

Current views on adhesive bonding systems

Współczesne poglądy dotyczące systemów wiążących

Monika Łukomska-Szymańska, Jerzy Sokołowski, Barbara Łapińska

Zakład Stomatologii Ogólnej, Katedra Stomatologii Odtwórczej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, Polska
Department of General Dentistry, Chair of Restorative Dentistry, Medical University of Lodz, Poland
Head: prof. J. Sokołowski

Abstract

Dental bonding systems are flowable resin-based materials that produce indirect adhesive layer. These materials are applied to bond composite material to prepared surface of enamel and/or dentine. Reliable bonding of direct and indirect dental restoration to tooth structures depends on the proper choice of adhesive strategy corresponding with morphology of hard dental tissues. The aim of the article is to present the development of dental bonding systems and their bonding mechanism to enamel and dentine. Nowadays, universal multi-mode bonding systems gain growing popularity among dental practitioners due to simplified application procedure and versatile clinical indications, including bonding to glass and zirconia ceramics or metal. Yet, the bond strength of these universal adhesives to hard dental tissues may vary depending on their composition and adhesive mode used. Given all the above-mentioned aspects of performance, clinicians must carefully consider the choice of dental adhesives to achieve the best desirable clinical effect of the restorative treatment.

Streszczenie

Systemy wiążące to płynne materiały na bazie żywic, tworzące pośrednią warstwę adhezyjną, dzięki której powstaje połączenie materiału kompozytowego z odpowiednio przygotowaną powierzchnią szkliwa i zębiny. Trwałość połączenia bezpośrednich lub pośrednich uzupełnień z tkankami zęba zależy w dużym stopniu od wyboru odpowiedniej techniki adhezyjnej. **Celem pracy** jest zaprezentowanie rozwoju dentystycznych systemów wiążących oraz przedstawienie mechanizmu ich łączenia z tkankami twardymi zęba, tj. szkliwem i zębina. Obecnie, uniwersalne systemy wiążące cieszą się coraz większą popularnością wśród lekarzy klinicystów z uwagi na uproszczoną procedurę aplikacji oraz szerokie zastosowanie kliniczne, obejmujące również łączenie z ceramiką szklaną i cyrkonową oraz metalem. Jednakże, wytrzymałość połączenia uniwersalnych systemów wiążących do twardych tkanek zęba może różnić się w zależności od składu systemu, jak również rodzaju techniki, w której zostanie on użyty. **Wniosek.** Lekarze klinicyści powinni rozważyć wybór systemu wiążącego w zależności od przypadku klinicznego rekonstrukcji utraconych tkanek zęba.

KEYWORDS:

bonding systems, dentine, adhesive layer, smear layer, adhesion

HASŁA INDEKSOWE:

systemy wiążące, zębina, warstwa adhezyjna, warstwa mazista, adhezja

Dental bonding systems are flowable resin-based materials that produce indirect adhesive layer. These materials are applied to bond composite material to prepared surface of enamel and/or dentine. Diverse composition, properties and applications procedures of bonding systems cause difficulties in their uniform classification. One of the main classification systems is one based on subsequent generations focusing on magnitude of

Systemy wiążące to płynne materiały na bazie żywic, tworzące pośrednią warstwę adhezyjną, dzięki której powstaje połączenie materiału kompozytowego z odpowiednio przygotowaną powierzchnią szkliwa i zębiny. Zróżnicowany skład, właściwości i procedury aplikacji systemów wiążących są przyczyną trudności w stworzeniu ujednoliconej klasyfikacji. Jednym ze stosowanych podziałów jest podział systemów wiążących na

bonding strength to dentine, chemical composition and when they were launched.

New classification of bonding systems – the clinical one, based on the application method and smear layer modification – involves contemporary systems. This classification distinguishes four types, while those systems that are not used any more are excluded (generations from the 1st to the 3rd). It organizes contemporary bonding systems according to their interaction with a smear layer and the number of steps required for adhesive treatment.

Complete classification, together with examples of adhesive systems, is presented in Table 1.

Upon preparation, the tooth surface is usually unevenly covered with a smear layer of 0.5–2.0 µm thick, containing amorphous dentine with hydroxyapatite and denatured collagen, as well as bacteria, saliva and blood. Smear plugs fill dentinal orifices, therefore the permeability of the smear layer is up to 98% lower than that of the etched dentine.¹

The first bonding systems were designed to retain the smear layer since it was believed to protect the pulp against harmful stimuli and to reduce outward fluid flow inside dentinal tubules. Unfortunately, the smear layer is an unstable substrate for adhesive bond. To obtain a strong and hermetic bond, proper dentine treatment is required. It involves the removal or the modification of the smear layer and monomer penetration into deeper, demineralized collagen matrix. The dentine bond strength for the 1st – 3rd generation was low (not exceeding 10 MPa). Due to the composite material shrinkage, it did not guarantee marginal seal of the adhesive interface that together with attempts to remove the smear layer (acid etching of dentine) resulted in microleakage and pulp inflammation.

