

DOROTA SOKOŁOWSKA^{1, A-D}, ANNA JANAS^{2, A, C}, MONIKA DOMARECKA^{2, B-D},
BARBARA ŁAPIŃSKA^{2, C, E}, JERZY SOKOŁOWSKI^{2, A, E, F}

Ocena struktury powierzchni zębiny opracowanej laserem Er:YAG i wytrzymałości jej połączenia z materiałem kompozytowym za pomocą samotrąwiącego systemu wiążącego

Evaluation of Surface Structure and Self-Etch System Bonding After Er:YAG Laser Treated Dentine

¹ Zakład Chirurgii Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, Łódź, Polska

² Zakład Stomatologii Ogólnej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, Łódź, Polska

A – koncepcja i projekt badania, B – gromadzenie i/lub zestawianie danych, C – analiza i interpretacja danych,
D – napisanie artykułu, E – krytyczne zrecenzowanie artykułu, F – zatwierdzenie ostatecznej wersji artykułu

Streszczenie

Wprowadzenie. Od kilku lat obserwuje się coraz szersze zainteresowanie nową generacją laserów erbowo-jagowych (Er:YAG), laserów dużej mocy, przeznaczonych głównie do opracowania twardych tkanek zęba. Po opracowaniu zębiny światłem lasera zmieniają się właściwości fizykochemiczne powierzchniowej warstwy zębiny, co może mieć wpływ na jakość jej połączenia z materiałami kompozytowymi za pośrednictwem systemów wiążących. **Cel pracy.** Ocena wpływu opracowania powierzchni zębiny za pomocą lasera Er:YAG na strukturę powierzchni zębiny oraz wytrzymałość jej połączenia z materiałem kompozytowym z użyciem samotrąwiącego systemu wiążącego.

Materiał i metody. Badania przeprowadzono na próbkach zębiny koronowej zębów ludzkich, z których wycięto odpowiednie próbki. Próbki do badania struktury szlifowano węglkowym papierem ściernym (1200C) na mokro, po czym połowę próbek opracowano laserem Er:YAG (Key 3 Laser/KaVo), stosując standardowe parametry ustawienia lasera. Strukturę powierzchni próbek opracowanych laserem w porównaniu do próbek szlifowanych oceniono w elektronowym mikroskopie skaningowym Hitachi S4700N/Japonia. Pozostałe próbki (20) zatopiono w PMMA w pierścieniach PCV, szlifowano na mokro papierem ściernym 500C i podzielono na dwie grupy. Powierzchnię zębiny, próbek grupy badawczej, opracowano laserem Er:YAG, aplikowano system wiążący Single Bond Uniwersal[®]/3M ESPE, suszono powietrzem z dmuchawki i polimeryzowano światłem lampy polimeryzacyjnej S10. Następnie aplikowano i polimeryzowano materiał kompozytowy Filtek Ultimate Flow[®]/3M ESPE. Próbki grupy porównawczej przygotowano, zachowując ww. procedury, pomijając jednak etap opracowania zębiny za pomocą lasera. Wytrzymałość połączenia kompozytów z zębina oceniano w urządzeniu testującym Zwick-Roell Z020 testem ścinania po 24 godzinach przechowywania próbek w wodzie.

Wyniki. Powierzchnia zębiny opracowana za pomocą lasera wykazała większą chropowatość w porównaniu z zębina szlifowaną. W badaniach wytrzymałościowych uzyskano istotnie większą wytrzymałość połączenia materiału kompozytowego z zębina po opracowaniu jej powierzchni laserem Er:YAG w porównaniu z zębina szlifowaną papierem ściernym 500C.

Wnioski. Zastosowanie lasera Er:YAG do opracowania zębiny powoduje uzyskanie rozwiniętej powierzchni i, w porównaniu ze szlifowaniem papierem ściernym, zwiększenie wytrzymałości połączenia z materiałem kompozytowym za pośrednictwem samotrąwiącego systemu wiążącego (**Dent. Med. Probl. 2015, 52, 2, 175–183**).

Słowa kluczowe: laser Er:YAG, samotrąwiące systemy wiążące, zębina, wytrzymałość połączenia, test ścinania.

Abstract

Background. There has been a growing interest in the new generation of Er:YAG lasers. These high power lasers are usually used for dental hard tissue preparation. Characteristics of superficial layer of dentine is modified after irradiation, which can affect bonding quality of resin composites with adhesive systems.

Objectives. The evaluation of laser Er:YAG dentine treatment influence the surface structure and bonding strenght to composite materials and self-etch bonding systems.

Material and Methods. Research was performed on suitable samples extracted from crown dentine human teeth. Specimens for structure evaluation were polished using 1200 grit abbrasive paper with water. The half of specimens were treated with Er:YAG laser (Kavo Key Laser 3/KaVo) using standard mode parameters. SEM (Hitachi S4700N/ /Japan) was used for surface structure evaluation of laser treated specimens compared to polished ones. Remaining specimens (20) were embedded in PMMA in PVC ring/tube, polished with 500 grit abbrasive paper with water and divided in two groups. Dentine surface of study group specimens had been treated with Er:YAG laser and after that an application of Single Bond Universal®/3M ESPE adhesive system was performed. Specimens were dried with air syringe and light-cured using Elipar S10 (3M). Next step was an application and the curing of composite material (Filtek Ultimate Flow®/3M ESPE). Specimens of the comparison group were prepared with previously described procedured without laser treatment step. Composite to dentine shear bond strenght was examined in testing mashine Zwick-Roell Z020, with shear test after 24 h of specimens water storage.

Results. Laser treated surface revealed more roughness in comparison to polished dentin. Significantly higher values of shear bond strenght composite material to dentin were obtained for laser Er:YAG treated surface than for polished with 500 grid abrasive paper.

