

Wpływ różnych metod modyfikacji powierzchni zębiny zębów mlecznych na adhezję materiałów światłoutwardzalnych – na podstawie piśmiennictwa

The influence of different methods of deciduous teeth dentin surface modification on the adhesion of light-curing materials – on the basis of the literature

Zakład Stomatologii Wieku Rozwojowego, Uniwersytet Medyczny w Łodzi
Kierownik Zakładu: prof. dr hab. n. med. Joanna Szczepańska

SŁOWA KLUCZOWE

zęby mleczne, próchnica, abrazja, systemy wiążące

STRESZCZENIE

Połączenie materiałów stomatologicznych z powierzchnią zębiny, zwłaszcza zdemineralizowanej, nadal stanowi wyzwanie dla współczesnej stomatologii. Adhezja wypełnienia z tkankami zębów mlecznych jest trudniejsza niż z zębami stałymi ze względu na słabsze zmineralizowanie szkliwa i zębiny międzykanalikowej oraz szersze kanaliki zębinowe. Na wartość siły połączenia materiałów stomatologicznych do powierzchni zębów wpływa m.in.: rozwinięcie powierzchni, głębokość ubytku i związany z nią stopień mineralizacji podłoża, ilość składników organicznych i wody oraz liczba i szerokość kanałków zębinowych. Jakość połączenia tkanek zęba z materiałami stomatologicznymi determinuje również sposób modyfikacji podłoża, np. opracowanie tradycyjne wiertłami czy abrazyjne oraz rodzaj zastosowanego systemu adhezyjnego, typu „wytraw i splucz” czy samotrawiącego. Ważny jest także dobór materiału wytwarzającego optymalny w danych warunkach typ połączenia z powierzchnią zęba – mikroretencyjne lub adhezja chemiczna. Celem pracy była analiza wpływu różnych metod modyfikacji powierzchni zębiny zębów mlecznych na adhezję materiałów światłoutwardzalnych w badaniach doświadczalnych na podstawie piśmiennictwa. Temat adhezji materiałów światłoutwardzalnych do powierzchni zębiny zębów mlecznych jest nadal aktualny i wart dalszego zgłębiania. Systemy samotrawiące są dobrym rozwiązaniem w przypadku wypełniania ubytków próchnicowych w zębach mlecznych ze względu na mniej agresywne działanie demineralizujące zębinę niż kwas fosforowy. Zdemineralizowana powierzchnia jest trudnym substratem dla systemów adhezyjnych, szczególnie zębów mlecznych, w związku z czym istnieje potrzeba wypracowania procedur poprawiających jakość utrzymania materiałów światłoutwardzalnych w tych zębach. Jednym ze sposobów może być wykorzystanie metody abrazyjnej – mechaniczne rozwinięcie powierzchni w połączeniu z modyfikacją chemiczną – aplikacją systemów samotrawiących.

KEYWORDS

primary teeth, caries, abrasion, bonding systems

SUMMARY

Bonding dental materials to dentinal surface, demineralised in particular, still poses a challenge for contemporary dentistry. Adhesion of filling materials to primary tooth tissue poses a greater difficulty compared to permanent teeth due to poorer enamel and intertubular dentin mineralisation and wider dentinal tubules. The bonding strength of dental materials to tooth surfaces depends on, among other things, surface development, the depth of cavity, as well as the associated degree of tissue mineralisation, the content of organic components and water, as well as the number and width of dentinal tubules. The quality of bonding of dental materials to dental tissues is also determined by the mode of substrate prepara-

tion, e.g. conventional drilling or air abrasion, and the type of adhesive system used - etch and rinse or self-etch approach. The choice of material that will ensure optimal bonding to the tooth surface under given conditions, i.e. microretention or chemical adhesion, is also important. The aim of the paper was to assess the effects of different methods for primary tooth dentinal surface modification on the adhesion of light-cured materials in experimental studies, based on literature data. The subject of adhesion of light-curing materials to the dentinal surfaces in primary teeth is current and worth further exploration. Self-etching systems are a good solution for filling carious cavities in primary teeth due to less aggressive demineralising effects on dentin compared to phosphoric acid. Demineralised surface is a difficult substrate for adhesive materials, especially in primary teeth; therefore, there is a need for procedures that will improve the retention of light-cured materials in these teeth. The use of air abrasion – mechanical development of the surface combined with chemical modification using self-etching systems may be one of solutions.

WSTĘP

Pomimo postępów technologicznych, upowszechnienia materiałów adhezyjnych oraz koncepcji stomatologii minimalnie inwazyjnej próchnica zębów mlecznych oraz leczenie jej powikłań nadal stanowią główny problem stomatologii dziecięcej. Coraz większe uznanie stomatologów zdobywają metody alternatywne, np. abrazyjne opracowanie ubytków. Jednak tradycyjne – mechaniczne opracowanie z wykorzystaniem wiertel i chłodzenia wodnego nie wyklucza również oszczędnej preparacji tkanek (1).