It all changed dramatically when the 4th – 7th generation (type I–IV) bonding systems were developed with the bond strength to dentine exceeding 20 MPa that provided hermetic bond and prevented mikroleakage. In order to achieve bond between dental tissues and Total-Etch (TE) (type I and II; 4th and 5th generations) bonding systems, proper surface treatment of the cavity walls is required. Collagen matrix and dentinal

kolejne generacje z uwagi na wielkość uzyskanej siły połączenia z zębina, skład chemiczny systemu oraz czas ich powstania.

Nowy podział systemów wiążących – kliniczny, oparty na sposobie aplikacji i postępowania z warstwą mazistą – nie uwzględnia systemów wiążących, które nie są już używane (od 1 do 3 generacji), a obejmuje jedynie obecnie stosowane systemy wiążące, które dzielą się na cztery typy. Podział ten porządkuje współczesne systemy wiążące w sposób, który pozwala jednoznacznie określić sposób postępowania z warstwą mazistą oraz liczbę etapów potrzebnych do adhezyjnego przygotowania twardych tkanek zęba.

Pełne zestawienie podziałów na generacje i typy oraz przykłady systemów wiążących przedstawia tabela 1.

Powierzchnia zęba po opracowaniu jest zwykle nierównomiernie pokryta warstwą mazistą o grubości 0,5-2,0 µm, która zawiera bezpostaciową zębina zawierającą hydroksyapatyt i zdenaturowany kolagen oraz bakterie, ślinę i krew. Czopy warstwy mazistej wypełniają ujścia kanalików, co sprawia, że przepuszczalność warstwy mazistej jest mniejsza o 98% niż przepuszczalność wytrawionej zębiny.¹

Pierwsze systemy wiążące zachowywały warstwę mazistą, ponieważ w przeszłości uważano, że chroni ona miazgę przed szkodliwymi bodźcami i zmniejsza ruch płynów w kierunku na zewnątrz w kanalikach zębinowych. Niestety warstwa mazista stanowi niestabilny substrat dla wytworzenia połączenia adhezyjnego. Aby to połączenie było wystarczająco silne i szczelne, konieczne jest odpowiednie przygotowanie zębiny poprzez usunięcie lub modyfikację warstwy mazistej oraz penetrację monomerów w głąb leżącej poniżej, zdeminielizowanej matrycy kolagenowej. Połączenie wytworzone z zębina przez systemy wiążące 1-3. generacji z uwagi na niską wytrzymałość, nieprzekraczającą 10 MPa, przy skurczu materiału kompozytowego nie gwarantowało jednak zachowania szczelności połączenia, co po próbach usunięcia warstwy mazistej (trawienia zębiny kwasem) było przyczyną mikroprzecieku i powikłań zapalnych.

Sytuacja uległa radykalnej zmianie wraz z opracowaniem systemów wiążących 4-7 generacji

Table 1. Classification of bonding systems

Generation 4	Generation 5	Generation 6	Generation 7	Multimode adhesives
type I	type II	type III	type IV	
TE systems				
Removal of smear layer				
SE systems				
Modification of smear layer				
1 step				
SE&SEE&TE systems				
3 (4) steps	2 steps			
Etching Primer Adhesive (Enamel Bond)	Etching Primer/Bond	Self-Etching Primer Bond	Self-Etching Bonding System (A+B)	Self-Etching Bonding System (All-In-One)
Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE)	Adper Single Bond 2 (3M ESPE)	AdheSe (Ivoclar Vivadent)	Adper Prompt (3M ESPE)	AdheSe One F (Ivoclar Vivadent)
All Bond 2 (Bisco)	Bond LC (Sparklife)	Clearfil Protect Bond (Kuraray)	Adper Prompt-L-Pop (3M ESPE)	All-Bond Universal (Bisco)
All Bond 3 (Bisco)	ENA Bond (Micerium)	Clearfil SE BOND (Kuraray)	All Bond SE (Bisco)	CLEARFIL Universal Bond Quick (Kuraray)
OptiBond FL (Kerr)	Excite F (Ivoclar Vivadent)	Comfax (DMG)	Futurabond NR (VOCO)	Futurabond M (VOCO)
Syntac (Ivoclar Vivadent)	Gluma 2bond	OptiBond XTR (Kerr)	Xeno III (Dentsply)	Futurabond U (VOCO)
Bond-It (Pentron Clinical)	(Heraeus Kulzer)	Ed Primer Panavia (Kuraray)		G-Premio BOND (GC)
Bond 1 Primer/Adhesive (Pentron Clinical)	One-Step Plus (Bisco)	Prelude (Darville)		OptiBond Universal (Kerr)
	OptiBond SOLO Plus (Kerr)	Unifil Bond (GC Corporation)		Prime&Bond Elect Universal
	PQ 1 (Ultradent)	Microbond (Saremco)		Dental Adhesive (Dentsply)
	Prime&Bond NT (Dentsply)			Prime&Bond One Select (Dentsply)
	Solist (DMG)			Prime&Bond Universal (Dentsply)
	Te-Econom Bond (Ivoclar Vivadent)			Scotchbond Universal Adhesive (3M ESPE)
	XP Bond (Dentsply)			Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE)

