

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Studijní program: Biomedicína

Studijní obor: Preventivní medicína



MUDr. Michal Dudek

**Vliv prostředí s korozním účinkem na
dlouhodobou stabilitu adhezního spoje
mezi sklovinou, dentinem
a kompozitními materiály**

**Effect of corrosion environment on the
long-term stability of composite material
to enamel and dentin bonds**

Disertační práce

Školitel: RNDr. Pavel Bradna, CSc.

Praha, 2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 22.3.2013

MUDr. Michal Dudek

Identifikační záznam

DUDEK, Michal. *Vliv prostředí s korozním účinkem na dlouhodobou stabilitu adhezního spoje mezi sklovinou, dentinem a kompozitními materiály. [Effect of corrosion environment on the long-term stability of composite material to enamel and dentin bonds]*. Praha, 2013. 79 s., Disertační práce (Ph.d.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav klinické a experimentální stomatologie. Školitel Bradna, Pavel RNDr. CSc.

Poděkování

Děkuji přednostce Ústavu klinické a experimentální stomatologie 1. LF UK a VFN v Praze, prof. MUDr. Janě Duškové, DrSc., MBA, za vytrvalou podporu během postgraduálního studia.

Děkuji svému školiteli, RNDr. Pavlu Bradnovi, CSc., za metodickou pomoc při koncipování mé práce, při publikaci dílčích výsledků a jejich prezentaci na zahraničních a domácích odborných konferencích a sympoziích. Zejména mu však chci poděkovat za soustavné vedení v laboratorní práci při studiu dlouhodobé odolnosti adhezního spoje.

Zvláštním díkem jsem zavázán prof. MUDr. Zdeňku Broukalovi, CSc. a Ing. Vlastě Fialové, CSc., za kontrolu publikovaných textů.

Michal Dudek

Obsah

1. Úvod	5
1.1 Kompozitní materiály	6
1.2 Složení a struktura tvrdých zubních tkání	9
1.2.1 Sklovina	9
1.2.2 Dentin	11
1.2.3 Smear layer	13
1.3 Adhezní spoj	16
1.4 Dentální adhezivní systémy	17
1.4.1 Chronologické dělení adheziv	17
1.4.2 Klinicky orientovaná klasifikace adhezivních systémů	19
1.4.2.1 Leptací a oplachovací adheziva (Etch-and-rinse, ERA)	19
Leptání (Etching)	19
Aplikace primeru (Primer application, Priming)	21
Aplikace bondu (Bonding)	24
1.4.2.2 Samoleptací adheziva (Self-etch, SEA)	25
A) Dělení dle pracovního postupu	25
B) Dělení dle morfologie hybridní vrstvy	25
1.4.3 Dlouhodobá životnost adhezního spoje	29
1.4.3.1 Degradace adhezního spoje	29
1.4.3.2 Odolnost adhezního spoje vůči působení peroxidových bělicích gelů	32
2. Hypotézy a cíle práce	36
2.1 Pracovní hypotézy	36
2.2 Cíle práce	36
3. Materiály a metodika	40
3.1 Materiály	40
3.2 Uspořádání studie	40
3.3 Měření pevnosti vazby smykovým zatížením	42
3.3.1 Příprava vzorků	42
3.3.2 Vlastní měření	42
3.4 Mikroskopická analýza	43
3.4.1 Fraktografická analýza	43
3.4.2 Hodnocení leptacího potenciálu adheziv	43
3.5 Statistická analýza dat	43
4. Výsledky	46
4.1 Pevnost vazby při smykovém zatížení	46
4.2 Fraktografická analýza	48
4.3 Leptací potenciál adheziv	55
5. Diskuse	57
6. Závěry	62
6.1 Z teoretické části práce	62
6.2 Z praktické části práce	62
7. Použitá literatura	64
8. Souhrn	73
9. Summary	75
10. Seznam publikací doktoranda	77
10.1 Publikace, které jsou podkladem disertace	77
10.2 Publikace široce související s tématem disertace	77
10.3 Prezentace na kongresech a sympoziích	77
11. Seznam zkratk	79

1. Úvod

V průběhu dvacátého století můžeme sledovat několik paralelních linií výzkumu a řešení problematiky zubního kazu, jehož prevalence ve vyspělých populacích kulminovala v závěru devatenáctého a v první polovině dvacátého století. Kazivá destrukce chrupu se stala jednou z nejčastějších poruch zdraví, postihující všechny věkové kategorie a téměř všechny jedince (Marthaler 2004).

