

LEOPOLD WAGNER<sup>\*)</sup>, ARKADIUSZ BŁASZCZYK, WOJCIECH MICHALSKIZakład Propedeutyki i Profilaktyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Warszawie  
02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 61, paw. XI D

## Siła ścinająca zrywająca połączenie wybranych polimerów ze szkliwem zęba mlecznego po ekspozycji na ozon

**Streszczenie** — W warunkach doświadczalnych porównano wielkości siły ścinającej, zrywającej połączenie ze szkliwem zęba, poddanego lub niepoddanego ozonowaniu, polimerowych materiałów łączących (XP Bond i Xeno III), zastosowanych z polimerem wypełniającym Dyract Extra. W badaniu wykorzystano 90 zębów trzonowych mlecznych. Po oczyszczeniu powierzchni szkliwa 60 próbek poddano działaniu ozonu (w tym 30 pokryto środkiem stymulującym remineralizację, uwalniającym jony F<sup>-</sup>), a wybrane polimerowe materiały łączące zastosowano zgodnie z instrukcją producenta. Następnie, na tak przygotowaną powierzchnię zęba nakładano polimer wypełniający Dyract Extra. Zmierzoną siłę ścinającą przeliczono na powierzchnię kontaktu materiału polimerowego ze szkliwem wyznaczając wartość siły adhezji dla każdej próbki. Zaobserwowano, że ozonowanie szkliwa zęba mlecznego może w znacznym stopniu zwiększyć siłę wiązania polimerów do jego powierzchni, natomiast zastosowanie po ozonowaniu środka stymulującego remineralizację zmniejsza wartość tej siły.

**Słowa kluczowe:** adhezja, polimery łączące i wypełniające, szkliwo zęba, ozon.

### SHEARING FORCE BREAKING THE CONNECTION OF SELECTED POLYMERS WITH DECIDUOUS TOOTH ENAMEL AFTER THE EXPOSURE TO OZONE

**Summary** — The aim of this experimental examination was to compare the values of shearing force, which breaks the connection between polymer bonding agents (XP Bond and Xeno III), used with restorative polymer Dyract Extra, and enamel, after and without enamel's exposure to ozone. Ninety deciduous molars extracted for orthodontic reasons were used in the study. After cleaning the enamel surface, sixty samples were subjected to ozone treatment (among them thirty teeth were covered with a remineralisation agent releasing F<sup>-</sup>) (Fig. 1–3) and selected polymeric bonding agents were used according to the manufacturer's instructions (Table 1). Prepared in this way, enamel was covered with Dyract Extra polymeric restorative material. The measured shearing force was calculated per contact surface of the material and enamel. As a result the value of adhesive strength was calculated for every sample. It was observed that ozonating the deciduous tooth's enamel can significantly increase the adhesion of polymers to its surface, whereas the application of a remineralisation agent after the ozonating decreases the value of the adhesive strength (Table 2).

**Keywords:** adhesion, polymeric bonding and restorative materials, enamel teeth, ozone.

Szkliwo zęba stanowi trudny substrat adhezyjny, jego duża gładkość i niewielka energia powierzchniowa ogranicza bowiem w stopniu istotnym możliwość połączenia tej tkanki z polimerami. W celu pokonania tej naturalnej bariery stosuje się technikę wytrawiania (*Acid Etch Technique* — AET), umożliwiającą uzyskiwanie korzystnych warunków do mikromechanicznej retencji. Selektywne rozpuszczanie pryzmatów szkliwnych pod wpływem działania 32–37-proc. H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> pozwoliło na znaczne rozwinięcie powierzchni substratu [1]. Postęp procesu oraz ostateczny wzór wytrawiania jest uzależniony od struk-

tury szkliwa, metody jego preparacji oraz stężenia i czasu działania kwasu.