Conclusions. Laser Er:YAG used for dentine treatment elicits more developed surface and higher bonding strenght to composite material with self-etch bonding system in comparison with polished dentine (*Dent. Med. Probl.* 2015, 52, 2, 175–183).

Key words: Er:YAG laser, self-etching bonding systems, dentin, bond strenght, shear strenght test.

Od kilku lat obserwuje się coraz szersze zainteresowanie nową generacją laserów erbowo-jagowych (Er:YAG), laserów wysokoenergetycznych, przeznaczonych głównie do opracowania twardych tkanek zęba. Lasery Er:YAG znajdują także zastosowanie w innych dziedzinach stomatologii, m.in. w leczeniu endodontycznym, niechirurgicznym leczeniu zapaleń przyzębia, leczeniu zapalenia okołowszczepowego, resekcji wierzchołków korzeni zębów, a nawet są stosowane do usuwania włosów heterotopowych [1, 2].

Proces oddziaływania wiązki światła lasera jest głównie fotoablacyjny i występuje w przypadku oddziaływania krótkich impulsów o wartości mocy $> 1 \text{ mW/cm}^2$ na tkankę charakteryzującą się dużą wartością współczynnika absorpcji. W wyniku oddziaływania lasera w tkance na bardzo małej głębokości wnikania (kilka μm) zachodzą procesy dysocjacji molekuł, następuje gwałtowne rozerwanie struktur komórkowych i ich wyrzucenie. Natomiast pozostała część tkanki nie jest podgrzana. Pozwala to na opracowanie ubytków zęba bezkontaktowym działaniem światła laserowego. Efekt ablacyjny powoduje ponadto, że opracowanie twardych tkanek zęba przybiera formę mikroeksplozji w postaci ostrego dźwięku i nie stwierdza się efektu nadtopienia powierzchni tkanek. Natomiast część ciepła, która wydziela się w zetknięciu promieniowania laserowego z powierzchnią tkanki, zostaje rozproszona wraz z usuwanymi cząsteczkami. W celu zminimalizowania wpływu termicznego oddziaływania lasera na tkanki zęba stosuje się rozpylanie cienkiej warstwy wody, która zwiększa

również skuteczność oddziaływania światła laserowego [2, 3]. Ze wszystkich znanych fal laserowych promieniowanie lasera Er:YAG – 2940 μm jest najsilniej absorbowane przez wszystkie warstwy twardych tkanek zęba. Opracowanie ubytku próchnicowego z zastosowaniem tego lasera zależy od liczby impulsów światła laserowego oraz od gęstości energii błysków laserowych. Usunięcie warstwy zębiny o grubości 0,3 mm bądź warstwy szkliwa o grubości 0,2 mm wymaga 5 impulsów laserowych, przy gęstości energii rzędu 30 J/cm^2 . Opracowany ubytek przypomina wyglądem stan po wytrawieniu. Jego struktura jest mikroporowata oraz sterylna. Laserowa bezdotykowa metoda oddziaływania na powierzchnię tkanek zęba nie powoduje uszkodzenia mechanicznego tych struktur. Energia pojedynczego impulsu wynosi natomiast 0,1–0,3 J, a częstotliwość błysków nie przekracza zwykle 4–5 Hz. Opracowanie ubytku z wykorzystaniem lasera Er:YAG umożliwia ponadto wykonanie bezbolesnego zabiegu, gdyż oddziaływanie mechaniczne jest tak małe, że nie pobudza zakończeń nerwowych. Jest także bezpieczne dla miazgi, ponieważ nie powoduje uszkodzeń termicznych [4].

Podstawowym czynnikiem decydującym o sukcesie klinicznym przy rekonstrukcji uszkodzonych tkanek zębów materiałami kompozytowymi jest wytrzymałość połączenia wytworzonego ze szkliwem i zębina. Zależy ona od właściwości adhezyjnych tkanek i ich podatności na adhezyjne przygotowanie powierzchni. Niektórzy autorzy, m.in. Visuri et al. [5], podkreślają, że obróbka zębiny za pomocą lasera Er:YAG poprzez zwiększenie

szą mechaniczną adhezję i retencję wypełnienia kompozytowego umożliwia uzyskanie połączenia z zębina z pominięciem procesu wytrawiania. Inni wskazują na korzystne efekty i konieczność stosowania samotrawiących systemów wiążących po opracowaniu zębiny laserem Er:YAG [6]. Ceballos et al. [7] czy Dunn et al. [8] wskazują natomiast, że podczas opracowania zębiny laserem Er:YAG następuje denaturacja włókien kolagenowych, które zlewają się ze sobą. Związane są z zębina bardzo słabo, co ogranicza dyfuzję żywicy w opracowanej zębini, a tym samym wytrzymałość połączenia uzyskanego z materiałem kompozytowym. Nie ulega wątpliwości, że w trakcie opracowania powierzchni zębiny za pomocą lasera Er:YAG zmieniają się właściwości fizykochemiczne powierzchniowej warstwy zębiny, co może mieć wpływ na jakość jej połączenia z materiałami kompozytowymi za pośrednictwem systemów wiążących.

Celem pracy była ocena wpływu opracowania powierzchni zębiny za pomocą lasera erbowo-jagowego na strukturę powierzchni zębiny oraz wytrzymałość jej połączenia z materiałem kompozytowym za pomocą uniwersalnego samotrawiącego systemu wiążącego.