tubules orifices should be exposed to achieve micromechanical retention on the enamel and dentine surface. Clinical procedures involve acid etching of enamel and dentine, rinsing the acid off with water, drying the surface and one-, two- or three-step application of the bonding system.

The development of the 4th generation (type I) of bonding systems allowed achieving predictable and good clinical results. *Fusayama et al.*² searched for ways of simplifying the adhesive treatment of dental tissues. They attempted to etch simultaneously enamel and dentine with 40% orthophosphoric acid (Total-Etch). Acid etching of the enamel creates retentive etching pattern, while dentine etching removes the smear layer, exposing collagen fibers. As a result of total demineralization of intratubular dentine on the depth of 5–8 μm , nanometric porosities are created. It enables infiltration of solvated comonomers into and around collagen fibers.³

After rinsing the etchant and drying the surface, hydrophilic primer is applied to dentine. It contains collagen binding monomers (HEMA, NTG-GMA, BPDM, PEG-DMA), dispersed in volatile solvents, enhancing material penetration into dentine. Hydrophobic bond is applied in the second step. It covers the surface of the enamel and dentine, fills microretentions in enamel and penetrates dentinal tubules. After infiltration of decalcified and modified dentine surface, dimethacrylates within the bond bind with methacrylate monomer groups. They bind the collagen to create the hybrid layer. In vital teeth, dentinal tubules are filled up to the depth of 20–30 μm , while in endodontically treated teeth – up to the depth of 400 μm .⁴ Resin tags in dentinal tubules provide the chemical bond between resin and collagen, additional mechanical micro-retention. The latter creates the most effective bond between composite material and dentine.⁵ The high bond strength may result from reduced water content within the hybrid layer. The decrease in water volume occurs during etching due to the removal of water absorbing proteoglycans.⁶ Unfortunately, the 4th generation systems are susceptible to working technique, and therefore their clinical performance is highly operator-dependent.

(typu I-IV), które wiążą zębinę z siłą przekraczającą 20 MPa, co zapewnia szczelność połączenia i zapobiega mikroprzeciekom. Uzyskanie połączenia za pomocą systemów wiążących Total-Etch (TE) (typ I i II; 4. i 5. generacja) z tkankami zęba wymaga odpowiedniego przygotowania powierzchni ubytku w celu wytworzenia mikromechanicznych retencji na powierzchni szkliwa i zębiny (odsłonięcie matrycy kolagenowej oraz ujść kanalikowych). Procedury kliniczne polegają na wytrawieniu szkliwa i zębiny kwasem, wypłukaniu kwasu wodą, osuszeniu powierzchni tkanek twardych zęba oraz jedno- bądź dwu- lub trzyetapowej aplikacji systemu wiążącego.

Dopiero stworzenie systemów 4. generacji (typ I) pozwoliło na uzyskanie przewidywalnych i dobrych wyników klinicznych. Zawdzięczają one swoje istnienie *Fusayamie* i wsp.,² którzy w poszukiwaniu sposobów uproszczenia adhezyjnego przygotowania tkanek zęba trawili 40-procentowym kwasem ortofosforowym równocześnie szkliwo i zębinę (Total-Etch). Trawienie szkliwa prowadzi do wytworzenia retencyjnego wzoru trawienia szkliwa, natomiast trawienie zębiny powoduje usunięcie warstwy mazistej i odsłonięcie włókien kolagenowych zębiny. Efektem całkowitej demineralizacji zębiny międzykanalikowej na głębokość 5-8 μm jest powstanie porowatości rzędu nanometrów. Pozwala to na penetrację solwatowanych komonomerów w głąb i dookoła włókien kolagenowych.³