Po wytrawieniu szkliwa o budowie pryzmatycznej za pomocą 36-proc. H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> uzyskuje się na jego powierzchni retencyjne wzory trawienia typu I i II — określane, odpowiednio, jako „plaster miodu” i „słonecznik”. Charakteryzują się one dużym stopniem rozwinięcia powierzchni i dobrymi właściwościami adhezyjnymi. Obecność szkliwa apryzmatycznego (zęby mleczne, okolica szyjki zębów stałych oraz powierzchnie koron zębów świeżo wyrżniętych) wpływa natomiast na spadek wartości siły adhezji. Szkliwo takie jest bardziej zmineralizowane, zawiera więcej substancji nieorganicznych niż podpo-

<sup>\*)</sup> Autor do korespondencji; e-mail: Leopold.Wagner@wum.edu.pl

wierzchniowa część tkanki szkliwnej, a pod wpływem kwasu rozpuszcza się inaczej niż pryzmatyczne. Podczas powierzchniowego rozpuszczania szkliwa takie tworzy mianowicie nieregularne, bardzo skąpe i mało retencyjne wzory trawienia, uzyskanie zatem optymalnej adhezji polimeru do takiego typu szkliwa może być problematyczne [2].

W przypadku stosowania polimerowych systemów samoprzygotowujących, zawierających monomery o charakterze kwaśnym, metodą SEM stwierdzono mniejszą gęstość kryształów szkliwnych z charakterystycznymi nanoprzestrzeniami. Polimerowe samoprzygotowujące materiały łączące, nie tylko rozpuszczają obwodową i centralną część kryształów szkliwnych, ale także wykazują zdolność do ich wewnętrznej infiltracji oraz wnikańia pomiędzy nie. Nanoretencja może więc tłumaczyć relatywnie dużą wartość siły adhezji charakteryzującą polimery samoprzygotowujące, mimo stosunkowo słabo rozwiniętej powierzchni szkliwa [3]. Monomery o charakterze kwaśnym mogą także tworzyć wiązania z jonami pochodzącymi ze szkliwa i zębiny (w wyniku chelatacji), a ich dodatkowe grupy reaktywne mogą wchodzić w reakcję z kolagenem [4]. Właściwe zastosowanie polimerów samoprzygotowujących powinno prowadzić do utworzenia jednolitej warstwy o specyficznych właściwościach, składającej się z mieszaniny polimerów, napelnaczy, częściowo rozpuszczonych elementów warstwy mazistej, precypitatów, hydroksyapatytów oraz fragmentów włókien kolagenowych. Na podstawie dotychczas przeprowadzonych badań stwierdzono jednak, że jakość połączenia polimerów wypełniających ze szkliwem, uzyskiwanego z udziałem materiałów adhezyjnych zawierających monomery o charakterze kwaśnym jest niższa niż otrzymanych przy użyciu systemów wymagających zastosowania kwasu. Świadczyć o tym może obecność mikroprzenikania brzeżnego na granicy szkliwa-wypełnienie.

Obecnie prowadzi się coraz więcej badań dotyczących sposobów modyfikacji technik aplikacyjnych polimerów samoprzygotowujących, mających na celu zwiększenie efektywności ich działania na szkliwo. Do metod takich modyfikacji zalicza się, np. wstępne wytrawianie szkliwa 32–37-proc.  $H_3PO_4$  (*preetching*) przez 10–15 s, a następnie użycie polimerowego materiału samoprzygotowującego [5]. Innym skutecznym działaniem prowadzącym do rozwinięcia powierzchni szkliwa wydaje się być przedłużona (nawet do 120 s) aplikacja materiału łączącego [6].

Kolejnym sposobem poprawy właściwości adhezyjnych szkliwa i zębiny jest użycie lasera w metodzie hydrokinetycznej. Po jej zastosowaniu w wierzchniej warstwie zmineralizowanych tkanek można zaobserwować efekty przebiegu specyficznych procesów o charakterze topnienia i rekrytalizacji oraz obecność porów i wtężeń o wyglądzie pęcherzyków. Z powierzchni szkliwa i zębiny zostaje także usunięta warstwa mazista. Fotoablacja laserami YAG:Er lub Er, bądź CR:YSGG jest bardzo sku-

teczna dzięki efektywnej absorpcji wody z hydroksyapatytów. Oprócz rozwinięcia powierzchni dużą zaletą tej metody jest zwiększenie odporności tkanek zmineralizowanych na próchnicę [7].