Material i metody

Do badań użyto półpłynnego materiału kompozytowego Filtek Ultimate Flow[®] (3M ESPE), systemu wiążącego Single Bond Universal[®] (3M ESPE) oraz usuniętych ludzkich zębów trzonowych, przechowywanych po usunięciu w nasyconym wodnym roztworze tymolu. W części przedścionkowej koron zębów usuwano szkliwo, zabieg wykonano w chłodzeniu wodnym wiertłem diamentowym w kształcie walca montowanym na turbinę. Po odsłonięciu zębiny powierzchnię zębów szlifowano węglíkowymi papierami ściernymi o ziarnistości 1200P na mokro na szlifierce metalograficznej Mecatech 234 (Preci). Próbki płukano strumieniem wody dmuchawki wodno-powietrznej i osuszono powietrzem. Połowę z 6 tak przygotowanych próbek opracowano laserem Er:Yag (Key 3 Laser/KaVo, Niemcy), stosując standardowe parametry ustawienia lasera dla opracowania zębiny (energia impulsu 250 mJ; częstotliwość impulsacji 4 Hz; odległość końcówki lasera od zębiny 10 mm) z użyciem sprayu wodnego. Przygotowane próbki umieszczano na stolikach mikroskopu, napyłano węglem w napyłarce (I08C Auto Carbon Coater; Cressington Scientific Instruments Ltd, Watford, UK) i poddano analizie w elektronowym mikroskopie skaningowym (Hitachi S-4700, Thermo Noran Japan, USA). Oceniono strukturę powierzchni próbek opracowa-

nych laserem w porównaniu do próbek grupy porównawczej szlifowanych papierem ściernym przy powiększeniu 500–2500-krotnym.

Próbki zębiny przeznaczone do badań wytrzymałościowych wycinano separatorem diamentowym z koron zębów i zatapiano w PMMA w pierścieniach PCV. Aby zapobiec wzrostowi temperatury podczas sieciowania PMMA, który mógłby mieć niekorzystny wpływ na tkanki zęba, próbki po rozpoczęciu wiązania umieszczano w zimnej wodzie. Tak przygotowane próbki przechowywano w wodzie w temperaturze pokojowej. Następnie próbki szlifowano na mokro papierem ściernym 500C na szlifierce metalograficznej i podzielono na dwie grupy. Powierzchnię zębiny, próbek grupy badanej, opracowano laserem Er:Yag, stosując, jak w wyżej opisanych badaniach struktury powierzchni, standardowe parametry ustawienia lasera dla opracowania zębiny, spłukano wodą, suszono powietrzem z dmuchawki wodno-powietrznej i nanoszono system wiążący Single Bond Uniwersal/3M ESPE. Przez pierwsze 20 s stosowano aktywną aplikację systemu wiążącego, a następnie przez kolejnych 10 s aplikację nieaktywną. Powierzchnię zębiny, po zastosowaniu systemu wiążącego, suszono powietrzem z dmuchawki przez 5 s i polimeryzowano światłem diodowej lampy polimeryzacyjnej S10 (3M ESPE) przez 10 s przy odległości końcówki światłowodu od powierzchni zębiny ok. 2 mm. Następnie na powierzchni próbek umieszczano pierścień silikonowy z wewnętrznym kanałem o średnicy 3 mm, tak aby kanał w całości kontaktował z powierzchnią zębiny. Do kanału wprowadzano i polimeryzowano materiał kompozytowy Filtek Ultimate Flow/3M ESPE. Zwracano szczególną uwagę na całkowite wypełnienie kanału tak, aby nie zamknął w materiale pęcherzyków powietrza. Zastosowanie specjalnego uchwytu w postaci metalowego płaskiego profilu z wewnętrznym otworem zapewniało stabilizację pierścienia na powierzchni próbki i zapobiegało rozplýwowi materiału kompozytowego pod powierzchnią pierścienia. Po spoli-meryzowaniu materiału światłem lampy polimeryzacyjnej S10 usuwano pierścień o wysokości 3 mm, po czym nakładano pierścień silikonowy z kanałem o średnicy 3 mm i wysokości 7 mm, wprowadzano materiał kompozytowy i polimeryzowano światłem lampy polimeryzacyjnej S10 w czasie zalecanym przez producenta. Po zdjęciu pierścienia przygotowaną próbkę umieszczano w wodzie.

Próbki grupy kontrolnej przygotowano, zachowując ww. procedury, pomijając jednak etap opracowania zębiny za pomocą lasera Er:YAG. Wytrzymałość połączenia kompozytów z zębina oceniano w urządzeniu testującym Zwick-Roell Z020 testem ścinania po 24 godzinach przechowywania próbek w wodzie w temperaturze pokojowej. Prędkość

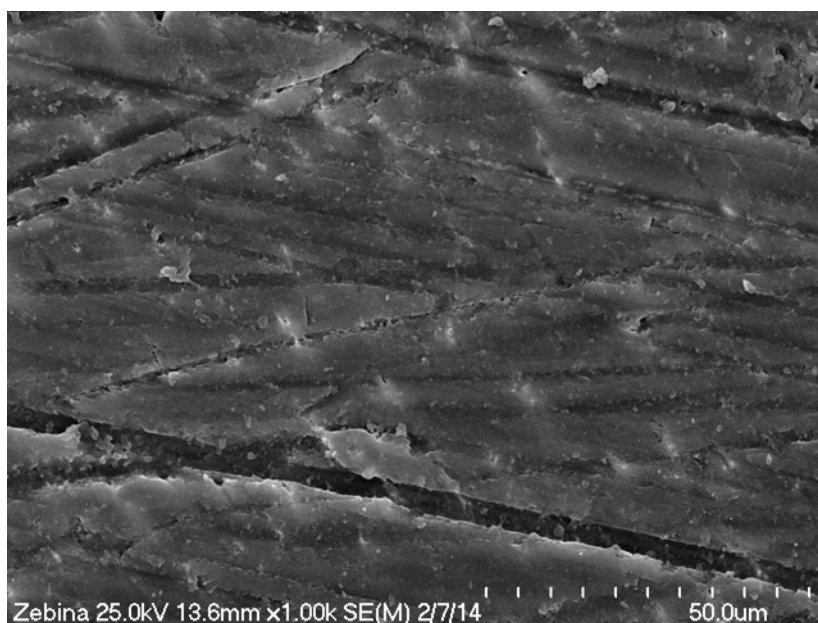
przesuwu belki poprzecznej ustalono na 2 mm/min. Urządzenie testujące sprzężone z komputerem automatycznie rejestrowało i zapisywało wartości pomiarów. Wykonano po 10 pomiarów dla każdej grupy. Łącznie poddano badaniu 20 próbek.