Zprvu to byl vývoj a praktické využití možností ošetření kazu náhradou ztracených tvrdých zubních tkání různými biotolerantními materiály, které na principu mechanické retence po vložení do vypreparovaného defektu rekonstruovaly zubní korunku, bránily progresi zubního kazu a byly dlouhodobě stabilní v ústním prostředí. Ekonomická i technologická nenáročnost tohoto způsobu ošetření zubního kazu vedla ke značnému rozšíření jeho dostupnosti v celé populaci.

Vysoká prevalence zubního kazu, postihujícího jedince od časného dětského věku, vedla k hledání cest omezení nebo prevence kariézní ataky, neboť paralelně probíhající experimentální i klinický výzkum jejího mechanismu přinesl důkazy o úloze kyselin, vznikajících v ústech štěpením sacharidového substrátu lidské výživy při metabolismu mikroorganismů. Zprvu empirické, později prokázané poznatky o ochranném účinku fluoridů v ústním prostředí, omezujících účinek mikrobiálních metabolitů na chemickou a strukturální stabilitu sklovinného minerálu přinesly do praxe účinné prostředky prevence zubního kazu a tento směr výzkumu a aplikací jeho výsledků probíhá dodnes (Buzalaf, Pessan a kol. 2011).

Dostupnost ošetření zubního kazu a účinnost fluoridových forem jeho prevence vedly ke snížení ztrát zubů, čímž se ve střední a starší populaci začala objevovat větší potřeba léčby onemocnění závěsného aparátu zubů – parodontu a podrobného poznání mechanismu jeho vzniku a prevence. V experimentálních i klinických studiích byl prokázán mikrobiální původ těchto onemocnění a tím potřeba uplatnění antimikrobiální léčebné i preventivní strategie. Výsledkem tohoto poznání byl akcent na pravidelnou redukci mikrobiální populace v dutině ústní mechanickým čištěním chrupu a lokální aplikací antimikrobiálních látek ve formě speciálních zubních past a výplachů.

Současně byly vyvinuty výplňové materiály a adhezivní technologie, umožňující rekonstrukci zubů s kazivými defekty, které měly proti původním materiálům a ošetrovacím postupům mnohé výhody, např. shodu barvy a vzhledu s okolními zdravými zubními tkáněmi,

akceptovatelnou mechanickou odolnost a u některých materiálů možnost chemické vazby k zubním tkáním. Ke stabilitě takového ošetření kazivých defektů již nebyla nutná invazivní preparace retenčního tvaru kazivého defektu, stačilo pouze odstranění definitivně poškozených zubních tkání. Tím získalo moderní ošetřování zubního kazu samo o sobě preventivní dimenzi (Alani a Bishop 2012).

