

Analiza zmian wartości siły retencji w trójelementowych układach koron teleskopowych wykonanych z tlenku cyrkonu – część II

Analysis of changes in the value of the retention force in three-part telescopic crowns system manufactured from zirconia – part II

**Anna Kochanek-Leśniewska¹, Andrzej Majcher²,
Elżbieta Mierzwińska-Nastalska¹**

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: *prof. dr hab. E. Mierzwińska-Nastalska*

² Instytut Technologii Eksploatacji Państwowy Instytut Badawczy w Radomiu
Kierownik: *prof. dr hab. inż. A. Mazurkiewicz*

HASŁA INDEKSOWE:

siła retencji, korony teleskopowe, technologia CAD/CAM

KEY WORDS:

retention force, telescopic crowns, CAD/CAM technology

Streszczenie

Wstęp. Artykuł jest kontynuacją wcześniejszego opracowania dotyczącego analizy zmian wartości siły retencji w trójelementowych układach koron teleskopowych wykonanych z tlenku cyrkonu. W badaniach dotyczących retencji lub zagadnień tribologicznych związanych z układami koron podwójnych zwykle stosuje się zakresy cykli złączania i rozłączania koron na poziomie 10 000 cykli. W dobie bardzo szybkiego rozwoju materiałoznawstwa oraz technologii, które mogą być wykorzystane w protetyce stomatologicznej, również w konstrukcji koron podwójnych mogą pojawić się nowe rozwiązania i niestosowane dotychczas zestawy materiałowe. W celach poznawczych i zdobyciu nowych obserwacji w zagadnieniu zmian siły retencji w systemach koron teleskopowych wykonanych z tlenku cyrkonu wydłużono zakres badań do 300 000 cykli złączania i separacji koron teleskopowych.

Cel pracy. Analiza zmian wartości siły retencji w rozszerzonym zakresie badania do 300 000 cy-

Summary

Introduction. This article is a continuation of our earlier study of changes in the retention force of a three-part system of telescopic crowns made with use of the CAD/CAM technology. In the studies of retention or tribological problems associated with double crowns systems the ranges of crowns connecting and disconnecting at the level of 10 000 cycles are typically used. In times of a very rapid development of materials and technologies that can be used in prosthodontics, including the construction of the double crown, new solutions and material combinations not yet used can emerge. To gain new knowledge and observation in this area the testing range has been extended to 300 000 cycles of connecting and disconnecting of telescopic crowns.

Aim of the study. To analyze the changes in retention levels in the range extended to 300 000 load cycles in a three-part system of telescopic crowns made of zirconia using the CAD/CAM technology.

kli obciążeń w trójelementowych układach koron teleskopowych, wykonanych z tlenku cyrkonu w technologii CAD/CAM.

Material i metoda. Materiał przedstawiony w pierwszej części artykułu, gdzie pomiary zakończyły się po 30 000 cykli, zdecydowano testować w dalszym ciągu ponownie od 0 do granicy 300 000 cykli, zatarcia koron lub całkowitej utraty retencji. Do wykonania pomiarów wykorzystano to samo stanowisko do badań retencji, które zostało przedstawione w pierwszej części artykułu. Posłużono się również tą samą metodą i sekwencją pomiarową z jedną różnicą. W przedstawionym badaniu pomiar retencji wykonywano trzykrotnie co 1000 cykli, w odróżnieniu od badań w pierwszej części, gdzie pomiaru dokonywano pięciokrotnie, co 100 cykli złączania i rozłączania koron.

Wyniki. Wszystkie próbki w grupie badanej A oraz dwie z trzech próbek w grupie badanej B przekroczyły zakres 300 000 cykli. Z dwóch poddanych dalszym obciążeniom próbek z grupy kontrolnej tylko jedna osiągnęła poziom 232 000 cykli w tej części badań, po czym uległa zatarciu. Analiza regresji i korelacji pomiędzy zmianami wartości siły retencji w grupie A i B wykazała istotną statystycznie różnicę, wskazując jednocześnie na tendencję do wzrostu siły retencji w grupie B w rozszerzonym do 300 000 cykli zakresie pomiarowym.

Wnioski. Zasadne wydaje się zwiększanie liczby cykli zaciskania i rozłączania koron jedynie w planowanych doświadczalnych zakresach badań dotyczących zagadnień retencji w systemach koron podwójnych w celach poznawczych i poszerzania wiedzy w zakresie mechaniki i tribologii, choć nie mają bezpośredniego przełożenia na zagadnienia kliniczne. Wartość siły retencji koron teleskopowych, wykonanych z tlenku cyrkonu w technologii CAD/CAM zaopatrzonych w element pośredni cechuje bardzo duża stabilność, co czyni takie zestawienie materiałowe korzystnym rozwiązaniem ze strony klinicznej.

Material and methods. In the material presented in the first part of the article the measurements ended after 30 000 cycles. Then it was decided to continue the test within the range from 0 to 300 000 cycles, up to crowns wearing of or complete loss of retention. To perform the measurements the same post retention test (presented in the first part of the article) was used. Also the same method and sequence of measurements were used with one difference. In this study the retention measurement was performed three times every 1000 cycles, while in the first part of the test the measurement was performed five times every 100 cycles of crown connecting and disconnecting.