Bardziej dostępnym sposobem modyfikacji powierzchni szkliwa i zębiny jest metoda kinetyczna (abrazja powietrzna). Według Sargisona i współpr. piaskowanie trwające 5 s daje gorszy efekt niż wytrawianie szkliwa 36-proc.  $H_3PO_4$  w ciągu 15 s, wymaganych do adhezyjnego mocowania zamków ortodontycznych. Według autorów różnice w sile tworzącego się połączenia wynikają z różnej po obu zabiegach morfologii szkliwa. Piaskowanie  $Al_2O_3$  o grubości ziarna 50  $\mu m$  powodowało bowiem powstanie bruzd o zauważalnym, mniej regularnym wzorze niż w porównywanym obrazie wytrawionego szkliwa [8]. Clar i współpr. uważają, że zabieg piaskowania może korzystnie wpłynąć na siłę adhezji polimerów łączących do szkliwa, zwłaszcza wówczas, gdy zawierają one 4-metakryloksyetylo bezwodnik kwasu 3-melitowego (4-META). Analiza SEM próbek poddanych abrazji powietrznej wykazała, podobnie jak w przypadku wytrawiania, jednolicie nierówną strukturę ich powierzchni. Autorzy zwracają jednak uwagę na ograniczenia tej metody wynikające z potencjalnie nadmiernego usuwania szkliwa, możliwością uszkodzenia tkanek miękkich oraz wdychania dużej ilości cząsteczek  $Al_2O_3$  [9].

Jednym ze sposobów poprawy efektywności połączenia polimerów ze szkliwem mogłoby być zastosowanie ozonu, który jest substancją silnie utleniającą (w reakcjach chemicznych działa znacznie szybciej niż tlen). Jego działanie na tkanki zmineralizowane może być więc podobne do działania stężonych roztworów utleniaczy, takich jak  $H_2O_2$ , powodującego określone zmiany w mikrostrukturze wierzchniej warstwy szkliwa.

W dostępnej literaturze nie spotkano jednak doniesień dotyczących możliwego wpływu  $O_3$  na strukturę szkliwa.

Celem naszych badań była zatem ocena, w warunkach doświadczalnych, wielkości siły ścinającej, zrywającej połączenie polimerowych materiałów łączących (XP Bond i Xeno III) zastosowanych z polimerem wypełniającym Dyract Extra, ze szkliwem poddanym bądź nie poddanym ekspozycji na ozon.

## CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

### Materiały

W badaniach zastosowano:

- 36-proc.  $H_3PO_4$  (De Trey Conditioner 36, Dentsply);
- polimerowy materiał łączący Xeno III (Dentsply)
- zawierający dwufunkcyjny monomer o charakterze kwaśnym [pirofosforan tetrametakryloetylu (PyroEMA)] oraz inne pochodne metakrylanowe [cyklofosfazen pentametakryloetylu z F (PEMF), dimetakrylan uretanu (UDMA) i metakrylan 2-hydroksyetylu (HEMA)];
- polimerowy materiał łączący XP Bond (Dentsply)
- zawierający monomer o charakterze kwaśnym [penta-

akrylan dipentaerytrytolu (PENTA)] oraz inne pochodne metakrylanowe [uwodniony ester metakrylowy kwasu tetrakarboksylogowego (TCB), dimetakrylan uretanu (UDMA), dimetakrylan trietylenoglikolu (TEGDMA) i metakrylan 2-hydroksyetylu (HEMA)];

– polimer wypełniający – kompomer Dyract Extra (Dentsply) – zawierający: dimetakrylan etoksylogowanego bisfenolu A (BIS-EMA), monomer uretanowy, dimetakrylan trietylenoglikolu (TEGDMA), trimetakrylan trimetylopropanu (TMPTMA) i uwodniony ester metakrylowy kwasu tetrakarboksylogowego (TCB).