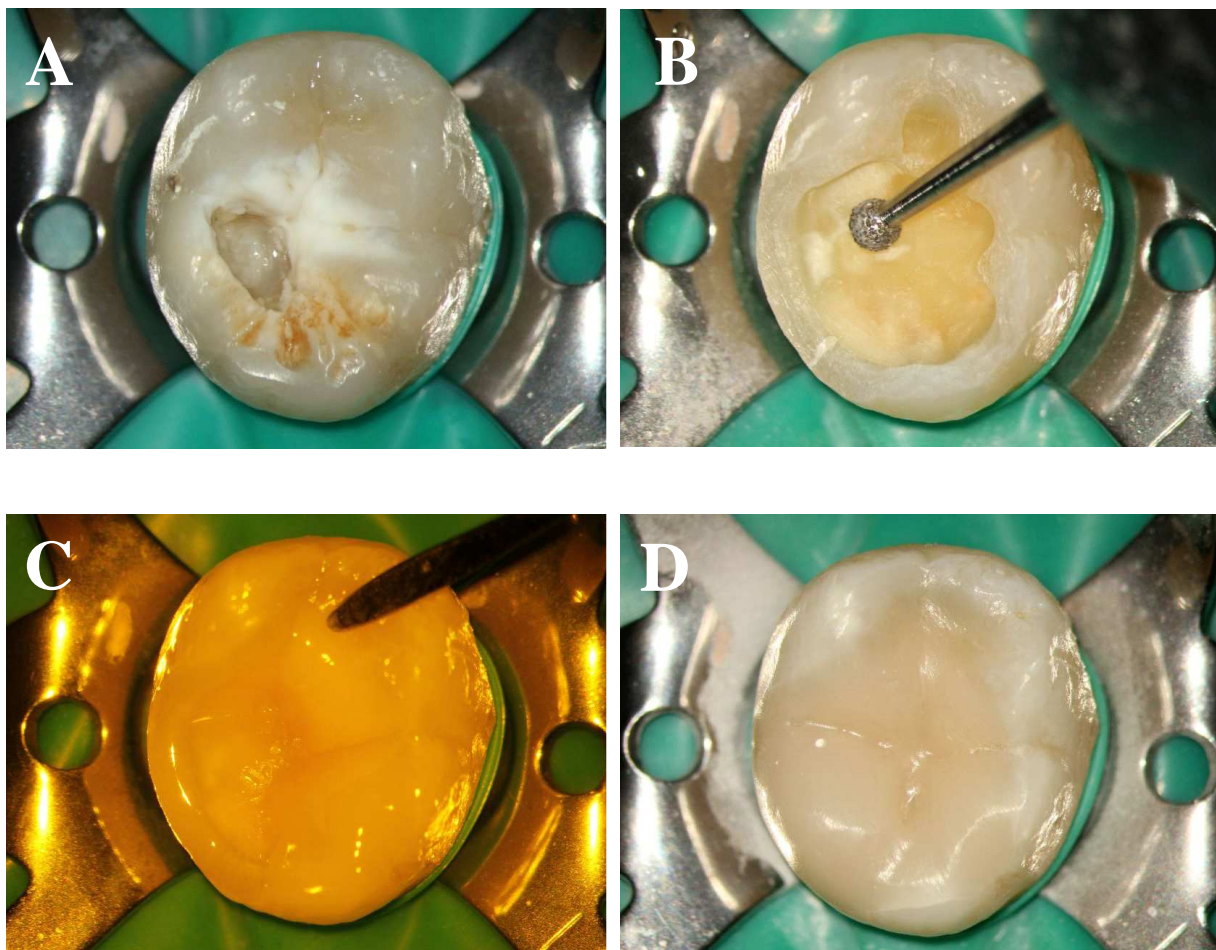
Nesporné výše zmíněné pokroky při zvládnání kazivé ataky preventivními i kurativními přístupy, apel na efektivní ústní hygienu s jejími prostředky a postupy a vzrůstající zájem populace o estetický vzhled chrupu jako důležitou sociální markantu, odkryly nové otázky k řešení, mezi které patří také odolnost nových výplňových technologií při dlouhodobé expozici lokálním preventivním, hygienickým a kosmetickým prostředkům (Petersson a Bratthall 1996).

Rozhodujícím článkem adhezivních výplňových technologií je odolnost a dlouhodobost adhezivního spojení výplňového materiálu se zubními tkáněmi při jeho expozici ústnímu prostředí. O něm pojednává následující část disertační práce a vlastní výsledky.