W praktyce klinicznej często konieczne jest połączenie materiału z zębiną zmienioną przez proces próchnicowy lub przez stosowane leki, która różni się od zdrowej tkanki pod względem chemicznym, morfologicznym oraz fizjologicznym. Pod wpływem bodźców patologicznych, takich jak: próchnica, abrazja czy atrycja, powstaje zębina reparacyjna, trzeciorzędowa, nadmiernie zmineralizowana. Tkanka ta ma nieregularną budowę, jest wytwarzana przez komórki podobne do odontoblastów. Taka warstwa zabezpiecza miążgę przed szkodliwym działaniem ogniska próchnicowego, np. przed produktami metabolizmu bakteryjnego, ale stanowi również blokadę dla żywicy systemów łączących (2-4).

Zawartość składników organicznych oraz wody w aktywnej zmianie próchnicowej jest większa niż w zdrowej tkance. Woda wpływa negatywnie na przyleganie materiałów adhezyjnych, ponieważ obniża energię powierzchni zębiny, co oddziałuje na zmniejszenie powinowactwa do materiałów adhezyjnych. Im ubytek jest głębszy, tym większa średnica kanalików zębinowych, mniejsza powierzchnia oraz słabiej zmineralizowana zębina międzykanalikowa, a także większe ryzyko przesączenia płynów z miążgi. W badaniach Nakajima i wsp. (5) grubość warstwy zdeminalizowanej w zdrowej zębinie wyniosła 3,5 μm , w próchnicowo zmienionej – 7 μm . Oliveira i wsp. (6) zwracają uwagę na nieefektywne usunięcie warstwy mazistej z zębiny próchnicowej nawet po wytrawieniu, prawdopodobnie z powodu trudności w rozpuszczaniu związków organicznych przez kwas fosforowy.

BUDOWA ZĘBINY

Zębina stanowi część kompleksu miążgowo-zębinowego, który ma zdolność odpowiedzi na czynniki drażniące

miążgę. W badaniach Angker i wsp. (7) zdrowa zębina zębów mlecznych zawierała wagowo 59,3% \pm 5,5% substancji zmineralizowanej, im bliżej miążgi zawartość związków nieorganicznych zmniejszała się do 41,82% \pm 6,74%. W przypadku zmiany próchnicowej zawartość związków mineralnych również zmniejsza się w kierunku miążgi, Angker i wsp. (8) zaobserwowali spadek zawartości minerałów z 68 do 3,8% wagowo. Głównym związkiem nieorganicznym zębiny jest hydroksyapatyt, jego kryształy mogą zawierać 4-5% węgla, co przyczynia się do słabszej mineralizacji zębiny niż szkliwa (3). Jak podają Hołubowicz i wsp. (9), rozmiar kryształu apatyty zębiny wynosi około 35 x 10 x 100 [nm]. Również przyrządy są mniejsze w porównaniu ze szkliwnymi. Podstawowym składnikiem organicznym zębiny jest kolagen typu I, który stanowi około 90% składników organicznych, a jego włókna rozmieszczone są w zębinie międzykanalikowej (9).

Ze względu na cieńszą warstwę i mniejszą mineralizację zębina zębów mlecznych jest bardziej podatna na utratę minerałów niż w przypadku zębów stałych. Proces próchnicowy oraz zbyt agresywne wytrawianie powodują ich dodatkową utratę, co może negatywnie wpływać na siłę wiązania z materiałami stomatologicznymi (10-12).

LABORATORYJNE METODY BADAŃ ZĘBINY

Dotychczas najlepszym sposobem oceny różnych metod przygotowania powierzchni tkanek zęba czy właściwości materiałów są badania laboratoryjne. Trudności w porównaniu wyników badań wynikają z różnych protokołów opracowania ubytków oraz z różnego doboru substratów przez badaczy. W przypadku zębów ludzkich stosowane związki chemiczne do sporządzenia próbek mogą modyfikować powierzchnię w sposób nieosiągalny w warunkach jamy ustnej. Co istotne, badania laboratoryjne są zwykle przeprowadzane na zdrowych zębach bez oznak próchnicy, jednak w warunkach klinicznych często wymagana jest adhezja do powierzchni zmienionych przez proces próchnicowy (13). Wang i wsp. (14) zwracają uwagę, że czynności przygotowawcze, takie jak polerowanie oraz działanie substancji chemicznych, mogą modyfikować powierzchnię zębiny i zmniejszać jej podatność na wytrawianie kwasem oraz prowadzić do błędnych wniosków co do jakości wytworzonych połączeń. Ponadto

próbki materiału w badaniach *in vitro* pozyskane są z zębiny o różnej głębokości. Wpływa to na jej przepuszczalność dla substancji ze względu na różny poziom przebiegu oraz szerokości kanalików zębinowych. Wiek badanych zębów ma istotne znaczenie dla oceny adhezji, niedojrzałe zęby mają szersze kanaliki zębinowe, są też słabiej zmineralizowane niż zęby dojrzałe (15, 16).

Badania sprawdzające trwałość połączenia materiału wypełniającego z zębiną czy szkliwem, np. próby zrywania/ścianiania, przeprowadzane są na wystandaryzowanych próbkach o jednolitej powierzchni. Przytwierdzone wypełnienie jest określonej wysokości i szerokości, a połączenie obu struktur ma miejsce w jednej płaszczyźnie. Warunki laboratoryjne, choć niedoskonale symulujące warunki naturalne, są istotne dla analizy właściwości materiałów oraz przygotowania protokołów dla zastosowania danej technologii w etapie klinicznym. Badania mikroskopowe pozwalają lepiej zrozumieć specyfikę połączenia materiałów stomatologicznych z tkankami zębów.