Wyniki badań poddano analizie statystycznej. Do analizy wykorzystano pakiet oprogramowania Stata®/Special Edition, release 14 for Windows® (StataCorp LP, College Station, Texas, USA). Poziom istotności statystycznej przyjęto dla $P < 0.05$.

Wyniki

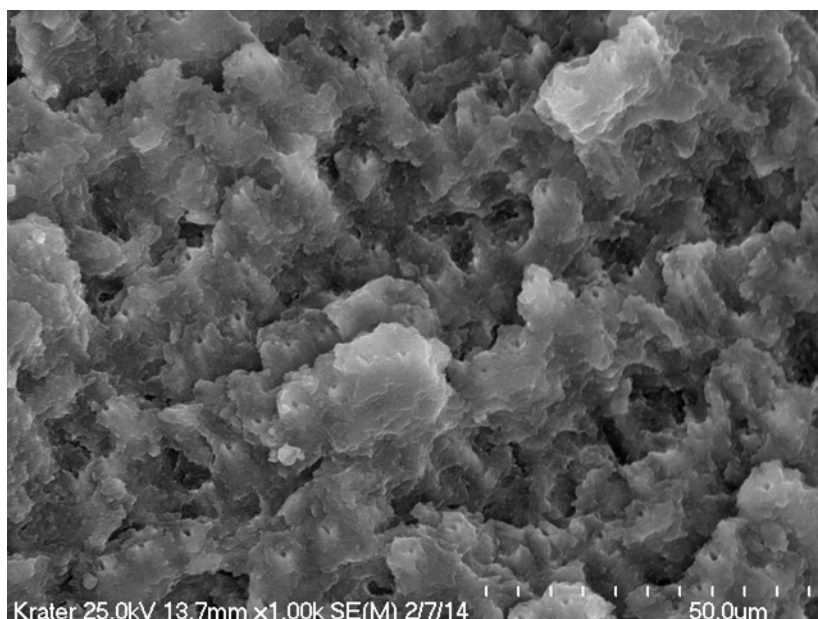
Analiza obrazów powierzchni próbek uzyskiwanych w SEM wskazała na różnice w strukturze jak i stopniu rozwinięcia powierzchni zębiny

w zależności od sposobu jej obróbki (szlifowanie, obróbka laserem Er:YAG). Powierzchnię próbek szlifowanych papierem ściernym 1200C charakteryzowała niewielka chropowatość. W obrazach powierzchni tych próbek obserwowano, występujące naprzemiennie, płaskie obszary oddzielone płytkimi zagłębieniami o charakterystycznym liniowym ułożeniu (ryc. 1). Powierzchnię próbek opracowanych laserem cechowała dużo większa chropowatość. W obrazach powierzchni próbek tej grupy dało się zauważyć stosunkowo dużą chropowatość powierzchni i naprzemiennie występujące po sobie drobne, regularne wyniosłości, o wielkości 10–30 μm , i oddzielające je zagłębienia (ryc. 2). Nieliczne zagłębienia przechodziły w kanaliki o regularnym obrysie krawędzi i średnicy 4–6 μm , dobrze widoczne w dużych powięk-



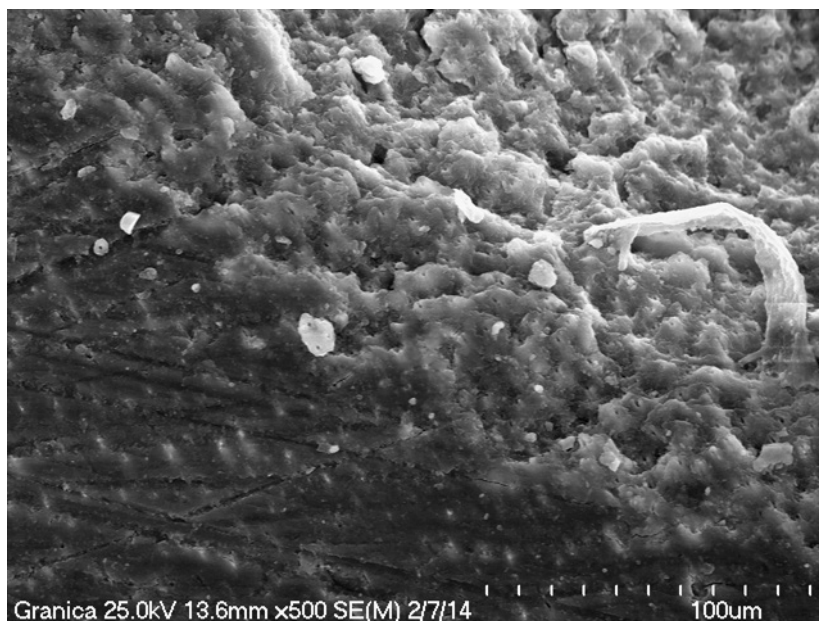
Ryc. 1. Powierzchnia zębiny szlifowana papierem ściernym 1200P (SEM pow. $\times 1000$)

Fig. 1. SEM image of dentine surface polished with 1200 grid paper, magnification $\times 1000$