Po wypłukaniu wytrawiacza i osuszeniu powierzchni aplikuje się na zębinę hydrofilny primer, który zawiera monomery wiążące kolagen (HEMA, NTG-GMA, BPDM, PEG-DMA), zawieszony w lotnych rozpuszczalnikach ułatwiających penetrację materiału w głąb zębiny. Hydrofobowy bond aplikowany jest w drugim etapie. Pokrywa on powierzchnię szkliwa i zębiny, wypełnia mikroretencje w szkliwie i wnika do kanalików zębinowych. Po przeniknięciu odwapnionej i zmodyfikowanej powierzchni zębiny zawarte w nim dimetakrylany łączą się z grupami metakrylanowymi monomerów, które wiążą kolagen, tworząc warstwę hybrydową. W zębach z żywą miazgą kanaliki zębinowe są wypełnione do głębokości 20-30 μm , a w zębach leczonych endodontycznie do głębokości 400 μm .⁴

The fifth generation (type II) of bonding systems manifests mechanism of action similar to the 4th generation bonding systems. The use of these systems involves the application of one or more layers of a one-component bonding system. While the first layer serves as primer, the consecutive layers serve as bond. These materials create the hybrid layer that provides a strong bond to both enamel and dentine (*in vitro* studies) and a very good retention of the restorations (*in vivo* studies). Their physicochemical properties and application technique were supposed to prevent the collapse of matrix collagen.⁷ Unfortunately, like the 4th generation bonding systems, they are susceptible to working technique. These systems exhibit lower ability to impregnate collagen matrix and greater susceptibility of the collagen bond to hydrolysis in comparison with the 4th generation.⁸ It is believed that application of 3-step TE systems (etching, primer, adhesive) enables primer copolymerization, while low hydrophilic activity of polymerized resin provides optimal hybridization and lower susceptibility to water degradation.⁹

The etching (TE systems) of dentine surface can effectively reduce the amount of microorganisms in the cavity.¹⁰⁻¹³ However, pathogens cannot be totally eliminated.^{13,14} If the TE bonding system does not show antibacterial activity, that step may be the only chance to eradicate bacterial cells in the cavity. Antibacterial properties of orthophosphoric acid against *E. faecalis*, *S. mutans*, *S. salivarius*, *A. actinomycetemcomitans* were examined.^{11,15} Esteves et al.¹⁶ found that orthophosphoric acid exhibits antibacterial activity against *Streptococci* similar to chlorhexidine. Its antibacterial activity can be related to higher concentration of hydrogen ions that suppress microorganism metabolism and growth.¹⁷ The effect is not that strong *in vivo*, as the acid stays on the tooth surface for up to 20-30 seconds and must be rinsed off with water before further adhesive procedures. For that reason, some researchers believe that antibacterial activity of orthophosphoric acid is of no clinical importance.¹⁸

Additional factor enhancing dentine infection when the cavity is rinsed after acid-etching is the

Wypustki wnikaające do kanalików zębinowych odpowiadają, obok chemicznego połączenia żywicy z kolagenem, za dodatkową mechaniczną mikroretencję, co stanowi najbardziej efektywny sposób łączenia materiałów kompozytowych z tkankami zęba.⁵ Wysoka wytrzymałość jest prawdopodobnie wynikiem zmniejszenia zawartości wody w warstwie hybrydowej. Za to zjawisko odpowiedzialne jest usunięcie proteoglikanów wiążących wodę w trakcie procesu trawienia.⁶ Niestety systemy tej generacji są wrażliwe na technikę pracy, stąd też efekt ich stosowania dużej mierze zależy od umiejętności klinicysty.

Piąta generacja (typ II) systemów wiążących ma podobny mechanizm działania jak systemy wiążące 4. generacji. Natomiast ich aplikacja polega na nałożeniu jednej lub kilku warstw jedno-składnikowego systemu wiążącego, przy czym pierwsza warstwa pełni rolę primera, a następne warstwy – bondu. Materiały te poprzez wytworzenie warstwy hybrydowej pozwalają na uzyskanie silnego połączenia zarówno ze szkliwem, jak i z zębiną (badania *in vitro*) oraz bardzo dobrej retencji wypełnień (badania *in vivo*). Ich właściwości fizykochemiczne i technika aplikacji miały zapobiegać zapadnięciu się matrycy kolagenowej.⁷ Niestety są one, podobnie jak systemy 4. generacji, wrażliwe na technikę pracy. Charakteryzuje je mniejsza, w porównaniu z systemami 4. generacji, zdolność do impregnacji matrycy kolagenowej oraz większa podatność na hydrolizę połączenia wytworzonego z kolagenem.⁸ Uważa się, że zastosowanie trój etapowych systemów TE (trawienie, primer, adhesive) ułatwia kopolimeryzację primera, a niska hydrofilność spolimeryzowanej żywicy zapewnia optymalną hybrydyzację i mniejszą podatność na degradację wodną.⁹