Results. All systems in group A and two of three systems in group B exceeded the range of 300 000 cycles. Of the two further control samples subjected to load only one reached 232 000 cycles in this part of the study, and then wore off. The analysis of the correlation and regression between changes in the retention levels in groups A and B showed a statistically significant difference, indicating at the same time the tendency to increase the retention levels in group B in the long term follow-up.

Conclusions. It seems reasonable to increase the number of connecting and disconnecting crowns only in the planned experimental studies of ranges in retention systems for the cognitive purposes in the field of mechanics and tribology, although they have no direct impact on clinical issues. The value of the retention force of telescopic crowns made of zirconia in the CAD/CAM technology, equipped with an intermediate element is characterised by very high stability, making such a set of materials a favourable solution from the clinical point of view.

Wstęp

W pierwszej części artykułu w sposób opisowy przedstawiono materiał i metodę badań zaplanowanych dla trójelementowych układów koron teleskopowych oraz zaprezentowano wyniki dla zakresu od 0 do 30 000 cykli obciążeń w teście złączania i rozłączania koron. Zakres, który zaproponowano rzadko pojawia się w badaniach obejmujących tematykę tribologii koron teleskopowych. W dostępnych opublikowanych opracowaniach najczęściej podawanym przedziałem jest przedział do 10 000 cykli obciążeń (tabela I). Sporadycznie pojawiają się badania obejmujące szersze przedziały, tak jak w opracowaniu *Weigla* i wsp., gdzie przeprowadzano pomiary do 100 000 cykli złączania i rozkontaktowywania koron teleskopowych (1). Ze względu na zaplanowane badania, które dotyczą oceny sił retencji w różnych skojarzeniach materiałowych, również z wykorzystaniem nowoczesnych technologii w celu obserwacji zmian w wartości siły retencji w tych układach zdecydowano o wydłużeniu zakresu pomiarów do 300 000 cykli, mając na uwadze głównie cel poznawczy badań.

Cel pracy

Celem pracy była analiza zmian wartości siły retencji w rozszerzonym zakresie badania do 300 000 cykli obciążeń w trójelementowych układach koron teleskopowych, wykonanych z tlenku cyrkonu z zastosowaniem technologii CAD/CAM.

Materiał i metoda

Materiał przedstawiony w pierwszej części artykułu, gdzie pomiary zakończyły się po 30 000 cykli, poddano dalszym testom, ponownie od 0 do granicy 300 000 cykli, zatarcia

koron lub całkowitej utraty retencji. Badaniu poddano trzy próbki z grupy badanej A, trzy próbki z grupy badanej B oraz dwie próbki z grupy kontrolnej K (jedna z początkowo trzech badanych utraciła retencję po 18 600 cyklach w pierwszym zakresie badania). Do badania wykorzystano to samo stanowisko do badań retencji, które zostało przedstawione w pierwszej części artykułu. Wykorzystano również tę samą metodę i sekwencję pomiarową z jedną różnicą. W przedstawionym badaniu pomiar retencji wykonywano trzykrotnie co 1000 cykli, w odróżnieniu od badań w pierwszej części, gdzie pomiaru dokonywano pięciokrotnie, co 100 cykli złączania i rozłączania koron.

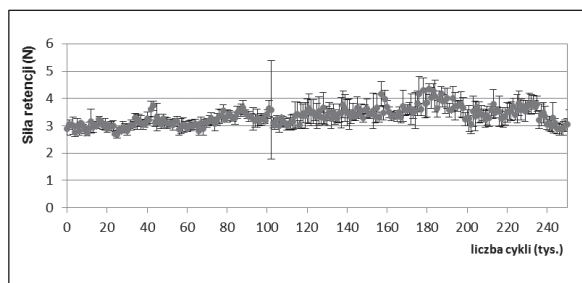
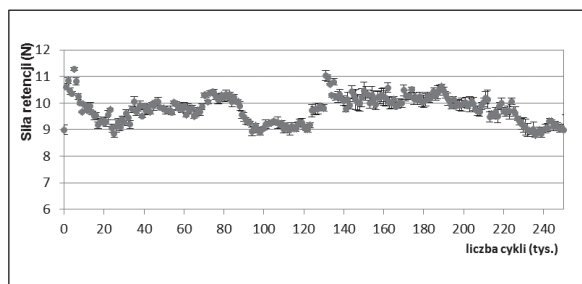
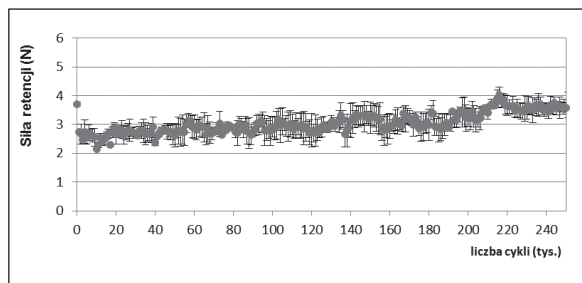
Wyniki