OPRACOWANIE TKANEK TWARDYCH ZĘBA

Szeroki wybór wiertel stalowych, diamentowych, węglików spiekanych o różnym kształcie i wielkości powierzchni tnącej czy grubości nasypu umożliwia oszczędne opracowanie twardych tkanek zęba. Uformowanie ubytku opracowanego wiertłem zależy od jego kształtu i struktury części pracującej. Makroskopowo jest on regularny, możliwy do zaplanowania i określenia. Kąty wewnętrzne ubytku są wyraźnie zaznaczone, podobnie jak przejście ściany ubytku w powierzchnię zęba. Niektórzy autorzy, m.in. Antunes i wsp. (17), zwracają uwagę, że ostry kąt między wewnętrzną ścianą ubytku a powierzchnią zęba może generować naprężenia w materiale światłoutwardzalnym i pogarszać jego przyleganie (17, 18). Nacisk na tkanki i generowane wibracje mogą powodować powstawanie mikroszczelin i pęknięć opracowywanej powierzchni oraz nadwrażliwość pozabiegową.

U podstawy adhezji materiałów stomatologicznych leży odpowiednie przygotowanie podłoża, co w przypadku szkliwa oznacza rozwinięcie powierzchni potrzebnej do wytworzenia mikroretencji. Powszechnie stosowaną metodą kondycjonowania szkliwa jest jego wytrawianie 37% kwasem fosforowym przez 15 sekund (19-22).

Aplikowanie kwasu na powierzchnię zębiny ma na celu:

- rozpuszczenie warstwy mazistej – oczyszczenie powierzchni,
- rozpuszczenie zalegających w kanalikach czopów rozmazu – stworzenie miejsca dla systemu łączącego, sprzyjające mechanicznemu utrzymaniu wypełnienia,
- odstonięcie sieci włókien kolagenowych, warunkujące chemiczne połączenie systemu łączącego z siecią włókien oraz z hydroksypatytem zębiny.

ABRAZYJNE OPRACOWANIE TKANEK ZĘBA

Abrazyjne opracowanie z wykorzystaniem tlenku glinu jest postrzegane jako metoda minimalnie inwazyjna, jednak

ze względu na dużą twardość tlenku glinu – 9 w skali Mohsa, nie jest selektywna wobec zdrowych tkanek. Dotychczas nie wprowadzono jednolitego standardu pracy piaskarką abrazyjną, a na szybkość i skuteczność techniki abrazyjnej mają wpływ rodzaj opracowywanej powierzchni oraz ustawienia parametrów piaskarki (23). Dostępne piśmiennictwo przedstawia głównie wyniki badań doświadczalnych z zastosowaniem różnych substratów – zęby stałe, mleczne czy zwierzęce. Odmienne są również parametry i ustawienia piaskarek, takie jak: ciśnienie powietrza i wody, wykorzystanie płaszcza wodnego, czas opracowywania, wielkość i rodzaj ścierniwa, rodzaj dyszy, średnica jej otworu wylotowego oraz odległość od preparowanej powierzchni czy ilość zużywanego proszku na minutę (2, 24, 25).

Powszechnie stosowane metody opracowania ubytków powodują powstanie warstwy mazistej na powierzchni zębiny zębów stałych i mlecznych. W przypadku zastosowania metody abrazyjnej warstwa ta jest luźniej związana z podłożem niż po opracowaniu wiertłami, zawiera również cząsteczki ścierniwa (17, 26). Warstwa zanieczyszczeń może mieć grubość od 0,9 do 2,6 mm, nie daje się usunąć strumieniem wody, zalega na powierzchni i blokuje zagłębienia, uniemożliwiając penetrację systemów łączących (4).

Zbyt intensywne opracowywanie, tj. wysokie ciśnienie, mały dystans od opracowanej powierzchni, długi czas pracy, mogą wywołać nadwrażliwość, wbicie cząstek tlenku glinu w tkanki twarde, obliterację kanalików zębinowych, a nawet uszkodzenie włókien kolagenowych. Wymienione wyżej czynniki obniżają trwałość połączenia wypełnienia z powierzchnią zęba, zwiększają ryzyko nieszczelności i mikroprzecieku brzeżnego, co przyczynia się do rozwoju próchnicy wtórnej. W praktyce klinicznej najefektywniejsze jest opracowywanie piaskarką ubytków w odległości od 0,5 do 2 mm, gdyż większy dystans dyszy od powierzchni zmniejsza siłę cięcia. Skuteczność preparacji tkanek zęba jest odwrotnie proporcjonalna do odległości końcówki piaskarki od opracowanej powierzchni (17, 27-32).