1.1 Kompozitní materiály

Pro rekonstrukci poškozených či ztracených tvrdých zubních tkání a prevenci šíření kariézních procesů se v současnosti nejčastěji používají kompozitní materiály, které dokážou poškozenou zubní tkáň funkčně i esteticky nahradit (Obr. 1). Vedle vynikajících estetických vlastností patří k jejich přednostem akceptovatelná biokompatibilita a především možnost ošetření minimálně invazivními postupy. Kompozitní materiály se připojují k zubním tkáním pomocí adhezivních systémů, což podstatným způsobem snižuje ireverzibilní ztráty tvrdých zubních tkání. Preparační postup tak sestává pouze z odstranění kazivých hmot a oslabených částí zubu, aniž by bylo nutné provádět další invazivní úpravy s cílem vytvořit podmínky pro mechanické kotvení rekonstrukce. V případě požadavku na doplnění anatomického tvaru zubu lze kompozitní materiál adhezivně fixovat na zubní tkáň bez jakýchkoliv zásahů, spojených se ztrátou tvrdých zubních tkání.

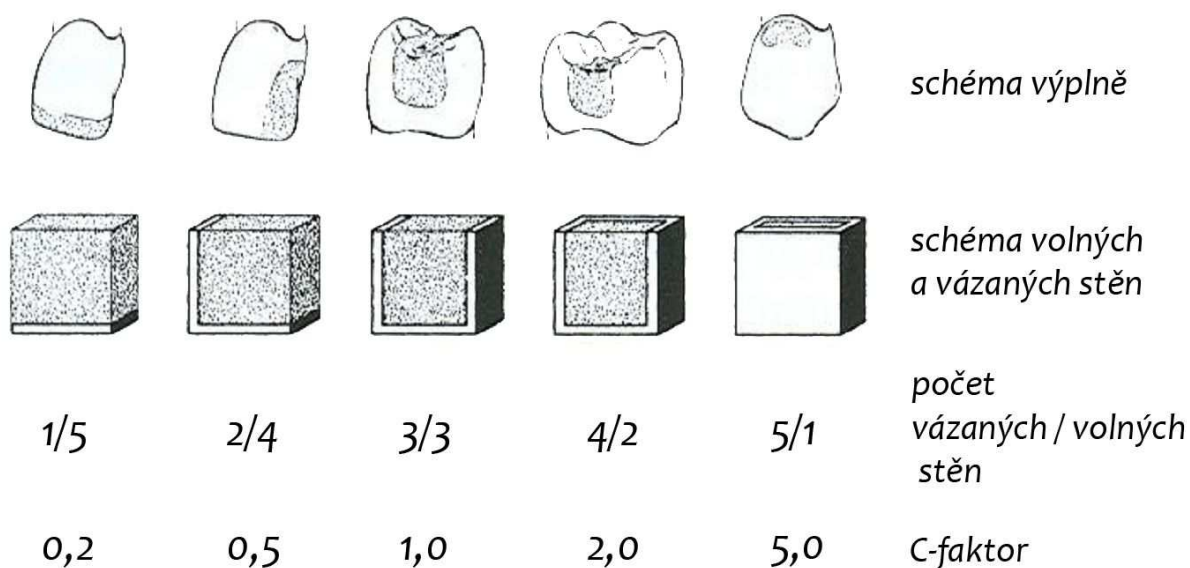
Významnou předností adhezivních rekonstrukcí kompozitními materiály je i zlepšená mechanická odolnost rekonstruovaných zubů. Přenos žvýkacích sil mezi kompozitním



Obr. 1 Rekonstrukce kazem postiženého zubu kompozitní výplní, dokumentováno pod ordinačním mikroskopem; <A> Výchozí stav, zub izolovaný kofrdamem, Stav po odstranění kazivého ložiska a oslabených částí zubu; <C> Vrstvení kompozitního materiálu, (oranžový filtr mikroskopu brání předčasné polymeraci kompozitního materiálu); <D> Stav bezprostředně po dokončení výplně

materiálem a zubními tkáněmi celou plochou adhezního spoje napomáhá obnovit původní pevnost zubu a snižuje incidenci fraktur. V neposlední řadě lze poškozenou kompozitní rekonstrukci opravit bez nutnosti její celkové výměny.