Tylko pięć z ośmiu badanych próbek w tej części eksperymentu przekroczyło zakres 300 000 cykli. Dla trzech za koniec okresu badania uznano zatarcie powierzchni uniemożliwiające dalsze pomiary. Żadna z próbek w grupie kontrolnej nie przekroczyła zakresu 300 000 cykli zaciskania i rozłączania koron. Z dwóch próbek w tej grupie, tylko jedna (próbka K1) osiągnęła zakres 232 000 cykli, w drugiej części badania po którym nastąpiło zatarcie powierzchni. Próbka (K3) uległa zatarciu już w zakresie pierwszych 2 000 cykli w tej części badania. Stąd niemożliwe było uwzględnienie wyników grupy kontrolnej w analizie statystycznej dotyczącej zakresu tego badania. W przypadku grup badanych A i B tylko jedna próbka w grupie B uległa zatarciu (próbka oznaczona jako B1, po 38 000 w tej części badania), pozostałe zostały przetestowane do końca zakresu 300 000 cykli. W grupie badanej A wszystkie próbki do końca pomiarów zachowały retencję.

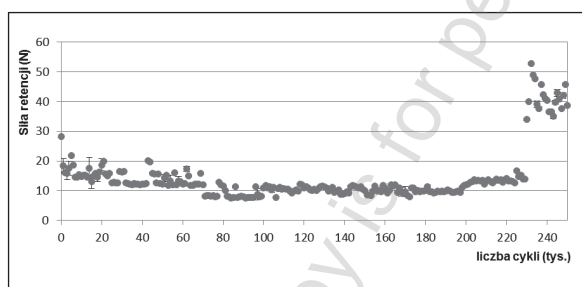
W zakresie 0-300 000 cykli złączania i rozłączania koron teleskopowych otrzymano wyniki przedstawione na wykresach (ryc. 1-3). Dla każdej próbki

Tabela I. Zakresy cykli złączania i rozdzielania koron w badaniach dotyczących retencji i zagadnień tribologicznych w układach koron teleskopowych

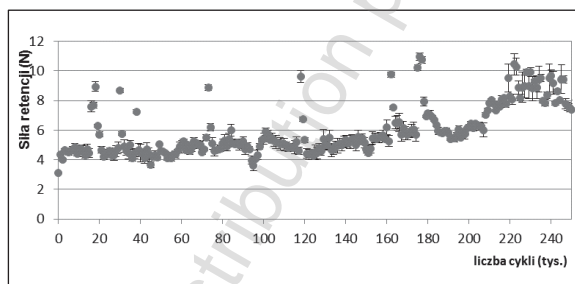
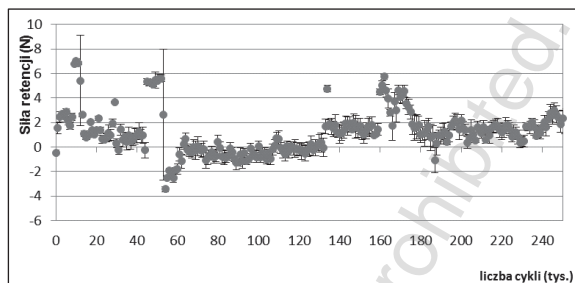
Autorzy	Tytuł	Publikacja	1 tys.	5 tys.	10 tys.	100 tys.
<i>Ohkawa S., Okane H., Nagasawa T., Tsuru H.</i>	Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use	J Prosthet Dent, 1990, 64, 153-158			+	
<i>Minagi S., Natsuaki N., Nishigawa G., Sato T.</i>	New telescopic crown design for removable partial dentures	J Prosthet Dent, 1999, 81, 684-688			+	
<i>Weigl P., Lauer HC</i>	Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable denture. Part I.	J Biomed Mater Res 2000, 53, 320-336				+
<i>Güngör M. A., Artunç C., Sonugelen M.</i>	Parameters affecting retentive force of conus crowns	J Oral Rehabil, 2004, 31, 271-277			+	
<i>Zhang RG., Hannak WB., Roggensack M., Freesmeyer WB.</i>	Retentive characteristics of ankylos syncone conical crown system over long-term use in vitro	Eur J Prosthodont Rest Dent, 2008, 16, 61-66		+		
<i>Bayer S., Zuziak W., Kraus D., Keilig L., Stark H., Enkling N.</i>	Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load	Clin Oral Impl Res. 2011, 22, 323-329		+		
<i>Sakai Y., Takahashi H., Iwasaki N., Igrashi Y.</i>	Effects of surface roughness and tapered angle of cone crown telescopic system on retentive force	Dental Materials Journal 2011, 30(5), 635-641	+			
<i>Pietruski JK., Sajewicz E., Sudnik J., Pietruska MD.</i>	Retention force assessment in conical crowns in different material combinations	Acta Bioeng Biomech, 2013, 1, 35-42			+	
<i>Engels J., Schubert O., Güth J-F., Hoffmann M., Jauernig Ch., Erdelt K., Stimmelmayer M., Beuer F</i>	Wear behavior of different double-crown systems	Clin Oral Invest, 2013, 17, 503-510			+	



Ryc. 1. Wykresy zależności siły retencji w funkcji liczby cykli obciążeń na podstawie pomiarów otrzymanych dla trzech badanych próbek w grupie A: (a) – próbka A1, (b) – próbka A2, (c) – próbka A3.