W przypadku badań Freeman i wsp. (33) preparacja abrazyjna przyczyniała się do zwiększenia liczby wypustek żywej adhezyjnej w zębinie, jednak zwiększała również liczbę defektów warstwy hybrydowej. Leite i wsp. (20) obserwowali pogorszenie siły wiązania materiałów światłoutwardzalnych do wypiaszkowanej i wytrawionej powierzchni zębiny zębów mlecznych. Ci sami badacze sugerują stosowanie systemów samotrawiących na zębinę w przypadku zębów mlecznych z powodu wyższego pH i mniejszej demineralizacji podłoża.

W przypadku płaskiej powierzchni zdeminalizowanej zębiny preparacja abrazyjna pogarszała warunki adhezji. Natomiast Onisor i wsp. (34) na podstawie przeprowadzonych badań nie wykazali pogorszenia adaptacji materiału światłoutwardzalnego do powierzchni zębiny opracowanej kinetycznie, mimo iż czas preparacji wynosił 20 sekund, przy zastosowanym ciśnieniu 2 barów i dystansie od powierzchni zęba 5 mm.

CHEMICZNA MODYFIKACJA POWIERZCHNI ZĘBINY

Usunięcie warstwy mazistej oraz odstonięcie kanalików zębowych przez wytrawianie jest skuteczne w przypadku zdrowej tkanki. Hipotetycznie przedłużenie czasu wytrawiania 37% H_3PO_4 ponad zalecane 15 sekund mogłoby stanowić rozwiązanie. Jednak przedłużenie czasu trawienia może nie rozpuścić dostatecznie złogów zalegających w kanalikach, a spowodować zwiększenie demineralizacji zębiny międzykanalikowej oraz degradacji włókien kolagenowych (35). Kaaden i wsp. (36), jak również Lenzi i wsp. (37) wykazali zwiększoną grubość warstwy hybrydowej powstałej na zdemineralizowanej zębiny zębów mlecznych w porównaniu ze zdrową tkanką, co wpłynęło negatywnie na siłę wiązania. Pogorszenie siły adhezji można tłumaczyć wystąpieniem skurczu polimeryzacyjnego w warstwie hybrydowej o zwiększonej grubości.

W testach rozciągania Aminabadi i wsp. (38) uzyskali wyższe wartości siły wiązania materiału kompozytowego do zębów mlecznych w ubytkach odpowiadających III klasie według Blacka, w grupie próbek opracowanych abrazyjnie oraz po zastosowaniu całkowitego wytrawiania szkliwa i zębiny. Nejad i wsp. (39) najmniej przypadków mikroprzecieku brzęznego odnotowali w grupie laków szczelinowych, gdzie po opracowaniu abrazyjnym zastosowano technikę „wytraw i spłucz”. Modyfikacja chemiczna zapewniła lepsze połączenie materiału z powierzchnią zębów niż aplikacja materiałów na powierzchnię opracowaną jedynie strumieniowo. Nör i wsp. (40) zaobserwowali zwiększoną porowatość struktury zębiny zębów mlecznych po 15-sekundowym działaniu kwasu fosforowego. Autorzy również sugerują skrócenie czasu wytrawiania zębów mlecznych o połowę, co ma zapewnić dostateczne usunięcie warstwy mazistej z powierzchni ubytku. Jednak w badaniach Bolaños-Carmona i wsp. (41) krótki czas trawienia zębiny w zębach mlecznych – 5 sekund – miał również niekorzystny wpływ na wartość siły adhezji – 6,20 MPa. Po wytrawianiu powierzchni przez 15 i 30 sekund działania kwasu średnie wartości w testach rozciągania wyniosły 13 MPa. Ci sami autorzy badali również głębokość demineralizacji zębiny po 5- i 15-sekundowym wytrawianiu – głębokość demineralizacji wyniosła odpowiednio 3,28 i 3,83 μm . Wypustki wytworzone przez system łączący były dłuższe i liczniejsze w przypadku 15-sekundowego czasu wytrawiania, co mogło przełożyć się na wyższą siłę wiązania.

W badaniach Shenghua i wsp. (42) grubość warstwy hybrydowej powstałej na zmienionej próchnicowo zdemineralizowanej zębiny wyniosła 4 μm , w przypadku zdrowej tkanki po zastosowaniu tego samego systemu łączącego – 2,5 μm . System łączący nie przenika dostatecznie w głąb zdemineralizowanej zębiny, kiedy kanaliki zębinowe są zaczopowane i jeśli włókna kolagenowe są uszkodzone, to działanie systemu adhezyjnego jest tylko powierzchowne. Liczba i jakość powstałych wypustek systemu łączącego jest niewystarczająca do wytworzenia dobrego połączenia materiału z powierzchnią zębiny (15, 36, 43, 44). Autorzy sugerują więc skrócenie czasu

kondycjonowania kwasem do 7 sekund. Podobnie Pimenta i wsp. (12) zwracają uwagę na skrócenie o połowę czasu trawienia rekomendowanego dla kondycjonowania zębów stałych – według autorów 7 sekund wystarczy, aby usunąć warstwę mazistą (10, 12). Sardella i wsp. (43) wykazali brak różnic w sile wiązania w przypadku wytrawiania zębiny zębów mlecznych przez 15 i 7 sekund, jednak sugerowali, że połączenie powstałe z zębina kondycjonowaną w krótszym czasie może być długoczasowo trwalsze ze względu na mniejszą degradację podłoża.