Kompozitní materiály sestávají z monomerního pojiva, do kterého jsou přimíchány částice křemičitého plniva, iniciátory tuhnutí a další složky. Většina monomerů současných typů kompozitních materiálů je na bázi dimetakrylátů. Jejich polymerací vzniká z plastické, tvárné hmoty pevný rekonstrukční materiál, tvořený silně zesíťovanou nerozpustnou polymerní maticí, vyztuženou submikrometrovými částicemi skla. Výrazné omezení pohyblivosti monomerů jejich vzájemným spojováním za vzniku polymerních řetězců je



Obr. 2 Schéma poměru počtu vázaných stěn ku počtu volných stěn tj. C-faktoru u různých tvarů klinických kavit. Převzato z (Feilzer, De Gee a kol. 1987)

spojeno s poklesem objemu systému. V závislosti na množství plniva, typu monomerů, ale i zvolené metodice měření dosahuje polymerační kontrakce 2 až 8 objemových % (Feilzer, De Gee a kol. 1988). V důsledku polymerační kontrakce vznikají na rozhraní zubní tkáň - kompozitní materiál tahová pnutí. Kromě objemu kavity závisí míra tohoto pnutí především na jejím tvaru.

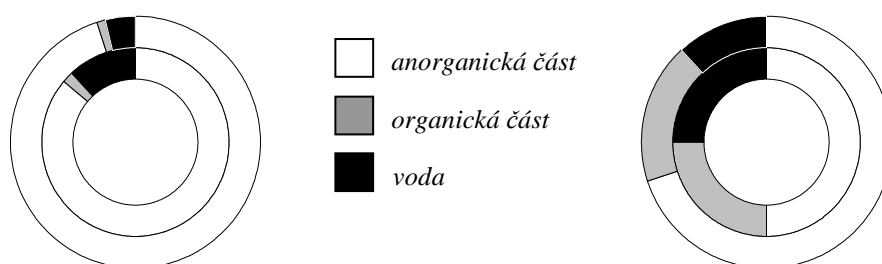
V literatuře se jako jeden z velmi významných faktorů sloužících k odhadu rozsahu kontrakčního pnutí uvádí poměr počtu vázaných k počtu volných povrchů výplně. Je označován jako C-faktor (Feilzer, De Gee a kol. 1987) (Obr. 2), přičemž platí, že čím je vyšší, tím větší kontrakční pnutí vzniká a tím více je zatěžováno rozhraní mezi tvrdými zubními tkáněmi a výplňovým materiálem.

Kompenzace kontrakčního pnutí lze dosáhnout postupným vrstvením a polymerací kompozitního materiálu tak, aby v každé vrstvě byl co nejmenší C-faktor, což by mělo umožnit parciální tok materiálu a s tím spojenou kompenzaci pnutí (Davidson a de Gee 1984). Přestože tato teoretická úvaha nebyla prokázána (Versluis, Douglas a kol. 1996, Campodonico, Tantbirojn a kol. 2011), je vhodné vrstvit materiál i z důvodu dostatečné polymerace materiálu.

1.2 Složení a struktura tvrdých zubních tkání

Mezi tvrdé zubní tkáně patří sklovina a dentin, které se liší jak strukturou, tak i svým chemickým složením (Obr. 3).