Ryc. 3. Wykres zależności siły retencji w funkcji liczby cykli obciążeń na podstawie pomiarów otrzymanych dla próbki o oznaczeniu K1 w grupie kontrolnej (K), która przekroczyła zakres 232 000 cykli złączania i rozłączania koron.



Ryc. 2. Wykresy zależności siły retencji w funkcji liczby cykli obciążeń na podstawie pomiarów otrzymanych dla dwóch badanych próbek w grupie B: (a) – próbka B2, (b) – próbka B3.

w grupie badanej A (A1, A2, A3) oraz próbek B2 i B3 z grupy badanej B, otrzymano po 903 pomiary, zebrane w 301 seriach danych, będących punktami średniego trzykrotnego pomiaru wraz z odchyleniem standardowym, które dla większej czytelności zostały naniesione na wykresy. Wykresy, z racji ograniczenia skalowania przedstawiają dane z zakresu do 250 000 cykli, ale analizę przeprowadzono dla pełnego zakresu badania obejmującego 300 000 cykli. Średnie wartości siły retencji w kolejnych przedziałach w zakresie do 300 000 cykli przedstawiono w tabeli II.

W celu oceny dynamiki zmian wartości siły retencji w zakresie do 300 000 cykli wykonano obliczenia statystyczne na danych standaryzowanych. W procesie testowania hipotez przyjęto poziom istotności $\alpha=0,05$ i tam gdzie wybór należał do badacza dwustronny obszar krytyczny. Przeprowadzono analizę korelacji i regresji

Tabela II. Średnie wartości siły retencji z odchyleniami standardowymi dla kolejnych przedziałów liczby cykli obciążeń otrzymane w grupach badanych

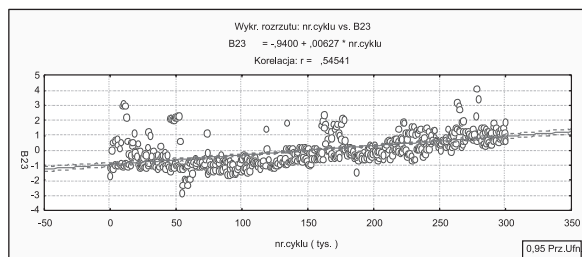
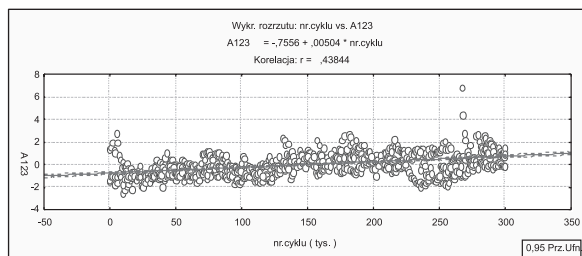
Przedziały liczby cykli	Grupa A		Grupa B	
	średnia	odchylenie	średnia	odchylenie
0-24 000	5,15 N	3,34	3,71 N	2,10
25 000-49 000	5,15 N	3,18	3,29 N	2,13
50 000-74 000	5,25 N	3,27	2,46 N	3,07
75 000-99 000	5,32 N	3,15	2,08 N	2,81
100 000-124 000	5,13 N	2,87	2,51 N	2,87
125 000-149 000	5,57 N	3,27	3,15 N	2,07
150 000-174 000	5,62 N	3,25	4,41 N	1,95
175 000-199 000	5,72 N	3,18	3,98 N	2,98
200 000-224 000	5,60 N	2,99	4,47 N	3,26
225 000-249 000	5,36 N	2,68	5,19 N	3,67
250 000-274 000	5,45 N	2,74	5,90 N	3,22
275 000-300 000	5,80 N	3,22	6,26 N	3,71

Tabela III. Analiza korelacji i regresji dla grup A, B

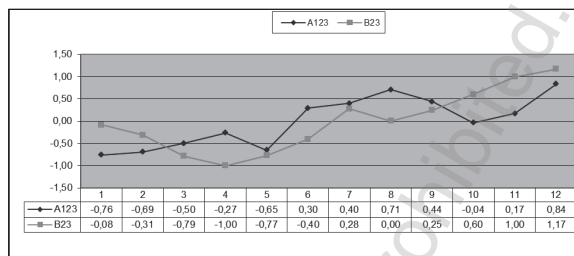
Zmienna	n	r(X,Y)	p	Stała	Nachylenie	P
A123	903	0,4384	0,0000	-0,7556	0,0050	0,0000
B123	602	0,5454	0,0000	-0,9400	0,0063	0,0000

wykorzystując model prostoliniowy. Zmienną zależną Y była siła retencji a zmienną niezależną X numer cyklu. Parametry modelu szacowano metodą najmniejszych kwadratów. Ich istotność testowano odpowiednim testem t-Studenta. Współczynniki korelacji podobnie jak współczynniki kierunkowe prostych regresji różniły się istotnie od zera (tabela III, ryc. 4). Test równoległości prostych regresji wykazał istotną statystycznie różnicę: A123 vs B23 $p=0,0102$. Oznacza to, że w tym badaniu wraz ze wzrostem ilości cykli w obydwu grupach badanych A i B wartość siły retencji