W przypadku systemów TE etapem mogącym skutecznie zmniejszać liczbę mikroorganizmów w ubytku jest trawienie powierzchni zębiny,¹⁰⁻¹³ jednak nie uzyskuje się ich całkowitej eliminacji.^{13,14} Jeżeli system wiążący TE nie wykazuje działania przeciwbakteryjnego, ten etap postępowania może okazać się jedyną szansą zabicia komórek bakteryjnych w ubytku. Przeciwbakteryjne działanie kwasu ortofosforowego wykazano wobec *E. faecalis*, *S. mutans*, *S. salivarius*, *A.*

lack of aseptic conditions in the oral cavity. The reasons are bacterial and fungal flora present in the oral cavity that may contact dental tissues unless a rubber dam is applied, as well as the inability to obtain absolutely biologically clean water in water-spray syringes of dental units, even in those equipped with water disinfection systems.

Introduction of self-etching bonding systems (SE systems) in the early 1990s enabled adhesive treatment of dental tissues without the acid etching stage. From then on, all etching and bonding procedures on the cavity surface take place simultaneously. Omitting the acid-etching stage is possible due to presence of acidic monomers in the composition of SE systems. Acidic monomers, e.g. 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate monomer (10-MDP) or 2-methacryloxyethyl phenyl hydrogen phosphate (phenyl-P), are bifunctional chemical compounds with acidic and methacrylic groups exhibiting dual mechanism of action. Thanks to the presence of acidic groups, they have the ability to etch the surface of hard dental tissues similarly to orthophosphoric acid. However, they also can bond chemically with calcium or phosphate of the hydroxyapatites. The monomer of 10-MDP creates very stable bond with hydroxyapatite producing calcium salts with low water solubility in comparison to other monomers.¹⁹

On the other hand, the monomer enables polymerization of methacrylate groups of acidic primers with methacrylate dimethacrylate groups of the bonding system. This reaction results in incorporation of these groups into the adhesive layer. The most commonly used acidic monomers in those systems are created in esterification process between alcohol and methacrylic acid. The resulting ester in substitution reaction with phosphoric or carboxylic acid creates acidic monomer.²⁰ SE systems, despite chemical bond to hydroxyapatites, can also bond with dentinal collagen. The monomer that is responsible for creating the bond with the collagen is hydroxyethylmethacrylate (HEMA); it bonds collagen's NH_3 groups with its own OH^- groups.

The 6th generation involves one- or two-step self-etching bonding systems. The procedure

actinomycetemcomitans.^{11,15} Jak wynika z badań Esteves i wsp.,¹⁶ kwas ortofosforowy wykazuje zbliżone właściwości przeciwbakteryjne wobec paciorkowców jak chlorheksydyna. Jego działanie przeciwbakteryjne może być związane ze zwiększonym stężeniem jonów wodorowych, które hamują metabolizm i wzrost mikroorganizmów.¹⁷ Efekt ten nie jest jednak tak silny w warunkach klinicznych, ponieważ kwas pozostaje na powierzchni zęba jedynie kilkanaście sekund i musi zostać spłukany wodą przed dalszymi procedurami adhezyjnymi. Z tego powodu niektórzy badacze uważają, że przeciwbakteryjne działanie kwasu ortofosforowego nie ma znaczenia w praktyce klinicznej.¹⁸

Dodatkowym czynnikiem sprzyjającym zakażeniu zębiny w trakcie procedur płukania ubytku po trawieniu kwasem jest brak możliwości zachowania warunków aseptycznych w trakcie prowadzenia w jamie ustnej zabiegów stomatologicznych. Powodem tego jest obecność w jamie ustnej flory bakteryjnej i grzybiczej, która może mieć kontakt z tkankami zęba, jeżeli nie zastosowano koferdamu oraz niemożność zachowania czystości biologicznej wody do płukania w dmuchawkach trzyfunkcyjnych, nawet w unitach stomatologicznych wyposażonych w systemy dezynfekcji wody.