Mechaniczne rozwinięcie opracowywanej powierzchni nie powinno być traktowane zamiennie z wytrawianiem. Działanie tlenku glinu również powoduje powstanie zalegającej na powierzchni zęba warstwy mazistej, a obecność „wbitych” cząsteczek Al_2O_3 w powierzchni zębiny może blokować kanaliki zębinowe nawet po wytrawieniu i utrudniać infiltrację bondu w tkanki twarde (17).

SYSTEMY ŁĄCZĄCE

Zębina jest trudno zwilżalna przez zawartość związków organicznych, dlatego istotna jest obecność rozpuszczalników, jak aceton czy etanol, i innych cząsteczek zmniejszających lepkość systemów adhezyjnych. Połączenie systemu adhezyjnego z wilgotną zębina wymaga obecności grup hydrofilnych. Część hydrofobowa wiąże się z grupami metakrylanowymi dimetakrylanów, które łączą się później z monomerami warstwy kompozytu. Taką właściwość mają dwufunkcyjne monomery zawierające grupy hydrofobowe i hydrofilne (45, 46).

Współcześnie najpowszechniej stosowane są systemy adhezyjne V generacji, tzw. jednobuteleczkowe, zawierające łącznie żywicę adhezyjną i primer, wymagające wcześniejszego trawienia. Producenci niektórych systemów łączących zalecają jednoczasowe kondycjonowanie szkliwa i zębiny 37% kwasem fosforowym przez 15 sekund, niezależnie od zęba – mleczny, stały dojrzały czy stały niedojrzały.

Aplikacja może odbywać się jedno- lub dwuetapowo. Łatwość stosowania oraz dobre właściwości mechaniczne sprawiły, że systemy V generacji są chętnie stosowane w praktyce. Niektóre systemy zawierają około 20% wagowo wypełniacza. Według producentów wypełniacz zmniejsza skurcz polimeryzacyjny, zwiększa wytrzymałość mechaniczną warstwy łączącej, ale i jej grubość, która może wynosić ok. 10 μm . Przykładem jest system OptiBond Solo Plus, zawierający według producenta 15% wypełniacza (szkło barowe), o średnicy cząstek 0,4 μm .

Systemy samotrawiące powstały m.in. w celu skrócenia i usprawnienia procedur adhezyjnych, dzięki wyeliminowaniu etapu trawienia i płukania. Ich działanie polega na jednoczesnym demineralizowaniu oraz infiltrowaniu tkanek zębów (46, 47). Koncepcja działania samotrawiących systemów wiążących opiera się na aktywności kwaśnych monomerów, kondycjonujących szkliwo oraz zębina. W przypadku zębiny, monomery modyfikują warstwę mazistą na powierzchni oraz złogi zalegające w kanalikach, demineralizują warstwę

powierzchniową przez dekalcyfikację hydroksyapatytów i łączą się z siecią włókien kolagenowych, a powstała w ten sposób warstwa hybrydowa może mieć grubość 5 μm (20, 46, 48).

W badaniach Majewskiej-Beški i Szczepańskiej (49) porównywano naprężenia potrzebne do przerwania połączenia w testach ścinania, materiału kompozytowego z próbką zębiny zębów mlecznych po aplikacji systemu samotrąwiającego w odniesieniu do dwóch sposobów opracowania powierzchni. Po aplikacji systemu samotrąwiającego na próbki opracowane tradycyjnie wiertłem otrzymano wyższe wartości naprężeń niż próbki poddane opracowaniu abrazyjnemu – odpowiednio: 5,497552 i 3,897300 MPa ($p = 0,05$). Courson i wsp. (50) badali próbki zębiny zębów mlecznych i stałych po opracowaniu powierzchni polerką, 15-sekundowym wytrawieniu i aplikacji systemu OptiBond Solo Plus. W teście ścinania materiału kompozytowego z powierzchni zębów stałych średnie wartości wyniosły 15,4 MPa, dla zębów mlecznych 16 MPa.

Według niektórych autorów podwójna aplikacja samotrąwiających systemów wiążących na powierzchnię zębiny zębów mlecznych jest optymalnym rozwiązaniem dla wytworzenia odpowiedniej warstwy łączącej i mikrozaczepów w tkankach twardych (51). Pires i wsp. (22) stosowali 20-sekundową aplikację systemu, a odparowanie do czasu, aż nie obserwowano ruchu płynu na rozdmuchiwanej powierzchni. Penmetsa i wsp. (52) również rekomendowali dwukrotną aplikację samotrąwiającego Xeno V, pozostawienie na 20 sekund, a następnie 20-sekundowe naświetlenie lampą polimeryzacyjną. Autorzy zwracają uwagę na działanie bakteriostatyczne systemu, jednak nie jest ono trwałe – do 24 godz. i nieefektywne wobec kwasolubnych *Lactobacillus* sp. W testach ścinania Nakaoki i wsp. (53) uzyskali podobne wartości siły połączenia materiału kompozytowego z powierzchnią zębiny zębów stałych w przypadku zarówno jednej, jak i dwóch warstw Xeno III. Jednak wypustki żywicy adhezyjnej powstałe po podwójnej aplikacji systemu były większe. Mithiborwala i wsp. (44) badali długość wypustek systemu łączącego Xeno III oraz typu „wytraw i sptucz”, powstałych w zębinię zębów mlecznych. Długość wypustek systemu samotrąwiającego wniosła średnio 18,75 μm , natomiast po 30-sekundowym wytrawieniu powierzchni zębiny wyniosła średnio 11,43 μm . Różnice mogą wynikać z agresywnego działania kwasu oraz nadmiernej demineralizacji podłoża i degradacji włókien kolagenowych.