wykazuje tendencję wzrostową, istotnie większą w grupie B. Aby dokładniej zbadać zmiany siły retencji w zakresie do 300 000 cykli, na potrzeby analizy dokonano podziału obszaru próby na 12 równych przedziałów zawierających dane z kolejnych następujących po sobie 25 000 cykli. W analizie statystycznej zastosowano test t-Studenta (ryc. 5, tabela IV, V). Podawana w tabelach wartość $p=0,000$ oznacza $p<0,001$. Na podstawie otrzymanych danych, porównując kolejne przedziały dla grup badanych A i B stwierdzono, że istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy średnimi wartościami



Ryc. 4. Analiza regresji dla grup badanych A i B na danych standaryzowanych.



Ryc. 5. Porównanie średnich arytmetycznych grup w kolejnych przedziałach.

retencji wyłączając przedział nr 3 (50 000-74 000 cykli), nr 5 (100 000-124 000), nr 7 (150 000-174 000 cykli) oraz nr 9 (200 000-224 000 cykli), gdzie nie było podstaw do odrzucenia hipotezy o równości średnich (tabela V).

Tabela IV. Statystyki opisowe

Nr przedziału	A123	A123	A123	B23	B23	B23
	n	średnia	odch. st.	n	średnia	odch. st.
1	75	-0,76	1,01	50	-0,08	1,11
2	75	-0,69	0,63	50	-0,31	0,99
3	75	-0,50	0,60	50	-0,79	1,02
4	75	-0,27	0,72	50	-1,00	0,32
5	75	-0,65	0,57	50	-0,77	0,44
6	75	0,30	0,65	50	-0,40	0,52
7	75	0,40	0,59	50	0,28	0,90
8	75	0,71	0,84	50	0,00	0,63
9	75	0,44	0,66	50	0,25	0,55
10	75	-0,04	1,16	50	0,60	0,65
11	75	0,17	1,42	50	1,00	0,70
12	78	0,84	0,82	52	1,17	0,70
Ogółem	903	0,00	1,00	602	0,00	1,00

Tabela V. Test t-Studenta – wartości p dla przedziałów

Przedział	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
p	0,001	0,018	0,072	0,000	0,185	0,000	0,399	0,000	0,081	0,000	0,000	0,018

Dyskusja

Jednym z głównych problemów dotyczących badania retencji koron teleskopowych jest brak odpowiednich norm opisujących przebieg i warunki tego typu badań, przez co dostępne w piśmiennictwie wyniki pomiarów są trudne do porównywania i jednoznacznej oceny. Większość dostępnych opracowań skupia się na podaniu średniej wartości siły retencji w badanych grupach, zwykle badanych pod kątem różnych zestawień materiałowych lub różnych aspektów konstrukcji, w tym nachylenia ścian osiowych koron. Brak metody, która oceniałaby stabilność siły retencji w czasie. Czynnikiem ten wydaje się mieć decydujące znaczenie w przewidywaniu okresu użytkowania uzupełnienia protetycznego na pewnym zadawalającym poziomie retencji. Jak wiadomo, pomimo najwyższej staranności zachowanej na etapach klinicznych i laboratoryjnych w trakcie wykonywania koron teleskopowych siła retencji jaką otrzymuje się dla danego układu nie jest do końca przewidywalna. Tendencję tę potwierdzają wyniki otrzymanych badań i rozrzut wartości średnich próbek w obrębie tej samej grupy materiałowej. Przedstawiona metoda badań oraz opracowanie wyników z wykorzystaniem danych standaryzowanych pozwala na obserwację zmian wartości siły retencji w pojedynczych próbkach i jednocześnie w całej grupie z możliwością wyodrębnienia pewnej charakterystyki kształtowania się zmian oraz określenia okresów stabilności wartości siły retencji.

W badaniach poświęconych ocenie siły retencji koron teleskopowych obserwowane są duże zmiany wartości, jakie można zauważyć w początkowej fazie testowania koron. W wielu opracowaniach faza ta nazywana jest fazą początkową i związana jest z wzajemnym docieraniem się powierzchni koron. Zjawisko to jest charakterystyczne szczególnie dla koron wykonanych ze stopów złota, gdzie obserwuje się początkowy spadek wartości siły retencji a następnie jej wzrost

i pewną stabilizację do momentu ponownego spadku wartości i ostatecznie całkowitej utraty retencji (2, 3). W przeprowadzonych badaniach faza początkowa we wszystkich badanych grupach zamykała się w przedziale 0-2500 cykli rozłączania koron, po którym następował okres względnej stabilizacji wartości siły retencji do ocenianego w pierwszym badaniu zakresu 30 000 cykli rozłączania koron. W drugim badaniu obejmującym zakres do 300 000 cykli szczególnie w pierwszej grupie badanej gdzie korona wewnętrzna oraz zewnętrzna były wykonane z tlenku cyrkonu a element pośredni ze złota galwanicznego wszystkie układy badane przekroczyły zaplanowany zakres badania. Zmiany retencji w trakcie funkcjonowania koron teleskopowych spowodowane są efektami tribologicznymi modyfikującymi strukturę powierzchni koron. Cztery najbardziej istotne czynniki to oddziaływanie tribochemiczne, abrazja, adhezja i zaburzenia, czy też defekty w obrębie powierzchni. Wymienione czynniki mogą występować osobno, ale mogą również nakładać się, co wiąże się także z zestawieniem materiałowym oraz konstrukcją elementu retencyjnego (12, 13).