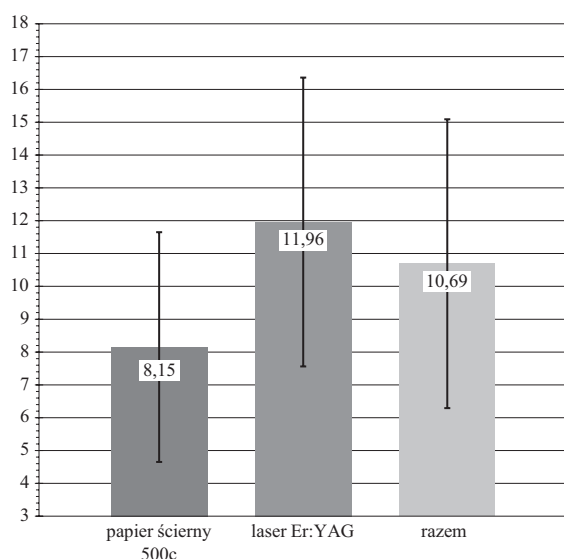
Ryc. 2. Powierzchnia zębiny opracowana laserem Er:YAG (SEM pow. $\times 1000$)

Fig. 2. SEM image Er:YAG laser treated dentine surface, magnification $\times 1000$



Ryc. 3. Powierzchnia zębiny szlifowana papierem ściernym 1200P i opracowana laserem Er:YAG. Widoczna krawędź granicy preparacji (SEM pow. $\times 500$)

Fig. 3. Dentine surface polished with 1200 grid paper and treated with Er:YAG laser. Visible threshold of preparation (SEM magnification $\times 500$)

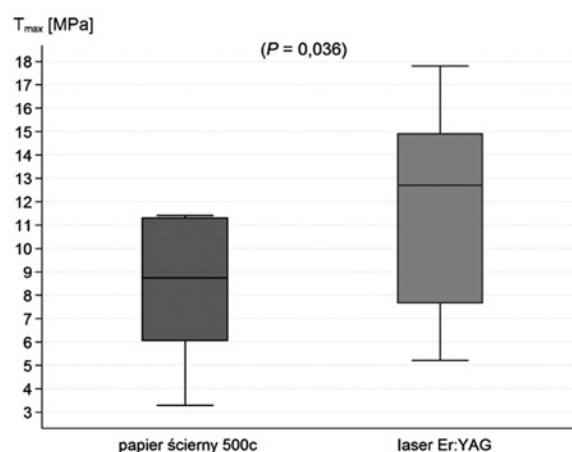


Ryc. 4. Wartości średnie i odchylenia standardowego wytrzymałości materiału kompozytowego, $T_{maks.} = [MPa]$, według metody opracowania powierzchni zębiny ($P = 0,036$)

Fig. 4. Mean and standard deviation values of the composite's maximum crushing strength, $T_{max} = [MPa]$, according to the method of surface treatment ($P = 0,036$)

szeniach (5–10 tys. razy). W obrazach powierzchni próbek tej grupy nie występowały płaskie obszary, cała opracowana laserem powierzchnia była jednolicie rozwinięta, a tylko na obrzeżach kraterów powstałych w wyniku ablacji były widoczne obszary o nieco mniejszej chropowatości powierzchni (ryc. 3).

W badaniach wytrzymałościowych uzyskano większą średnią wartość wytrzymałości połączenia materiału kompozytowego z zębina po opracowaniu jej powierzchni laserem Er:YAG



Ryc. 5. Wartości średnie i odchylenia standardowego wytrzymałości materiału kompozytowego, $T_{maks.} = [MPa]$, według metody opracowania powierzchni zębiny ($P = 0,036$)

Fig. 5. Median and quartiles of the composite's maximum crushing strength, $T_{max} = [MPa]$, according to the method of surface treatment

(11,96 MPa \pm SD = 4,40 MPa) w porównaniu z zębina szlifowaną papierem ściernym 500C (8,15 MPa \pm SD = 3,50 MPa). W toku analizy statystycznej zastosowano test sumy rang Wilcozona z bootstrapowymi błędami standardowymi (z uwagi na niewielką liczebność badanych prób). Analiza statystyczna dowiodła (ryc. 4 i 5), że wytrzymałość materiału kompozytowego Filtek Ultimate Flow była statystycznie istotnie wyższa w przypadku wcześniejszego opracowania powierzchni zębiny laserem Er:YAG niż w przypadku jej szlifowania papierem ściernym o gradacji 500C ($P = 0,036$).

Omówienie

Tradycyjne metody adhezyjne wykorzystujące trawienie powierzchni zębiny kwasem ortofosforowym pociągają za sobą usunięcie warstwy rozmazu, odsłonięcie matrycy kolagenowej i poszerzenie światła kanalików zębinowych. Demineralizacja wierzchniej warstwy zębiny pozwala na infiltrację jej przez system wiążący i tworzenie warstwy hybrydowej. Trawienie zębiny kwasem stwarza jednak ryzyko zwiększenia przepuszczalności zębiny w wyniku niepełnej jej infiltracji przez żywicę systemu wiążącego [9]. Dlatego prowadzi się poszukiwania alternatywnych metod adhezyjnego przygotowania powierzchni tkanek przed ich połączeniem z materiałem odtwórczym. Jedną z proponowanych metod jest opracowanie powierzchni za pomocą lasera Er:YAG w celu lepszego połączenia z materiałami żywicznymi [10].