Sklovina	objem. %	hmotnost. %	Dentin	objem. %	hmotnost. %
anorg. část	86	95	anorg. část	50	70
org. část	2	1	org. část	25	18
voda	12	4	voda	25	12



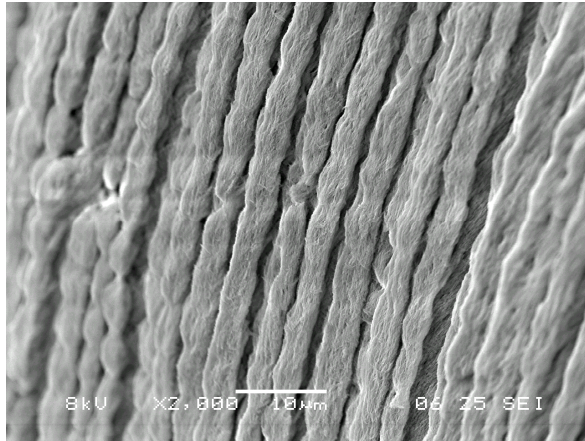
Obr. 3 Objemové (vnitřní kruh) a hmotnostní (vnější kruh) složení skloviny a dentinu [%]

1.2.1 Sklovina

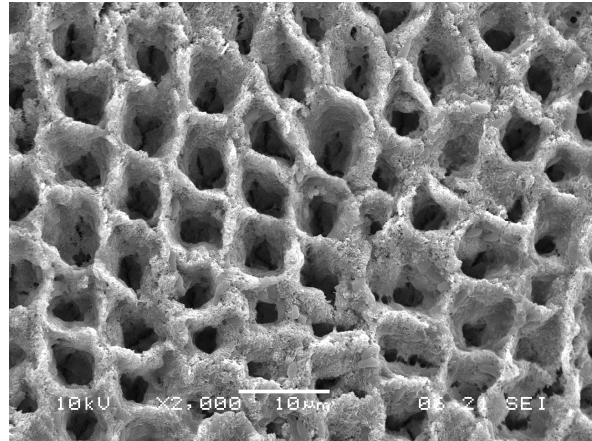
Sklovina je biologicky málo aktivní, převážně anorganická tkáň, tvořená hlavně hydroxyapatitem $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, který obsahuje příměsi v podobě karbonátů a hořčíku. Hydroxyapatit je uspořádán do větších organizovaných strukturních útvarů – prizmat. Sklovinná prizmata mají průměr 4 - 8 μm (Obr. 4 a 5) a procházejí od dentino-sklovinné hranice až k povrchu zubu.

Sklovinná prizmata mají zvlněný průběh (Radlanski, Renz a kol. 2001), který zvyšuje odolnost skloviny vůči šíření fraktur a v oblasti hrbolků, kde sklovina dosahuje největší tloušťky, se podílí na funkčním rozložení žvýkacích sil (Obr. 6). Řez sklovinou kolmo na směr prizmat vykazuje po selektivním naleptání například kyselinou fosforečnou typický obraz těsně uspořádaných prizmat (Obr. 20), ohraničených interprizmatickou hmotou (Obr. 5).

Interprizmatická hmota se skládá z krystalů hydroxyapatitu a různých proteinů, které slouží jako pojivo jednotlivých prizmat. Při amelogenezi vzniká sklovina ze sekrečního epitelu, v němž se organizuje plocha ameloblastů ve tvaru budoucí sklovinné vrstvy korunky

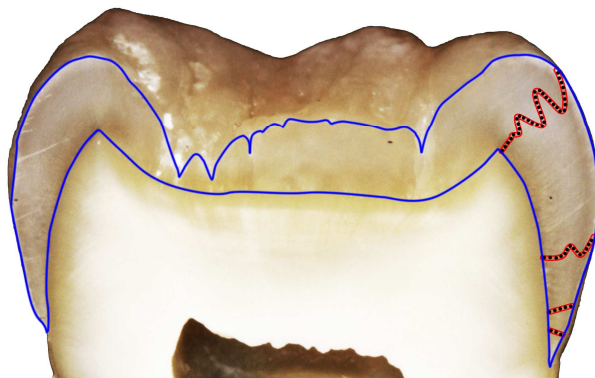


Obr. 4 Lom sklovinou podélně s dlouhou osou prizmat, část anorganické složky odstraněna leptáním. SEM 2000 x