Zastosowanie tak dużej liczby cykli w zasadzie wydaje się nie być zasadne w przypadku tradycyjnych układów koron teleskopowych, co pokazały wstępnie przeprowadzone badania, gdzie tylko jedna z próbek przetrwała do zakresu 232 000 cykli. Podobne wnioski przedstawiają *Ohkawa* i wsp. (4), *Pietruski* i wsp. (7), *Minagi* i wsp. (6) oraz *Sakai* i wsp. (5), które określają granicę 10 000 cykli jako najbardziej adekwatną do tego typu badań. Pojawiające się jednak wraz z rozwojem materiałoznawstwa rozwiązania w protetyce stomatologicznej w tym rozwój i zastosowanie techniki CAD/CAM stwarzają możliwości zastosowania nowych zestawień materiałowych, wykazujących inną charakterystykę w kontekście mechanicznym i tribologicznym. Przeprowadzone badania pokazały,

że układy wykonane z zastosowaniem technologii CAD/CAM mogą funkcjonować w długim okresie stosowania cykli obciążeń, nawet do 300 000 cykli utrzymując określoną wartość siły retencji. W często cytowanych badaniach *Weigl'a* i wsp. poddano 100 000 cykli obciążeń trzy grupy koron wykonanych w różnych zestawieniach materiałowych. W grupie pierwszej obie części były wykonane ze stopu złota, w drugiej z tytanu a w trzeciej układ badany stanowiła korona ceramiczna wykonana w systemie Empress (Ivoclar Vivadent) oraz czapeczka galwaniczna. Retencja w opisanych grupach była mierzona po cyklu obciążeń osiowych od 5 do 400 N, mającym odzwierciedlać siły generowane w obrębie układu mięśniowego narządu żucia. W grupie pierwszej i drugiej siła retencji wzrastała wraz z liczbą cykli obciążeń, i nie wykazywała kierunkowych zmian wywołanych zużyciem. W grupie trzeciej ani liczba cykli obciążeń ani zużycie nie miały wpływu na retencję. Dodatkowo powierzchnie funkcjonalne ceramiki i złota nie wykazywały śladów zużycia i miały najlepsze dopasowanie (1). W publikowanych pracach uwzględniano, że zakres 10 tys cykli obciążeń w badaniach *in vitro* odpowiada dziesięcioletniemu okresowi użytkowania protezy w warunkach klinicznych, przy założeniu, że proteza jest trzykrotnie na dobę zakładana i zdejmowana (8, 10, 11). Przyjmowany jest również adekwatnie okres pięciu lat użytkowania w badaniach obejmujących 5 tys cykli obciążeń (12). Istnieje również doniesienie, że 10 tys cykli zaciśnięcia i separacji koron koresponduje klinicznie z 13-14 latami dwukrotnego zdejmowania protezy w trakcie dnia (14). W dobie edukacji prozdrowotnej pacjentów i wdrażaniu prawidłowych nawyków żywieniowych wydaje się jednak, że pacjent powinien zdejmować protezę więcej niż dwa razy dziennie. Jeżeli teoretycznie odżywianie powinno opierać się na pięciu niewielkich posiłkach dziennie, a zaleceniem higienicznym jest, aby po

każdym posiłku proteza została zdjęta z podłoża i oczyszczona oraz uwzględniając zdjęcie protezy na odpoczynek nocny i założenie rano, pacjent powinien zdjąć i założyć protezę łącznie najmniej 6 razy dziennie. Badania retencji wykonywane w warunkach eksperymentalnych nie do końca odpowiadają sytuacji występującej w jamie ustnej pacjenta. W przypadku zaprezentowanych badań mają one służyć opracowaniu metody szybkiej weryfikacji lub porównania określonych zestawień materiałowych z wykorzystaniem testów przeprowadzanych w takich samych warunkach, ale nieodnoszących się w bezpośredni sposób do warunków rzeczywistych. Badania mają na celu głównie szukanie korelacji pomiędzy wynikami testów, nie pokazują ich zależności ze zużyciem klinicznym. Należy również uwzględnić fakt, że tego typu badania mają charakter eksperymentalny, są pewnym uproszczeniem, ogólnym modelem, który może być tylko zbliżony do warunków klinicznych. Ponadto wartość retencji uzyskana w badaniach pojedynczego zęba filarowego nie może odnosić się finalnie do retencji protezy na nim opartej, szczególnie jeśli obecne są jeszcze inne zęby filarowe zaopatrzone koronami teleskopowymi. Dodatkowo retencja protezy opartej na więcej niż jednej koronie teleskopowej nie jest prostą sumą retencji poszczególnych filarów i nie koreluje z ich liczbą (9). Badania *Bayera* i wsp., w których między innymi oceniono 43 protezy, gdzie retencję zapewniał system koron teleskopowych minimalną wartość retencji rzędu 0,28 N zarejestrowano dla protezy wspartej na 2 filarach a wartość maksymalną 64,08 N dla protezy wspartej na czterech filarach. W tym samym badaniu poddano pomiarom 140 zęby filarowe w tym 23 sieczne, 67 kłów, 36 zębów przedtrzonowych i 14 trzonowych. Maksymalną wartość retencji w tym badaniu zarejestrowano na zębie trzonowym (29,98 N) a minimalną na kle (0,08N), ale już otrzymane wartości median w przedziałach dla każdej