Wyniki przeprowadzonych badań jednoznacznie wskazują na poprawę wytrzymałości połączenia materiału kompozytowego Filtek Ultimate Flow z zębiną po jej opracowaniu za pomocą lasera Er:YAG w porównaniu z powierzchnią szlifowaną papierem ściernym 500C. Zwiększenie wytrzymałości połączenia zapewne jest związane ze zmianami w warstwie wierzchniej zębiny, poddanej działaniu wiązki lasera skutkującymi większą podatnością na adhezyjne wiązanie. W badaniach SEM płaskie obszary, dominujące w obrazach powierzchni próbek szlifowanych papierem ściernym, wskazują jednoznacznie na obecność warstwy mazistej na powierzchni zębiny. Po naniesieniu samotrawiącego systemu wiążącego dochodzi w pierwszym etapie do rozpuszczenia warstwy rozmazu, a następnie do demineralizacji wierzchniej warstwy zębiny oraz jej infiltracji przez system wiążący i wytworzenia warstwy hybrydowej. Warunkiem uzyskania dobrego jakościowo połączenia materiału kompozytowego z zębiną o dostatecznej wytrzymałości jest wytworzenie warstwy hybrydowej o odpowiedniej grubości. W przypadku użycia lasera Er:YAG dochodzi do usunięcia, w wyniku termomechanicznej ablacji, wierzchniej warstwy zębiny wraz z warstwą mazistą [5], a w efekcie do nierównomiernego usunięcia elementów warstwy wierzchniej zębiny i zwiększenia chropowatości powierzchni. Własne badania SEM dowiodły rozwinięcia powierzchni próbek zębiny opracowanej laserem Er:YAG oraz obecności zagłębień, z których tylko nieliczne przechodziły w kanaliki o regularnym obrysie krawędzi i średnicy ok. 4–6 μm , będące zapewne kanalikami zębinowymi, które zostały otwarte w wyniku usunięcia wierzchniej warstwy zębiny wraz z warstwą mazistą i czopami rozmazu. W obrazach SEM były widoczne tylko pojedyncze kana-

liki zębinowe, zdecydowana większość kanalików była zamknięta. W efekcie rozwinięta powierzchnia zębiny stała się bardziej retencyjna, o lepszych właściwościach adhezyjnych. Inni autorzy w badaniach SEM zębiny opracowanej laserem również stwierdzili szorstką powierzchnię bez oznak uszkodzeń termicznych, brak warstwy mazistej, ale także w przeciwieństwie do badań własnych, obserwowali otwarte kanaliki zębinowe i ultrastrukturalnie zmodyfikowaną zębinę okołokanalikową [11]. Brak w badaniach własnych całkowitego usunięcia warstwy mazistej i radykalnej modyfikacji zębiny okołokanalikowej wynikał zapewne z użycia stosunkowo niskiej mocy: energii impulsu i częstotliwości (250 mW, 4 Hz – 1 W). Brak warstwy mazistej usuniętej w wyniku ablacji sprawił, że kwaśne monomery zawarte w samotrawiącym systemie wiążącym nie były zużywane na rozpuszczenie warstwy rozmazu i bezpośrednio po naniesieniu systemu wiążącego dochodziło do demineralizacji i infiltracji wierzchniej warstwy zębiny, co sprawiło, że przy zastosowanym w badaniach własnych czasie aplikacji systemu – 30 s – zostały stworzone korzystniejsze warunki do wytworzenia warstwy hybrydowej. Należy sądzić, że powstała warstwa hybrydowa o większej grubości, co skutkowało istotnie większą wytrzymałością połączenia zębiny z materiałem kompozytowym.

Trudno o bezpośrednie porównanie wyników własnych badań wytrzymałościowych z pracami innych autorów. Testy wytrzymałościowe w badaniach większości autorów są oparte na odmiennym przygotowaniu powierzchni zębiny, w grupie porównawczej najczęściej poprzez obróbkę wiertłami węglukowymi w kształcie różyczki, a w grupach badanych odnotowano różnice w mocy i częstotliwości impulsów, ilości przepływającej wody w sprayu, czasie obróbki, odległości końcówki światłowodowej od powierzchni próbek czy metody badań wytrzymałościowych. Najbardziej zbliżone warunki badań można znaleźć w pracach Celika et al. [12] oraz Jianga et al. [13], którzy zastosowali identyczne [12] lub zbliżone [13] parametry naświetlania zębiny laserem Er:YAG, a próbki kontrolne szlifowali papierem ściernym 600C. Wyniki ich badań są porównywalne z własnymi. Dla samotrawiących systemów wiążących Jing et al. [13] uzyskali różne, zwykle porównywalne wartości wytrzymałości połączenia materiału kompozytowego z zębiną po jej opracowaniu laserem Er:YAG lub szlifowaniu papierem ściernym 600C, a w przypadku zastosowania systemu wiążącego *total etch* i trawienia zębiny kwasem uzyskali nawet istotnie wyższe wartości wytrzymałości połączenia po zastosowaniu lasera (14,1 MPa w porównaniu z 10,6 MPa). Natomiast Celik et al. [12] uzyskali, tak jak w badaniach wła-

nych, wyższe wartości wytrzymałości połączenia systemów samotrąjących Prtotech Bond® i S-Tri Bond® po opracowaniu zębiny laserem Er:YAG.

Inni autorzy również wykazali większą wytrzymałość połączenia części systemów wiążących z zębina po opracowaniu laserem Er:YAG w porównaniu z trawieniem kwasem [6, 14, 15]. Dla części systemów wiążących uzyskali jednak mniejszą wytrzymałość połączenia z zębina, co tłumaczą różnicami w składzie poszczególnych systemów wiążących. Należy pamiętać, że o jakości uzyskanego połączenia spośród wielu czynników decydują m.in.: sposób przygotowania powierzchni zębiny oraz skład chemiczny systemów wiążących, a głównie zawartość dwufunkcyjnych monomerów zdolnych do wiązania obok organicznych (np. HEMA – monomer hydroksyetylometakrylowy wiążący kolagen zębiny) także mineralnych składników zębiny. Podkreśla się korzystną rolę monomerów wiążących hydroksyloapatyty, takich jak: PENTA, ale przede wszystkim 10 MDP czy MDPB, w wytwarzanym połączeniu. O dobrej jakości uzyskanego połączenia w badaniach własnych zdecydowała z pewnością zawartość w systemie wiążącym, obok hydroksyloetylometakrylanu, monomeru 10 MDP, monomeru fosforanowego, który pośredniczy w chemicznym połączeniu monomerów żywicy strukturalnej z nieorganicznymi składnikami zębiny. Monomer 10 MDP tworzy bowiem wyjątkowo silne i stabilne hydrolytycznie połączenia z wapniem hydroksyloapatytów [12, 16].