### Otrzymywanie próbek do badań

W badaniach wykorzystano 90 ludzkich mlecznych zębów trzonowych, usuniętych z powodu wskazań ortodontycznych. Zęby po ekstrakcji płukano pod bieżącą wodą, oczyszczano mechanicznie za pomocą szczoteczki i pasty, a następnie przechowywano w roztworze soli fizjologicznej w temp. ok. 4 °C. Każdy z zębów został osadzony w przygotowanym uchwycie z polimetakrylanu metylu [Villacryl SP (Zhermapol)], umożliwiającym wykonywanie dalszych manipulacji bez konieczności bezpośredniego kontaktu dłoni badającego z zębem.

Zęby podzielono na sześć grup po 15 próbek, 60 poddano działaniu ozonu przy użyciu generatora ozonu Heal-

Ozone (KaVo) (rys. 1) – w tym 30 (zgodnie z zaleceniami postępowania po ozonoterapii) pokryto HealOzone pH Balancer (KaVo) – środkiem stymulującym remineralizację, zawierającym fluorek sodu (0,24 % m/m), ksylitol, benzoosan sodu, kwas cytrynowy i paraben metylu (rys. 2). W grupach 1A, 2A i 3A na powierzchni szkliwa zębów aplikowano Xeno III, który po upływie 20 s polimeryzowano światłem o długości fali  $\lambda = 467$  nm lampy diodowej (SmartLite PS Dentsply) przez 10 s. W grupach 1B, 2B i 3B powierzchnie szkliwa poddawano działaniu 36-proc.  $H_3PO_4$  w ciągu 20 s. Kwas usuwano przez 20 s za pomocą silnego strumienia powietrza i wody destylowanej, a następnie osuszano wytrawioną powierzchnię stosując jałowe kuleczki z waty. Na przygotowany materiał szkliwa aplikowano polimerowy materiał łączący XP Bond, który po upływie 20 s polimeryzowano światłem lampy SmartLite PS w ciągu 10 s. Na powierzchnie pokryte polimerami łączącymi nakładano, umieszczony w rurkach polietylenowych o  $\phi 2,4$  mm, polimer wypełniający Dyract Extra, który polimeryzowano światłem o długości fali  $\lambda = 467$  nm przez 20 s (tabela 1).

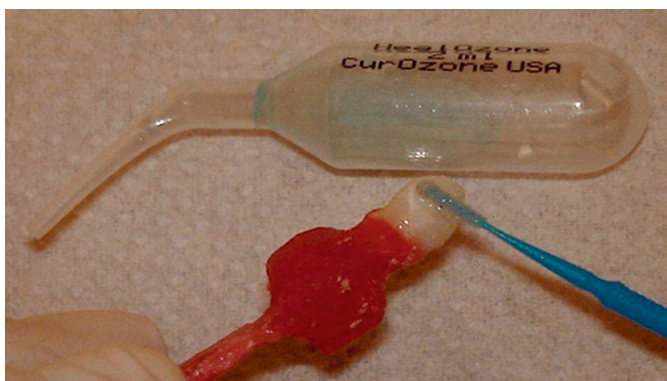
T a b e l a 1. Oznaczenia i sposób przygotowania próbek do badań

