny części śródkostnej implantu (95,96). Wyniki przedstawione powyżej są zbieżne z wynikami pracy własnej.

## Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań własnych stwierdzono znaczne różnice w szerokości szczeliny pomiędzy platformą implantu a łącznikiem. Łącznik hybrydowy wykazał znacząco lepsze spasowanie na granicy połączenia w porównaniu z łącznikiem całoceramycznym, co może mieć znaczenie dla ograniczenia kolonizacji bakteryjnej.

## Piśmiennictwo

1. *Manicone PF, RossiIometti P, Rafaelli L*: An overview of zirconia ceramics basic properties and clinical applicationns. *J Dent* 2007; 35: 819-826.
2. *Ozkurt Z*: Clinical success of zirconia in dental application. *Int J Prosthodont* 2010; 19: 64-68.
3. *Martínez-Rus F, Ferreira A, Özcan M*: Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: A scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2013; 3: 480-487.
4. *Tinschert J, Natt G, Mautsch W*: Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001; 26, 367-374.
5. *Scarano A, Assenza B, Piattelli M*: A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005; 31: 269-275.
6. *Koutouzis T, Mesia R, Calderon N*: The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2014; 40, 4: 432-437.
7. *Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T*: Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol* 2009; 80: 1991-1997.
8. *Baldassari M, Hjerppe J, Romeo D*: Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configuration. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2012; 27: 537-543.
9. *Millington ND, Leung T*: Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 511-516.
10. *Isa ZM, Hobkirk JA*: The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1996; 4: 11-14.
11. *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.
12. *Jemt T*: Three-dimensional distortion of gold alloy castingsand welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 557-564.
13. *Gross M, Abramovich I, Weiss E*: Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a com-parative study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1999; 4: 94-100.
14. *Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T*: Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Oral*

- Implantol 2014; XL: 432-437.
15. *Zipprich F, Weigl P, Lange B*: Micromovements at the implant-abutment interface: measurement, causes, and consequences. *Implantologie* 2007; 15: 31-45.
  16. *Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK*: 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.
  17. *Abdelhammed MI, Galley J, Bailey MT*: A comparison of zirconia and titanium abutments for microleakage. *Clin Impl Dent* 2015; 2, 17: 643-651.
  18. *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 Impl* 2013; 1: 1003-1008.
  19. *Coleho AL, Suzuki M, Dibart S*: Cross-sectional analysis of implant – abutment interface. *J Oral Rehab* 2007; 34, 7: 508-516.
  20. *Boggan RS, Strong JT, Misch CE*: Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999; 82, 4: 436-440.

Zaakceptowano do druku: 18.02.2021 r.

Adres autorów: 02-097 Warszawa, ul. Binieckiego 6.

© Zarząd Główny PTS 2021.