Wprowadzenie samotrawiących systemów wiążących (systemy SE) na początku lat 90. ubiegłego wieku pozwoliło na adhezyjne przygotowanie tkanek zęba z pominięciem etapu trawienia ubytku kwasem. Dzięki temu już od momentu aplikacji systemu SE, wszystkie procedury trawienia i wiązania powierzchni ubytku przebiegają jednocześnie. Pominięcie trawienia kwasem jest możliwe dzięki obecności w składzie systemów SE kwaśnych monomerów. Kwaśne monomery, np. monomer fosforanu 10-metakryloksydecyldiwodorowego (10-MDP) lub wodorofosforanu 2-metakryloilo-oksyetylofenylu (fenylu-P), są związkami chemicznymi o charakterze dwufunkcyjnym, zawierającymi grupy kwasowe oraz metakrylanowe. Mechanizm działania kwaśnych monomerów polega na zdolności – dzięki obecności grup kwasowych – do wytrawiania powierzchni tkanek zęba (jak w przypadku działania kwasu ortofosforowego) oraz do wytwarzania wiązania chemicz-

only consist in the application of (one- or two-component) acidic primer on the dried cavity surface or primer application and its drying followed by bond application and polymerization. The 7th generation systems, introduced in 2002, are in other words the 6th generation systems with a simplified clinical procedure. The bonding system is now presented in one bottle (“All In One”) that serves as etchant, primer and bond, thus eliminating the need to mix the components and multistep preparation procedure.

Incorporating acidic primers in composition of self-etch adhesives may be responsible for their antibacterial activity against *E. faecalis*²¹ or *S. mutans*.¹⁶

The key factor in the bond between hard dental tissues and composite materials when SE systems are used is the copolymerization of hydrophobic parts of bifunctional monomer with other structural dimethacrylates (monofunctional monomers) (e.g. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, GDMA).²⁰ The adhesive layer differs from the layer created in the TE technique. The hybrid layer of SE bonding systems is at the same time the adhesive layer, in contrast to the TE systems, where the interface between hybrid and adhesive layers is clearly visible. Moreover, the layer in the TE systems is at least 20 μm thick, while the SE bonding systems create hybrid layer of 0.5 to several μm thick.^{22,23}

These differences result from application procedures of both groups of the bonding systems. The mixture of partially dissolved elements of the smear layer, hydroxyapatite precipitates bonded by acidic monomers and collagen fragments is created on the cavity surface during SE system application. SE systems do not totally remove smear plugs, inducing minimal flow of dentinal fluid. The initiation of the polymerization process always leads to complete polymerization of the SE bonding system. The polymerized adhesive layer is more resistant to hydrolysis and is more homogenous in terms of the bonding system infiltration into the collagen matrix and the micro-retention to enamel and dentine. Moreover, the majority of *in-vitro* studies suggest that the application of two or three layers of one-step self-

nego z wapniem lub fosforem hydroksyapatytów. Monomer fosforanu 10-MDP tworzy z hydroksyapatytem bardzo stabilne wiązanie, a powstałe sole wapnia mają niską rozpuszczalność w wodzie w porównaniu z innymi monomerami.¹⁹

Z drugiej strony, monomer pozwala na polimeryzację grup metakrylanowych kwaśnych primerów z grupami metakrylanowymi dimetakrylanów systemu wiążącego, co umożliwia wbudowanie ich w warstwę łączącą. Najczęściej wykorzystywane w tych systemach kwaśne monomery powstają najpierw w procesie estryfikacji między alkoholem a kwasem metakrylowym. Powstaje wówczas ester, który w reakcji podstawienia z kwasem fosforowym lub kwasem karboksylowym tworzy kwaśny monomer.²⁰ Samotrawiące systemy wiążące oprócz chemicznego połączenia z hydroksyapatytami mają możliwość wiązania z kolagenem zębiny. Monomerem odpowiedzialnym za wytworzenie połączenia z kolagenem jest hydroksyetylometakrylan (HEMA). Łączy on grupy NH₃ kolagenu z własnymi grupami OH.

Czwartą generację systemów wiążących stanowią jedno- bądź dwuetapowe samotrawiące systemy wiążące. Postępowanie polega jedynie na aplikacji (jedno- lub dwuskładnikowego) kwaśnego primera na osuszoną powierzchnię ubytku lub na nałożeniu primera i jego osuszeniu, a następnie nałożeniu bondu oraz polimeryzacji. Systemy wiążące należące do siódmej generacji, wprowadzone w 2002 roku, stanowią uproszczenie systemów 6. generacji pod względem postępowania klinicznego. Dzięki zastosowaniu systemu wiążącego w jednej butelce („all in one”), który pełni rolę wytrawiacza, primera oraz bondu, wyeliminowano konieczność mieszania składników i postępowania wieloetapowego.