Kimmes i wsp. (54) w badaniu siły połączenia materiału kompozytowego do zdrowej zębiny zębów stałych osiągnęli średnią wartość 40 MPa dla systemu Xeno V aplikowanego w rekomendowanym czasie 20 sekund, a dla systemu OptiBond Solo Plus 46 MPa, po 15-sekundowej aplikacji. Wydłużenie czasu aplikacji obu systemów do 60 sekund spowodowało spadek siły wiązania. W testach ścinania przeprowadzonych przez Naughton i Latta (55) średnie wartości siły połączenia systemu Xeno V (aplikacja według wskazań producenta) z zębami stałymi wynosiły 21,3 MPa dla szkliwa oraz 23,7 MPa dla zębiny.

Według Ramesh i wsp. (56) systemy samotrąwiące także mogą osiągać satysfakcjonujące efekty kliniczne, mimo iż w mniejszym stopniu ingerują w strukturę szkliwa. W badaniach ww. autorów wypustki żywicy łączącej były krótsze – ok. 40,55 μm w przypadku systemu samotrąwiającego, w porównaniu z powierzchnią wcześniej wytrawioną kwasem 53,97 μm . Po preparacji abrazyjnej z odległości 6 mm przez 3 sekundy tlenkiem glinu o rozmiarze 50 μm pod ciśnieniem 160 psi długość kosmków wyniosła 39,9 μm .

Pires i wsp. (22) ocenili powierzchnię szkliwa zębów bawolich po aplikacji Xeno V jako nieregularnie chropowatą, z wytrawionymi obrzeżami przyrządów w większym zakresie niż rdzenie oraz mniej zdeminiarizowaną w porównaniu z innymi badanymi systemami. Wzór trawienia szkliwa nie jest jedynym czynnikiem determinującym siłę wiązania, wpływ ma również pole powierzchni adhezyjnej, głębokość zagłębień, właściwości i skład samego systemu wiążącego. Według Pires i wsp. (22) skład i właściwości Xeno V nie pozwalają na wytworzenie wyraźnych i regularnych wzorów trawienia jak systemy zawierające HEMA (Hydroxyethylmethacrylate), która prawdopodobnie zmniejsza ryzyko separacji faz. Według Gregoire i Ahmed (19) użycie kwasu fosforowego do całkowitego usunięcia warstwy mazistej pozwala uzyskać lepsze połączenie z zębina.

Glasspoole i wsp. (57) w testach ścinania materiału kompozytowego z powierzchni szkliwa zębów bawolich uzyskali wyższe wartości w przypadku aktywnej aplikacji systemu samotrąwiającego – 16,8 MPa, niż w przypadku delikatnego rozprowadzenia systemu 11 MPa. Najwyższe wartości połączenia wykazały próbki, które wcześniej wytrawiono 24,2 MPa. W badaniach Jodkowskiej i Karaś (58) wytrzymałość połączenia materiału Compoglass F z powierzchnią zdrowej zębiny zębów stałych po zastosowaniu systemów wiążących wyniosła 7,17 MPa.

Zęby mleczne nie są dobrym substratem dla procedur adhezyjnych ze względu na małą ilość tkanek twardych, słabą mineralizację oraz dużą reaktywność z kwasem wytrawiacza. Jednak pomimo różnic w budowie i zawartości składników mineralnych, w porównaniu z zębami stałymi dojrzałymi, producenci systemów wiążących i materiałów adhezyjnych nie opracowali osobnych procedur przygotowania powierzchni zębów mlecznych.

WNIOSKI

Systemy samotrąwiące są dobrym rozwiązaniem w przypadku wypełniania ubytków próchnicowych w zębach mlecznych ze względu na mniej agresywne działanie demineralizujące zębina niż kwas fosforowy.

Zdeminiarizowana powierzchnia jest trudnym substratem dla systemów adhezyjnych, szczególnie zębów mlecznych, w związku z czym istnieje potrzeba wypracowania procedur poprawiających jakość utrzymania materiałów światłoutwardzalnych w tych zębach. Jednym ze sposobów może być wykorzystanie metody abrazyjnej – mechaniczne rozwinięcie powierzchni w połączeniu z modyfikacją chemiczną – aplikacją systemów samotrąwiających.