z przebadanych grup nie wykazywały istotnie statystycznych różnic (9).

W ocenie wyników badań przyjęto za podstawę standaryzację danych pomiarowych, ponieważ metoda oceny, w założeniu nie odnosi się do bezwzględnych wartości siły retencji, ma raczej pokazywać zmiany w trakcie kolejnych cykli obciążeń. Na podstawie wyników można stwierdzić, że grupy, w których elementy wykonano w technologii CAD/CAM wykazują dużą stabilność wartości siły retencji, z tendencją wzrostową obserwowaną dopiero po rozszerzeniu badania do zakresu 300 000 cykli złączania i separacji koron.

Zafiropoulos i wsp. prowadzili trzyletnie obserwacje dotyczących trzech pacjentów, u których wykonano w szczęce protezy typu overdenture ze zredukowaną płytą podniebienną wsparte na koronach teleskopowych. Jedno z uzupełnień wykonano jako wsparte na 7 zębach naturalnych, drugie na 6 implantach, a trzecie na dwóch zębach naturalnych oraz 4 implantach. We wszystkich konstrukcjach wykonano korony wewnętrzne z tlenku cyrkonu oraz suprakonstrukcje również z tlenku cyrkonu z wykorzystaniem technologii CAD/CAM. W suprakonstrukcje wklejano korony pośrednie wykonane z wykorzystaniem techniki galwanoformingu. W trakcie okresu obserwacji nie doszło do utraty żadnego z zębów naturalnych ani implantów. Nie obserwowano również żadnych komplikacji biologicznych ani mechanicznych. Pacjenci nie zgłaszali w trakcie leczenia: alergii, dolegliwości bólowych, obrzęku czy dyskomfortu. Nie zarejestrowano również złamań ani uszkodzeń w obrębie łączników, suprastruktur czy licowania ceramicznego. Uznano ten typ zestawienia materiałowego klinicznie, jako uzupełnienie spełniające wysokie wymagania, co do jakości i estetyki, jednocześnie biokompatybilne i gwarantujące stabilność tkanek miękkich w długim okresie czasu (15). Beuer i wsp. w badaniach oceniających wpływ wysokości filaru, materiału korony wewnętrznej

oraz stopnia nachylenia ścian osiowych na wartość siły retencji wykorzystali układy koron teleskopowych, gdzie korony wewnętrzne zostały wykonane w pierwszej grupie ze stopu złota oraz w drugiej z tlenku cyrkonu, a korony zewnętrzne w obu grupach ze złota galwanicznego. W badaniu dowiedziono, że wszystkie z wymienionych czynników mają wpływ na siłę retencji. W tym zmniejszenie kąta nachylenia ścian osiowych wpływa na zwiększenie siły retencji, podobnie jak zwiększenie wysokości filaru. Autorzy wskazują, że w sytuacji krótkiego filaru i nachylenia ścian osiowych 0° lepiej wykonać koronę wewnętrzną ceramiczną, natomiast w sytuacji istnienia wysokiego filaru oraz 2° nachylenia ścian osiowych wykonanie koron wewnętrznych ze stopów złota czy tlenku cyrkonu stanowi wzajemną alternatywę. W badaniach tych najwyższą zarejestrowaną średnią wartością siły retencji było 2,95 N dla grupy, gdzie korony wewnętrzne były wykonane ze stopu złota, na 9 mm filarze i przy 0° nachyleniu ścian osiowych. Najniższą średnią wartość siły retencji obliczono dla grupy koron, gdzie korony wewnętrzne wykonano z tlenku cyrkonu, na 7 mm filarze i z 2° nachyleniem ścian osiowych. Autorzy przedstawili ogólny wniosek ze swoich badań, w którym wskazują, że korony wewnętrzne wykonane z tlenku cyrkonu wykazują wyższą siłę retencji niż wykonane ze stopów złota (16).