Wprowadzenie kwaśnych primerów do składu samotrawiących systemów wiążących może decydować o ich właściwościach przeciwbakteryjnych wobec *E. faecalis*²¹ or *S. mutans*.¹⁶

Bardzo ważnym elementem tworzenia połączenia materiału kompozytowego z twardymi tkankami zęba za pomocą systemów SE jest kopolimeryzacja hydrofobowej części dwufunkcyjnych monomerów z innymi dimetakrylanami strukturalnymi (monofunkcyjnymi monomerami) (np.

etch adhesive may increase its bond strength to dentine.²⁴

Recently, classification of bonding systems in generations has been replaced with adhesive strategy classification.²⁵ It involves: etch-and-rinse, self-etch and multi-mode strategies, depending on how the adhesive interacts with the smear layer. Etch-and-rinse and self-etch strategies correspond to the 4-5th and the 6-7th generations, respectively (Table 1), whereas the multi-mode strategy involves universal adhesives that can be used in etch-and-rinse, self-etch as well as in selective enamel etching techniques. Selective enamel etching (SEE) comprises two previous adhesive strategies, and was designed to overcome problems of achieving marginal adaptation in enamel when using only self-etching bonding system.

Summary

Nowadays, universal multi-mode bonding systems gain growing popularity among dental practitioners due to simplified application procedure and versatile clinical indications, including bonding to glass and zirconia ceramics or metal.²⁶⁻³⁰ Yet, the bond strength of these universal adhesives to hard dental tissues may vary depending on their composition and the adhesive mode used.³¹⁻³³

Given all the above-mentioned aspects of performance of bonding systems, clinicians must carefully consider the choice of dental adhesives to achieve desirable clinical effect of restorative treatment.

Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, GDMA).²⁰ Tak powstała warstwa łącząca różni się jednak od warstwy powstającej w przypadku korzystania z techniki Total-Etch. W przypadku samotrawiących systemów wiążących cała warstwa hybrydowa jest jednocześnie warstwą łączącą w przeciwieństwie do systemów TE, gdzie granica między warstwą hybrydową a łączącą jest bardzo wyraźnie widoczna. Ponadto grubość tej warstwy w przypadku systemów TE wynosi co najmniej 20 μm , natomiast systemy wiążące SE wytwarzają warstwę hybrydową o grubości od 0,5 do kilku μm .^{22,23}

Różnice te wynikają z procedur aplikacji obu grup systemów wiążących. Podczas nakładania samotrawiących systemów wiążących na powierzchnię ubytku dochodzi do wytworzenia swoistej mieszaniny, która zawiera częściowo rozpuszczone elementy warstwy mazistej, precypitaty hydroksyapatytów związane przez kwaśne monomery oraz fragmenty włókien kolagenowych. Systemy SE nie usuwają w całości czopów rozmazu, w związku z czym stopień przepływu zębinowego (kanalikowego) jest minimalny. W przypadku systemów samotrawiących proces inicjacji procesu polimeryzacji zawsze prowadzi do pełnej polimeryzacji systemu wiążącego. Tak spolimerizowana warstwa wiążąca jest odporniejsza na proces hydrolizy i jest bardziej homogenna pod względem przesylenia systemem wiążącym zarówno matrycy kolagenowej, jak i mikroretencji szkliwa i zębiny. Co więcej, na podstawie badań *in vitro* można przypuszczać, że aplikacja dwóch lub trzech warstw systemu wiążącego może przyczynić się do wzrostu wytrzymałości połączenia jednoetapowych samotrawiących systemów wiążących z zębina.²⁴

Ostatnio, klasyfikacja systemów wiążących ze względu na generacje jest wypierana przez podział systemów wiążących z uwagi na zastosowaną technikę adhezyjną.²⁵ Wyróżnia się tutaj techniki: „etch-and-rinse”, „self-etch” oraz uniwersalną (ang. multi-mode), w zależności od tego, w jaki sposób system wiążący oddziałuje na warstwę mazistą. Technika „etch-and-rinse” oraz „self-etch” odpowiadają kolejno generacjom 4. i 5. oraz generacjom 6. i 7. (Tabela 1), podczas gdy technika uniwersalna dotyczy systemów wiążących, które

mogą być stosowane zarówno w technice „etch-and-rinse”, „self-etch”, jak i w technice selektywnego wytrawiania szkliwa. Technika selektywnego wytrawiania szkliwa (ang. selective enamel etching, SEE) łączy w sobie dwie poprzednie techniki adhezyjne. Została ona zaproponowana jako technika alternatywna, pozwalająca na uzyskania większej szczelności brzeżnej w obrębie szkliwa w przypadku stosowania samotrawiących systemów wiążących.

Podsumowanie

Obecnie, uniwersalne systemy wiążące (mul-

ti-mode adhesives) cieszą się coraz większą popularnością wśród lekarzy klinicystów z uwagi na uproszczoną procedurę aplikacji oraz szerokie zastosowanie kliniczne, obejmujące również łączenie z ceramiką szklaną i cyrkonową oraz metalem.²⁶⁻³⁰ Jednakże, wytrzymałość połączenia uniwersalnych systemów wiążących do twardych tkanek zęba może różnić się w zależności od składu systemu, jak również rodzaju techniki, w której zostanie on użyty.³¹⁻³³

Lekarze klinicyści powinni rozważyć wybór system wiążącego w zależności od przypadku klinicznego rekonstrukcji utraconych tkanek zęba.