Sprzyjają też temu zmiany składu chemicznego zębiny po opracowaniu laserem Er:YAG, a mianowicie zmniejszenie substancji organicznej w zębinie, co może sugerować, że laser wybiórczo usuwa kolagen [17].

Wielu autorów zgodnie podkreśla, że zastosowanie lasera Er:YAG stwarza niekorzystne warunki do uzyskania połączenia zębiny z materiałem kompozytowym przy zastosowaniu techniki trawienia kwasem w połączeniu z systemami wiążącymi *total etch*, ale także z użyciem systemów *self etch* [8, 18–22], nie wszystkie bowiem samotrąjące systemy wiążące, m.in. Prompt L-Pop® czy Xenon® III, z uwagi na ich skład chemiczny, tworzą efektywne wiązanie, szczególnie z zębina opracowaną laserem Er:YAG [23].

Niska wytrzymałość połączenia systemu wiążącego z zębina poddaną działaniu lasera Er:YAG i trawieniu kwasem może wynikać z istotnie mniejszej grubości i nieregularności warstwy hybrydowej tworzonej w wierzchniej warstwie zębiny poddanej działaniu lasera w porównaniu z powierzchnią zębiny opracowanej wiertłem diamentowym i trawionej kwasem [24]. Trudności w wytworzeniu typowej warstwy hybrydowej w zębinie opracowanej laserem Er:YAG mogą wiązać się z tym, że

laser nie demineralizuje wierzchniej warstwy zębiny i nie odsłania matrycy kolagenowej [7], wywołuje zaś zmiany morfologiczne we włóknach kolagenowych wierzchniej warstwy zębiny. Włókna kolagenowe zębiny naświetlane laserem i trawionej kwasem, w badaniach SEM, były zdenurowane i połączone w wyniku stopienia [7, 25]. Wiązka lasera Er:YAG może również powodować zeszklenie – w wyniku rekrytalizacji apatytów zębinowych i formowania dodatkowej fazy fosforanu wapnia zwiększa się odporność twardych tkanek na demineralizację i dodatkowo są zamykane kanaliki zębinowe na głębokość nawet do 4 µm, co redukuje przepuszczalność zębiny [26, 27]. W efekcie po opracowaniu laserem Er:YAG następuje zwiększenie odporności zębiny na działanie kwasów [8, 28] i trawienie kwasem może nie odsłonić dokładnie matrycy kolagenowej, zwłaszcza w obszarze okołokanalikowym [14]. Obecność stopionej warstwy kolagenowej utrudnia też infiltrację zdemineralizowanej zębiny i prowadzi do wytworzenia niepełnowartościowej warstwy hybrydowej, co zmniejsza wytrzymałość uzyskanego połączenia [7, 29]. VII generacja systemów wiążących tworzy jednakże tzw. „nanostrefę” i nie dyfunduje do głębszych warstw zębiny. Stąd możliwy destrukcyjny efekt termiczny naświetlania laserem może nie mieć negatywnego wpływu na wytrzymałość uzyskanego połączenia, tak jak wykazano w badaniach własnych.

Wpływ opracowania zębiny światłem lasera Er:YAG na właściwości adhezyjne zębiny zależy od wielu parametrów, jak: energia impulsu, częstotliwość, tryb pulsacyjny, odległość ogniskowa, czas naświetlania i chłodzenie wodą, a różnice w uzyskanych efektach mogą wynikać z różnic konstrukcyjnych urządzeń i parametrów pracy. Bezsporne jest, że parametry pracy lasera użyte w niniejszych badaniach pozwoliły na uzyskanie wysokiej wytrzymałości połączenia zastosowanego systemu wiążącego z zębina i z pewnością nie wywołały niekorzystnych zmian w wierzchniej warstwie zębiny, które utrudniłyby wytworzenie adhezyjnego połączenia. Przyjęte parametry pracy lasera są nieznacznie większe od zalecanych wartości stosowania energii lasera Er:YAG – poniżej 200 mJ [30].

Opracowanie zębiny za pomocą lasera erbowo-jagowego (Er:YAG), zgodnie z zalecanymi parametrami pracy, pozwala na uzyskanie rozwiniętej powierzchni, wolnej od warstwy mazistej, z nielicznymi otwartymi kanalikami zębinowymi. Takie przygotowanie powierzchni, w porównaniu ze szlifowaniem zębiny papierem ściernym 500C, zapewnia istotnie większą wytrzymałość połączenia z materiałem kompozytowym za pośrednictwem uniwersalnego samotrąjącego systemu wiążącego.