T a b l e 1. Designation and method of preparation of the test samples

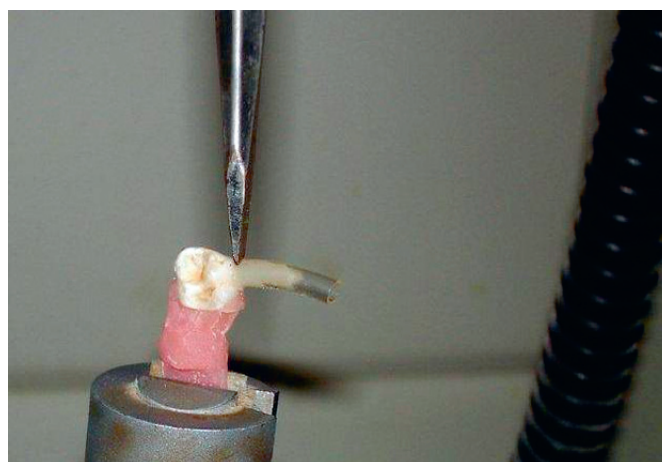
Grupa próbek	Sposób przygotowania	Polimer
1A	bez ozonu	Xeno III
2A	ozonowanie + płyn remineralizujący	Xeno III
3A	ozonowanie	Xeno III
1B	bez ozonu	XP Bond
2B	ozonowanie + płyn remineralizujący	XP Bond
3B	ozonowanie	XP Bond



Rys. 1. Ozonowanie próbek  
Fig. 1. Ozonating a sample



Rys. 2. Zastosowanie płynu remineralizującego  
Fig. 2. Application of remineralisation liquid



Rys. 3. Pomiar siły ścinającej  
Fig. 3. Shearing force measurements



małościową Instron 4411 [9]. Prędkość przesuwu siłownika tensometrycznej głowicy pomiarowej wynosiła 5 mm/min. Badanie prowadzono do chwili zerwania połączenia (rys. 3). Na podstawie uzyskanych danych obliczano siłę adhezji (MPa) badanej próbki według równania:

$$\text{adhezja} = \frac{F}{P_p} \quad P_p = \Pi r^2 \quad (1)$$

gdzie:  $F$  = siła ścinająca (N),  $P_p$  – powierzchnia kontaktu materiału polimerowego ze szkliwem zęba o średnicy  $r$  (mm<sup>2</sup>).

W analizie statystycznej uzyskanych wyników wykorzystano miary pozycyjne (średnią i medianę), miary rozrzutu (odchylenie standardowe) oraz testy: Shapiro-Wilka, t-Studenta i Cochrona-Coxa.

## WYNIKI I ICH OMÓWIENIE

Wyniki pomiaru siły ścinającej zrywającej badane połączenia przedstawiono w tabeli 2.

**T a b e l a 2.** Wartości siły adhezji połączeń polimeru z badanymi próbkami szkliwa

**T a b l e 2.** Adhesive strength values of the bonds between polymer and the examined enamel samples

Grupa	Średnia siła adhezji, MPa	Mediana MPa	Odchylenie standardowe	Współczynnik zmienności, %
1A	3,13	3,16	0,486	15,5
2A	2,74	2,79	0,478	17,2
3A	3,79	3,81	0,541	18,2
1B	5,05	4,91	0,472	9,3
2B	4,28	4,25	0,560	13,1
3B	5,41	5,31	0,523	9,7

W grupie 1A (próbki pokryte Xenon III) średnia wartość siły adhezji wynosiła  $3,13 \pm 0,478$  MPa. Adhezja do ozonowanej powierzchni szkliwa pokrytej następnie Xenon III była największa i siła konieczna do zerwania tego połączenia wynosiła  $3,79 \pm 0,541$  MPa. Użycie natomiast po ozonowaniu środka stymulującego remineralizację (2A) zmniejszyło wartość siły ścinającej do  $2,74 \pm 0,478$  MPa. Próbkę szkliwa z grup 1B, 2B i 3B, pokrytego polimerowym materiałem łączącym XP Bond, wykazywały większą siłę adhezji niż połączenia uzyskane po zastosowaniu polimeru samoprzygotowującego Xenon III. Ozonowanie szkliwa zębów mlecznych przed wytrawieniem powierzchni 36-proc. H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> także spowodowało wzrost średniej siły adhezji, z  $5,05 \pm 0,472$  MPa (grupa 1B) do  $5,41 \pm 0,523$  MPa (grupa 3B). Użycie natomiast środka stymulującego remineralizację osłabiło siłę połączenia do  $4,28 \pm 0,560$  MPa.