References

1. Pashley DH: Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent* 1984; Suppl. 3: 13-29.
2. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979; 58: 1364-1370.
3. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al.: State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011; 27: 1-16.
4. Walshaw PR, McComb D: Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence Int* 1996; 27: 619-625.
5. Munck J De, Landuyt K Van, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84: 118-132.
6. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano DE, et al.: Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008; 24: 90-101.
7. Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000; 131 (suppl.): 20S-25S.
8. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al.: Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003; 82: 136-140.
9. Reis AF, Giannini M, Pereira PNR: Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dent Mater* 2007; 23: 1164-1172.
10. Kramer PF, Zelante F, Simionato MR: The immediate and long-term effects of invasive and noninvasive pit and fissure sealing techniques on the microflora in occlusal fissures of human teeth. *Pediatr Dent* 1993; 15: 108-112.
11. Settembrini L, Boylan R, Strassler H, Scherer W: A comparison of antimicrobial activity of etchants used for a total etch technique. *Oper Dent* 1997; 22: 84-88.
12. Türkün M, Türkün LŞ, Ergücü Z, Ateş M: Is an antibacterial adhesive system more effective than cavity disinfectants? *Am J Dent* 2006; 19: 166-170.
13. Gu F, Bresciani E, Barata TJ, Fagundes TC, Navarro MF, Dickens SH, et al.: In vivo acid etching effect on bacteria within caries-affected dentin. *Caries Res* 2010; 44: 472-477.
14. Luglié PF, Delitala PP, Zanetti S, Sanna S: An in vivo bacteriological study on the effects of acid etching at the bottom of cavities. *Minerva Stomatol* 1998; 47: 19-26.
15. Arias-Moliz MT, Ferrer-Luque CM, Espigares-Rodríguez E, Liébana-Ureña J, Espigares-García M: Bactericidal activity of phosphoric acid, citric acid, and EDTA solutions against *Enterococcus faecalis*. *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology* 2008; 106: e84-e89.
16. Esteves CM, Ota-Tsuzuki C, Reis AF, Rodrigues J a: Antibacterial activity of various self-etching adhesive systems against oral streptococci. *Oper Dent* 2010; 35: 448-453.

17. Principles and practice of disinfection, preservation and sterilization. Editor: Russell A.D, Hugo W.B, Ayliffe G.A.J. Oxford: Wiley-Blackwell; 2012.
18. Imazato S, Torii Y, Takatsuka T, Inoue K, Ebi N, Ebisu S, et al.: Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 314-319.
19. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al.: Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004; 83: 454-458.
20. Moszner N, Salz U, Zimmermann J: Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater* 2005; 21: 895-910.
21. Lukomska-Szymanska M, Konieczka M, Zarzycka B, Lapinska B, Grzegorzczak J, Sokolowski J: Antibacterial activity of commercial dentine bonding systems against *E. faecalis*-flow cytometry study. *Materials* 2017; 10: 481.
22. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH: Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 1998; 23: 185-194.
23. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL: State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011; 27: 17-28.
24. Żęcin-Dereń A, Sokolowski J, Łapińska B: Contemporary views on multiple application of self-etch adhesives – review of literature. *J Stomatol* 2015; 68: 736-751.
25. Sezinando A: Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 2014; 55: 194-206.
26. Passia N, Lehmann F, Freitag-Wolf S, Kern M: Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc* 2015; 146: 729-734.
27. Makishi P, André CB, Silva JP Lyra e, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M: Effect of Storage Time on Bond Strength Performance of Multimode Adhesives to Indirect Resin Composite and Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Oper Dent* 2016; 41: 15-187-L.
28. Passia N, Mitsias M, Lehmann F, Kern M: Short communication Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 62: 268-274.
29. Elsayed A, Younes F, Lehmann F, Kern M: Tensile Bond Strength of So-called Universal Primers and Universal Multimode Adhesives to Zirconia and Lithium Disilicate Ceramics. *J Adhes Dent* 2017; 19: 1-8.
30. Lee H-Y, Han G-J, Chang J, Son H-H: Bonding of the silane containing multi-mode universal adhesive for lithium disilicate ceramics. *Restor Dent Endod* 2017; 42: 95-104.
31. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al.: Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012; 40: 475-484.
32. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al.: Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *J Dent* 2014; 42: 603-612.
33. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC: Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent* 2012; 25: 153-158.

Address: 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251

Tel.: +4842 6757461

e-mail: barbara.lapinska@umed.lodz.pl

Received: 21st August 2017

Accepted: 29th October 2017