Badania przedstawione w artykule przeprowadzono w tej fazie projektu bez zastosowania lubrykantu pomiędzy powierzchnie koron. Najczęstszym lubrykantem w tego typu badaniach jest preparat sztucznej śliny, jego roztwór sporządzony w proporcji 1:2 z roztworem soli fizjologicznej lub roztwór substytutu śliny w proporcji 2:1 z wodą destylowaną (7-9). Podkreśla się, że obecność roztworu ma wpływ na uzyskiwane wartości siły retencji, dodatkowo ważny jest również rodzaj użytego lubrykantu. Im bardziej skład przypomina ludzką ślinę, zawiera mucynę i karboksymetylocelulozę,

tym efekt zwilżania powierzchni jest większy niż w przypadku podstawowego roztworu soli fizjologicznej (8). Istnieją także doniesienia, że takiej zależności nie wykazano a jedynie tendencję do jej wystąpienia (9). Obecność lubrykantu w trakcie badań z pewnością przybliży warunki do tych istniejących w jamie ustnej oraz umożliwia usuwanie ewentualnie powstających produktów zużycia powierzchni koron poddawanych cykлом obciążeń. Ponieważ zaplanowano dalszy przebieg badań dotyczących omawianego zagadnienia przyjęto, że zostaną one w kolejnej fazie przeprowadzone w obecności preparatu sztucznej śliny pomiędzy badanymi elementami, co stworzy możliwości oceny wpływu tego czynnika na wartość i charakterystykę pomiarów.

Przedstawione badania są wstępnym doniesieniem z zaprojektowanych badań retencji układów koron teleskopowych w różnych zestawieniach materiałowych.

Wnioski

1. Zwiększanie liczby cykli zaciskania i rozłączania koron wydaje się zasadne jedynie w planowanych doświadczalnych zakresach badań dotyczących zagadnień retencji w systemach koron podwójnych, w nowo pojawiających się zestawach materiałowych, co daje możliwość obserwacji zjawisk tribologicznych, choć nie ma bezpośredniego przełożenia na zagadnienia kliniczne.
2. Wartość siły retencji koron teleskopowych, wykonanych z tlenku cyrkonu w technologii CAD/CAM zaopatrzonych w element pośredni cechuje bardzo duża stabilność, co czyni takie zestawienie materiałowe korzystnym rozwiązaniem z klinicznego punktu widzenia.
3. Przedstawione badania są wstępnym doniesieniem z badań retencji układów

koron teleskopowych w różnych zestawieniach materiałowych i wymagają dalszych testów.

Piśmiennictwo

1. *Weigl P., Lauer H.C.*: Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable denture. Part I. *J. Biomed. Mater. Res.*, 2000, 53, 320-336.
2. *Hauptauf L.*: Protetyka stomatologiczna. Protezy częściowe. Urban & Partner Wrocław 1997.
3. *Stancić I., Jelenković A.*: Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch. *Gerodontology* 2008, 25, 162-167.
4. *Ohkawa S., Okane H., Nagasawa T., Tsuru H.*: Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *J. Prosthet. Dent.*, 1999, 81, 684-688
5. *Sakai Y., Takahashi H., Iwasaki N., Igrashi Y.*: Effects of surface roughness and tapered angle of cone crown telescopic system on retentive force. *Dent. Materials J.*, 2011, 30, 5, 635-641.
6. *Minagi S., Natsuaki N., Nishigawa G., Sato T.* New telescopic crown design for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1999, 81, 684-688.
7. *Pietruski J.K., Sajewicz E., Sudnik J., Pietruska M.D.*: Retention force assessment in conical crowns in different material combinations. *Acta Bioeng. Biomech.*, 2013, 1, 35-42.
8. *Bayer S., Keilig L., Kraus D., Grüner M., Stark H., Mues S., Enkling N.*: Influence of the lubricant and the alloy on the wear behavior of attachments. *Gerodontology* 2011, 28, 221-226.
9. *Bayer S., Stark H., Mues S., Keilig L., Schrader A., Enkling N.*: Retention force measurement of telescopic crowns. *Clin. Oral Invest.*, 2010, 14, 607-611.

10. *Wichmann M.G., Kuntze W.*: Wear behavior of precision attachments. *Int. J. Prosthodont.*, 1999, 12, 409-414
11. *Stewart BL., Edwards RO.*: Retention and wear of precision-type attachments. *Int. J. Prosthodont.*, 1983, 49, 28-34.
12. *Bayer S., Kraus D., Keilig L., Gözl L., Stark H., Enkling N.*: Wear of double crown systems – electroplated vs. casted female part. *J. Appl. Oral Sci.*, 2012, 20, 3, 384-391.
13. *Eitner S., Schlegel A., Emeka N., Holst S., Will J., Hamel J.*: Comparing bar and double-crown attachments in implant – retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation. *Clin. Oral Impl. Res.*, 2008, 19, 530-537.
14. *Engels J., Schubert O., GüthJ-F., Hoffmann M., Jauernig Ch., Erdelt K., Stimmelmayer M., Beuer F.*: Wear behavior of different double-crown systems. *Clin. Oral Invest.*, 2013, 17, 503-510.
15. *Zafiropoulos G-G., Rebbe J., Thielen U., Deli G., Beaumont Ch., Hoffmann O.*: Zirconia removable telescopic dentures retained on the teeth or implants for maxilla rehabilitation. Three-year observation of three cases. *J. Oral Implantol.*, 2010, 6, 455-465.
16. *Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Naumann M.*: Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown system. *Clin. Oral Invest.*, 2010, 14, 129-135.

Zaakceptowano do druku: 16.02.2015 r.

Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.

© Zarząd Główny PTS 2015.