KONFLIKT INTERESÓW

Brak konfliktu interesów

ADRES DO KORESPONDENCJI

*Sylwia Majewska-Beśka
Zakład Stomatologii Wieków Rozwojowego
Uniwersytet Medyczny w Łodzi
ul. Pomorska 251, 92-216 Łódź
tel./fax: +48 (42) 675-75-16
sylwia.majewska-beska@umed.lodz.pl

PIŚMIENNICTWO

1. Jefferies SR: Abrazyjne wykańczanie i polerowanie w stomatologii odtwórczej: współczesny stan wiedzy. *Stomatologia Estetyczna* 2012; 8(2): 146-157.
2. Wang Z, Jiang T, Sauro S et al.: Dentine remineralization induced by two bioactive glasses developed for air abrasion purposes. *J Dent* 2011; 39(11): 746-756.
3. Marshall G Jr, Marshall S, Kinney J, Balooch M: The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997; 25: 441-458.
4. Perdigão J: Dentin bonding – variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010; 26(2): 24-37.
5. Nakajima M, Kunawarote S, Prasansuttiporn T, Tagami J: Bonding to caries-affected dentin. *Japanese Dent Sci Rev* 2011; 47: 102-114.
6. Oliveira AC, Lima LM, Pizzolitto AC, Santos-Pinto L: Evaluation of the smear layer and hybrid layer in noncarious and carious dentin prepared by air abrasion system and diamond tips. *Microsc Res Tech* 2010; 73(6): 597-605.
7. Angker L, Nockolds C, Swain MV, Kilpatrick N: Quantitative analysis of the mineral content of sound and carious primary dentine using BSE imaging. *Arch Oral Biol* 2004; 49(2): 99-107.
8. Angker L, Nockolds C, Swain MV, Kilpatrick N: Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine – a comparative study using an ultra-micro indentation system (UMIS) and SEM-BSE signals. *Arch Oral Biol* 2004; 49(5): 369-378.
9. Hołubowicz R, Porębska A, Poznar M et al.: Biomineralizacja – kontrolowana przez białka precyzja kształtu, struktury i właściwości. *Postępy Biochemii* 2005; 61(4): 364-380.
10. Osorio R, Aguilera F, Otero P et al.: Primary dentin etching time, bond strength and ultra-structure characterization of dentin surfaces. *J Dent* 2010; 38(3): 222-231.
11. Scholtanus JD, Purwantab K, Doganb N et al.: Microtensile bond strength of three simplified adhesive systems to caries-affected dentin. *J Adhes Dent* 2010; 12: 273-278.
12. Pimenta RA, de Sousa Resende Penido C, de Almeida Cruz R, Bento Alves J: Morphology of the dentin on primary molars after the application of phosphoric acid under different conditions. *Braz Oral Res* 2010; 24(3): 323-328.
13. Alves FB, Lenzi TL, Reis A et al.: Bonding of simplified adhesive systems to caries-affected dentin of primary teeth. *J Adhes Dent* 2013; 15(5): 439-445.
14. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B: Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent* 2006; 34(1): 26-34.
15. Oliveira GC, Oliveira GM, Ritter A et al.: Influence of tooth age and etching time on the microtensile bond strengths of adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 2012; 14: 229-234.
16. Olek A, Cynkier J: Metody oceny połączenia materiałów złożonych z tkankami zęba – przegląd piśmiennictwa. *Dent Med Probl* 2011; 48(1): 86-96.
17. Antunes LA, Pedro RL, Vieira AS, Maia LC: Effectiveness of high speed instrument and air abrasion on different dental substrates. *Braz Oral Res* 2008; 22(3): 235-241.
18. Di Nicoló R, Shintome LK, Myaki SI, Nagayassu MP: Bond strength of resin modified glassionomer cement to primary dentin after cutting with different bur types and dentin conditioning. *J Appl Oral Sci* 2007; 15(5): 459-464.
19. Gregoire G, Ahmed Y: Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives. *J Dent* 2007; 35(5): 388-397.
20. Leite FR, Capote TS, Zuanon AC: Application of the total etching technique or self-etching primers on primary teeth after air abrasion. *Braz Oral Res* 2005; 19(3): 198-202.
21. Yazici AR, Celik C, Özgünlaltay G, Dayangaç B: Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent* 2007; 32(2): 166-172.
22. Pires PT, Ferreira JC, Oliveira SA et al.: Shear bond strength and SEM morphology evaluation of different dental adhesives to enamel prepared with ER: YAG laser. *Contemp Clin Dent* 2013; 4(1): 20-26.
23. Murdoch-Kinch CA, Mclean ME: Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(1): 87-95.
24. Jingrarwar MM, Bajwa NK, Pathak A: Minimal Intervention Dentistry – A New Frontier in Clinical Dentistry. *J Clin Diagn Res* 2014; 8(7): ZE04-ZE08.