Piśmiennictwo

- [1] KULCZYK T., PIOTROWSKI P.: The use of a Yag:Er laser to remove hairs growing in the oral cavity – an unusual application. *Dent. Med. Probl.* 2006, 43, 463–465.
- [2] VAN AS G.: Erbium lasers in dentistry. *Dent. Clin. North Am.* 2004, 48, 1017–1059.
- [3] HIBST R., KELLER U.: Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg. Med.* 1989, 9, 338–344.
- [4] GLOCKNER K., PUMPLER J., EBELESIEDER K., STADTLER P.: Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 1998, 16, 153–157.
- [5] VISURI S., GILBERT J., WRIGHT D., WIGDOR H., WALSH J.: Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J. Dent. Res.* 1996, 75, 599–605.
- [6] DE SOUZA A.E., CORONA S.A., DIBB R.G., BORSATTO M.C., PECORA J.D.: Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *J. Dent.* 2004, 32, 269–275.
- [7] CEBALLO L., TOLEDANO M., OSORIO R., TAY F.R., MARSHALL G.W.: Bonding to Er:YAG laser treated dentin. *J. Dent. Res.* 2002, 81, 119–122.
- [8] DUNN W.J., DAVIS J.T., BUSH A.C.: Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent. Mater.* 2005, 21, 616–624.
- [9] PASHLEY D.H., TAY F.R., BRESCHI L., TJÄDERHANE L., CARVALHO R.M., CARRILHO M., TEZVERGIL-MUTLUAY A.: State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent. Mater.* 2011, 27, 1–16.
- [10] DE MOOR R.J., DELMÉ K.I.: Erbium lasers and adhesion to tooth structure. *J. Oral Laser Appl.* 2006, 6, 7–21.
- [11] ARMENGOL V., JEAN A., ROHANIZADEH R., HAMEL H.: Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG Laser irradiation: in vitro study. *J. Endod.* 1999, 25, 543–546.
- [12] CELIK E.U., ERGÜCÜ Z., TÜRKÜN L.S., TÜRKÜN M.: Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *J. Adhes. Dent.* 2006, 8, 319–325.
- [13] JIANG Q., CHEN M., DING J.: Comparison of tensile bond strengths of four one-bottle self-etching adhesive systems with Er:YAG laser-irradiated dentin. *Mol. Biol. Rep.* 2013, 40, 7053–7059.
- [14] KATAUMI M., NAKAJIMA M., YAMADA T., TAGAMI J.: Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent. Mat. J.* 1998, 17125–17138.
- [15] OZTURK C., KAPDAN A., BULDUR B., OZTURK C.: Influence of erbium: Yttrium-aluminum-garnet laser, potassium titanyl phosphate laser irradiation, and acid etch on microtensile bond strength of adhesives. *J. Pediatr. Dent.* 2015, 3, 46–51.
- [16] VAN MEERBEEK B., YOSHIHARA K., YOSHIDA Y., MINE A., DE MUNCK J., VAN LANDUYT K.L.: State of the art of self-etch adhesives. *Dent. Mater.* 2011, 27, 17–28.
- [17] BACHMANN L., DIEBOLDER R., HIBST R., ZEZZEL D.M.: Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim. Acta A Mol. Biomol. Spectrosc.* 2005, 61, 2634–2639.
- [18] DELFINO C.S., SOUZA-ZARONI W.C., CORONA S.A., PALMA-DIBB R.G.: Microtensile bond strength of composite resin to human enamel prepared using erbium: Yttrium aluminum garnet laser. *J. Biomed. Mater. Res. A* 2007, 80, 475–479.
- [19] ESTEVES-OLIVEIRA M., APEL C., ARANHA A.C., ZEZZEL, D.M., TURBINO M.L., EDUARDO CDE P., GUTKNECHT N.: Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG laser dental surfaces. *Photomed. Laser Surg.* 2007, 25, 373–380.
- [20] PAHLAVAN A., MEHMANCHI M., RANJBAR OMRANI L., CHINIFORUSH N.: Effect of air abrasion and Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er: YAG) laser preparation on shear bond strength of composite to dentin. *J. Lasers Med. Sci.* 2013, 4, 127–130.
- [21] RAMOS R.P., CHINELATTI M.A., CHIMELLO D.T., BORSATTO M.C., PECORA J.D., PALMA-DIBB R.G.: Bonding of self-etching and total-etch systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. Tensile bond strength and scanning electron microscopy. *Braz. Dent. J.* 2004, 15, 9–20.
- [22] SHIRANI F., BIRANG R., MALEKIPUR M.R., ZEILABI A., SHAHMORADI M., KAZEMI S., KHAZAEI S.: Adhesion to Er:YAG laser and bur prepared root and crown dentine. *Aust. Dent. J.* 2012, 57, 138–143.
- [23] KOLINIOTOU-KOUMPIA E., KOUROS P., ZAFIRIADIS L., KOUMPIA E., DIONYSOPOULOS P., KARAGIANNIS V.: Bonding of adhesives to Er:YAG laser-treated dentin. *Eur. J. Dent.* 2012, 6, 16–23.
- [24] BARCELEIRO MDE O., DE MELLO J.B., DE MELLO G.S., DIAS K.R., DE MIRANDA M.S., SAMPAIO FILHO H.R.: Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper. Dent.* 2005, 30, 304–310.
- [25] BENAZZATO P., STEFANI A.: The effect of Er:YAG laser treatment on dentin collagen: An SEM investigation. *J. Oral Laser Appl.* 2003, 3, 79–81.
- [26] OHO T., MORIOKA T.: A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990, 24, 86–92.
- [27] ROHANIZADEH R., LE GEROS R.Z., FAN D., JEAN A., DACALSI G.: Ultrastructural properties of laser irradiated and heat-treated dentine. *J. Dent. Res.* 1999, 78, 1829–1835.
- [28] RAMOS R.P., CHIMELLO D.T., CHINELATTI M.A., NONAKA T., PÉCOR A J.D., PALMA DIBB R.G.: Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two singlebottle adhesive systems. *Lasers. Surg. Med.* 2002, 31, 164–170.
- [29] AOKI A., ISHIKAWA I., YAMADA T., OTSUKI M., WATANABE H., TAGAMI J., ANDO Y., YAMAMOTO H.: Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J. Dent. Res.* 1998, 77, 1404–1414.

- [30] GIACHETTI L., SCAMINACI RUSSO D., SCARPELLI F., VITALE M.: SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 2004, 22, 35–41.

Adres do korespondencji:

Dorota Sokołowska
Zakład Chirurgii Stomatologicznej
Uniwersytet Medyczny w Łodzi
ul. Pomorska 251
92-213 Łódź
e-mail: dorcia.sokolowska@gmail.com

Konflikt interesów: nie występuje

Praca wpłynęła do Redakcji: 7.05.2015 r.

Po recenzji: 12.05.2015 r.

Zaakceptowano do druku: 13.05.2015 r.

Received: 7.05.2015

Revised: 12.05.2015

Accepted: 13.05.2015