Ze względu na krytyczną ocenę właściwości retencyjnych powierzchni szkliwa poddanego działaniu polimerów samoprzygotowujących [10] oraz istotne różnice w składzie i efektywności działania dostępnych polime-

rowych materiałów łączących, wymagających wstępniego zastosowania kwasu, konieczne jest dalsze poszukiwanie warunków aplikacji tych materiałów, pozwalających na uzyskanie optymalnej jakości połączenia polimerów ze szkliwem zębów mlecznych lub stałych.

Do chwili obecnej nie prowadzono badań oceniających wpływ ozonu na stopień rozwinięcia powierzchni szkliwa zębów mlecznych. Jak już wspomniano, w dostępnej literaturze brak także prac poświęconych zmianom jakościowym i ilościowym powierzchni tej tkanki po zastosowaniu ozonoterapii. Jedynie Celiberti i współpr. [11] podjęli próbę oceny w warunkach laboratoryjnych skutków działania ozonu na naturalne szkliwo zębów stałych. Zaobserwowali, że ozonowanie szkliwa o budowie pryzmatycznej nie ma wpływu na jego właściwości fizyczne ani na efekt wytrawiania kwasem ortofosforowym(V). Stwierdzili także, że 20 s ozonowania może wywołać odwracalny efekt dehydratacji, manifestujący się wzrostem mikrotwardości. We wcześniejszych badaniach [12] dotyczących innego polimeru wypełniającego (kompomer F2000) stwierdzono, że siła połączenia ze szkliwem zależy od sposobu przygotowania jego powierzchni. We wspomnianej pracy autorzy badali próbki szkliwa zębów stałych, dzięki temu uzyskali znacznie większe wartości siły połączenia. Wykazali też, że skuteczność aktywnej (wcieranie) techniki aplikacji samoprzygotowujących polimerów łączących jest większa niż biernej (tylko nałożenie), oraz że stopień mikroporowatości otrzymany w wyniku wstępnego wytrawienia (*preetching*) jest istotnym czynnikiem wzrostu wartości siły adhezji [13]. Zbliżone rezultaty odnotowano w przypadku użycia polimerowego systemu adhezyjnego PSA Primer/Adhesive, samodzielnie lub z kwasem ortofosforowym(V), podczas procedury łączenia polimeru wypełniającego Dyract z tkankami zmineralizowanymi [14]. Potwierdzono także, że wytrawianie szkliwa zębów stałych zmniejsza mikroprzenikanie brzeżne [15]. Uzyskane w naszej pracy mniejsze wartości siły adhezji mogą być konsekwencją obecności szkliwa apryzmatycznego. Autorzy [10] ocenili, że w przypadku próbek szkliwa zębów stałych, otrzymane wyniki różnią się w sposób istotny, statystycznie, w zależności od rodzaju zęba [16]. Najmniejszą siłą adhezji charakteryzowały się połączenia ze szkliwem górnych zębów trzonowych ( $6,5 \pm 3,9$  MPa). Stwierdzono także, że różnorodność budowy szkliwa jest czynnikiem decydującym o sile połączenia. Obecność na powierzchni zębów szkliwa apryzmatycznego sprzyja zwiększeniu liczby niepowodzeń w procedurach adhezyjnych [16]. Jest to zgodne z klinicznymi obserwacjami, gdzie odsetek niepowodzeń (utrata szczelności wypełnień) dotyczących zębów trzonowych i przedtrzonowych jest większy niż przednich. Za podstawowe przyczyny tego zjawiska uważa się, przede wszystkim, duże obciążenie, ilość tkanki szkliwnej, niekorzystny współczynnik konfiguracji ubytku oraz trudniejszą izolację pola pracy. Stosunkowo rzadko rozważany jest natomiast wpływ jakości i budowy strukturalnej szkliwa.