25. Banerjee A, Thompson ID, Watson TF: Minimally invasive caries removal using bio-active glass air-abrasion. *J Dent* 2011; 39(1): 2-7.
26. Antunes LA, Vieira AS, Santos MP, Maia LC: Influence of kinetic cavity preparation devices on dental topography: an *in vitro* study. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9(2): 146-154.
27. Organa J, Opalko K: *Abrazja w stomatologii. Praktyczne kompendium*. Czelej, Lublin 2013.
28. Kumar U, Dharmani CK, Singh S et al.: Effect of Air Abrasion Preconditioning on Microleakage in Class V Restorations Under Cyclic Loading: An *In-vitro* Study. *J Clin Diagn Res* 2014; 85: 29-32.
29. Hegde V, Khatavkar R: A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. *J Conserv Dent* 2010; 13(1): 4-8.
30. Sengun A, Orucoglu H, Ipekdal I, Ozer F: Adhesion of two bonding systems to air-abraded or bur-abraded human enamel surfaces. *Eur J Dent* 2008; 2(3): 167-175.
31. Chinelatti MA, Corona SA, Borsatto MC et al.: Analysis of surfaces and adhesive interfaces of enamel and dentin after different treatments. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18(7): 1465-1470.
32. Chinelatti MA, do Amaral TH, Borsatto MC et al.: Adhesive interfaces of enamel and dentin prepared by air-abrasion at different distances. *Appl Surf Sci* 2007; 253(11): 4866-4871.
33. Freeman R, Varanasi S, Meyers IA, Symons AL: Effect of air abrasion and thermo-cycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. *Dent Mater J* 2012; 31: 180-188.
34. Onisor I, Bouillaguet S, Krejci I. Influence of Different Surface Treatments on Marginal Adaptation in Enamel and Dentin. *J Adhes Dent*. 2007;9(3):297-303
35. Zanchi C, Pereira D'Avila O, Rodrigues S Jr et al.: Effect of additional acid etching on bond strength and structural reliability of adhesive systems applied to caries-affected dentin. *J Adhes Dent* 2010; 12(2): 109-115.
36. Kaaden C, Schmalz G, Powers J: Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth. *Clin Oral Invest* 2003; 7: 235-240.
37. Lenzi T, Braga MM, Raggio DP: Shortening the etching time for etch-and-rinse adhesives increases the bond stability to simulated caries-affected primary dentin. *J Adhes Dent* 2014; 16(3): 235-241.
38. Aminabadi NA, Najafpour E, Erfanparast L et al.: Class III Restoration of Anterior Primary Teeth: *In Vitro* Retention Comparison of Conventional, Modified and Air-abrasion Treated Preparations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2014; 8(2): 89-94.
39. Nejad SJ, Razavi M, Birang R, Atefat M: *In vitro* study of microleakage of different techniques of surface preparation used in pits and fissures. *Indian J Dent Res* 2012; 23(2): 247-250.
40. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA: Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res* 1996; 75(6): 1396-1403.
41. Bolaños-Carmona V, González-López S, Briones-Luján T et al.: Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dent Mater* 2006; 22(12): 1121-1129.
42. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J: Effect of Caries-affected Dentin Hardness on the hear Bond Strength of Current Adhesives. *J Adhes Dent* 2008; 10(6): 431-440.
43. Sardella TN, Alves de Castro F, Sanabe M, Hebling J: Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *J Dent* 2005; 33(5): 355-362.
44. Mithiborwala S, Chaugule V, Munshi AK, Patil V: A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An *in vitro* study. *Contemp Clin Dent* 2012; 3(2): 158-163.
45. Sokołowski G, Pacyk A, Łapińska B et al.: Wpływ samotrąwiających systemów wiążących na połączenie cementów samo adhezyjnych z zębina. *Protet Stomatol* 2014; 64(3): 186-194.
46. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y et al.: Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28(3): 215-235.
47. Yazici AR, Karaman E, Ertan A et al.: Effect of different pre-treatment methods on dentin bond strength of a one-step self-etch adhesive. *J Contemp Dent Pract* 2009; 10(1): 41-48.

48. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS: Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009; 25(10): 1187-1194.
49. Majewska-Beśka S, Szczepańska J: Badanie wytrzymałości połączenia materiału kompozytowego z powierzchnią żębiny zębów mlecznych po opracowaniu metodą abrazyjną i tradycyjną – badania doświadczalne. *Nowa Stomatol* 2015; 1: 17-22.
50. Courson F, Boutern D, Ruse N, Degrange M: Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil* 2005; 32(4): 296-303.
51. Krämer N, Frankenberger R: Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent* 2007; 17(1): 2-9.
52. Penmetsa RK, Sri Rekha A, Poppuri KC et al.: An *In vitro* Evaluation of Antibacterial Properties of Self Etching Dental Adhesive Systems. *J Clin Diagn Res* 2014; 8(7): 1-5.
53. Nakaoki Y, Sasakawa W, Horiuchi S et al.: Effect of double-application of all-in-one adhesives on dentin bonding. *J Dent* 2005; 33(9): 765-772.
54. Kimmes NS, Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA: Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. *Oper Dent* 2010; 35(1): 112-119.
55. Naughton WT, Latta MA: Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 2005; 36(4): 259-262.
56. Ramesh KKR, Shanta Sundari K, Venkatesan A, Chandrasekar S: Depth of resin penetration into enamel with 3 types of enamel conditioning methods: A confocal microscopic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140(4): 479-485.
57. Glasspoole EA, Robert L, Erickson RL, Davidson CL: Effect of enamel pretreatments on bond strength of compomer. *Dent Mater* 2001; 17(5): 402-408.
58. Jodkowska E, Karaś J: Porównanie wytrzymałości na ścinanie wiązania szkliwa i żębiny z kompozytami. *Dent Med Probl* 2010; 47(4): 435-440.

nadesłano:

11.06.2019

zaakceptowano do druku:

18.07.2019