Badania doświadczalne siły adhezji polimerowych materiałów łączących Xeno III i XP Bond, stosowanych z polimerem wypełniającym Dyract Extra, do szkliwa zębów mlecznych wykazały zmniejszenie tej siły po ozonowaniu powierzchni, a następnie pokrywaniu jej środkiem stymulującym remineralizację (KaVo). Istotnym czynnikiem wpływającym na osłabienie siły adhezji jest poziom jonów  $F^-$  w szkliwie [15, 17]. Szkliwo poddane działaniu jonów fluorkowych charakteryzuje się obecnością silnie zmineralizowanej zewnętrznej warstwy stanowiącej powłokę ochronną przed atakiem kwasu. W badaniach porównawczych dotyczących wartości siły adhezji połączeń szkliwa fluoryzowanego z polimerami samoprzygotowanymi bądź aplikowanymi metodą „wytrawiania i sfluorkowania”, wykazano tendencję spadkową [15, 16].

#### PODSUMOWANIE

Ozonowanie szkliwa zęba mlecznego może w istotnym stopniu zwiększyć siłę adhezji polimerów do jego powierzchni i korzystnie wpływać na jakość wiązania i trwałość wypełnień z polimerów, stwierdzenie to wymaga jednak potwierdzenia w badaniach klinicznych.

W warunkach prowadzonego doświadczenia zaobserwowano natomiast, że zalecane przez producenta generatora ozonu, stosowanie po ozonowaniu środka stymulującego remineralizację może znacznie zmniejszyć siłę wiązania polimerów do szkliwa.

#### LITERATURA

1. Sokołowski J., Pacyk A.: *E-Dentico* 2005, **5** (1), 74.
2. Lopes G. C., Thys D. G., Klaus P., Mussi G., Oliveira S., Widmer N.: *Rev. Compend. Contin. Educ. Dent.* 2007, **28** (1), 18.
3. Hanning M., Bock H., Bott B., Hoth-Hanning W.: *Eur. J. Oral Sci.* 2002, **110**, 464.
4. Moszner N., Salz U., Zimmermann J.: *Dent. Mater.* 2000, **21**, 895.
5. Vinayachandra R.: *J. Int. Oral Health* 2010, **2**, 85.
6. Ferrari M., Mannocci F., Vichi A., Davidson C.: *Am. J. Dent.* 1997, **10** (2), 66.
7. Berk N., Basaran G., Özer T.: *Eur. J. Orthod.* 2008, **30**, 183.
8. Sargison A. E., Millet D. T.: *Brit. J. Orthod.* 1999, **26**, 141.
9. Clark S. A., Gordon P. H., McCabe J. F.: *J. Orthod.* 2003, **30**, 51.
10. Hobson R. S., McCabe J. F., Hogg S. D.: *Dent. Mater.* 2001, **17**, 184.
11. Breschi L., Gobbi P., Falconi M., Mazzotti G., Prati C., Perdigao J.: *Am. J. Dent.* 2003, **16**, 57A.
12. Celiberti P., Pazera P., Lussi A.: *Am. J. Dent.* 2006, **19** (1), 67.
13. Glasspoole E., Erickson R. L., Davidson C. L.: *Dent. Mater.* 2001, **17**, 402.
14. Abate P. F., Bertacchini S. M., Polack M. A., Macchi R. L.: *Quint Int.* 1997, **28**, 509.
15. Kugel G., Perry R. D., Hoang E., Hoang T., Ferrari M.: *Gen. Dent.* 1998, **46** (6), 604.
16. Weerasinghe D. S., Nikaidio T., Wettasinghe K. A., Abayakoon J. B., Tagami J.: *J. Dent.* 2005, **33**, 419.
17. Al-Twajjria S., Vianab G., Bedran-Russoc A.: *Angle Orthodontist.* 2011, 1–6, [www.angle.org/doi/pdf/10.2319/101210598.1](http://www.angle.org/doi/pdf/10.2319/101210598.1)

Otrzymano 21 III 2011 r.