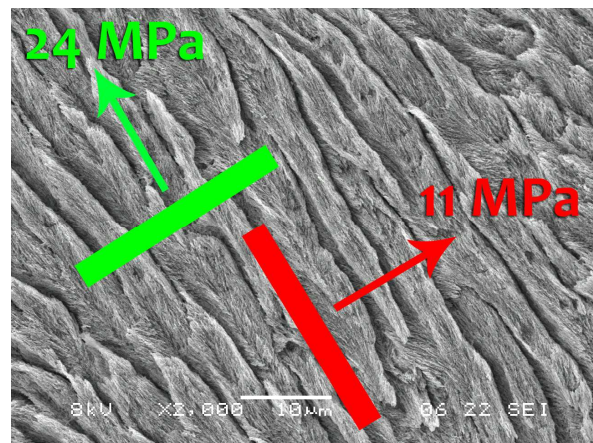


Obr. 5 Pohled na sklovinu kolmo na dlouhou osu prizmat, jasně patrná interprizmatická hmota, jádra prizmat byla odstraněna leptáním, SEM 2000 x

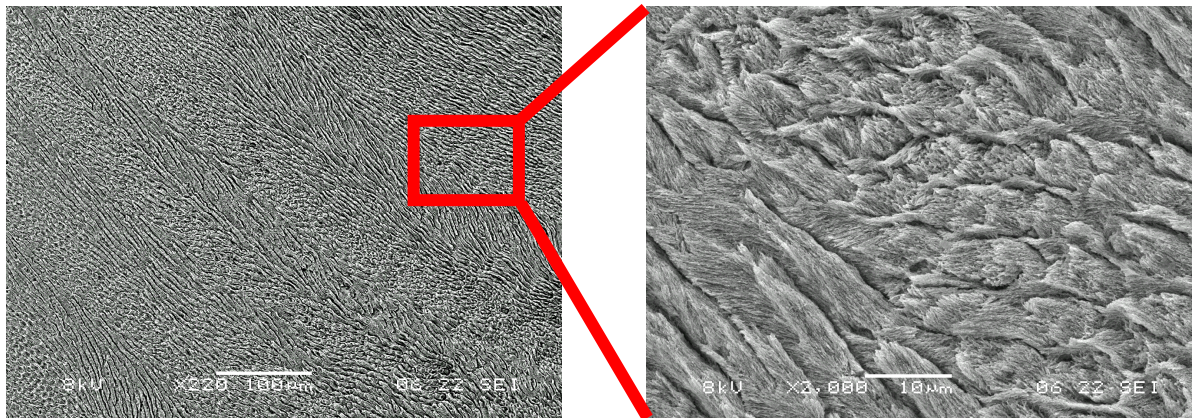
zubu přibližně o tloušťce jedné buňky. Každá buňka produkuje složitou směs proteinů a pohybuje se směrem od dentino-sklovinné hranice k budoucímu povrchu skloviny. Sekreční epitel podléhá řadě regulačních mechanismů, které určují jeho pohyb a dávají vznik zvlněnému průběhu sklovinných prizmat v jednotlivých oblastech sklovinného pláště (Radlanski a Renz 2004) (Obr. 8 a 9).



Obr. 6 Schéma průběhu prizmat (červenočerné tečkované křivky) v jednotlivých částech sklovinného pláště (modře ohraničen), v krčkové části je průběh prizmat takřka rovný, v hrbolkové sklovině je značně zvlněný



Obr. 7 Schéma pevnosti skloviny v tahu kolmo a podél osy prizmat, leptáno 40% kys. fosforečnou 30 s, SEM 2000 x



Obr. 8 Řez hrbolkovou částí skloviny, patrné pruhy jsou způsobeny prizmaty kolmo a podélně orientovanými na rovinu řezu, leptáno 40% kys. fosforečnou 30 s, SEM 220 x

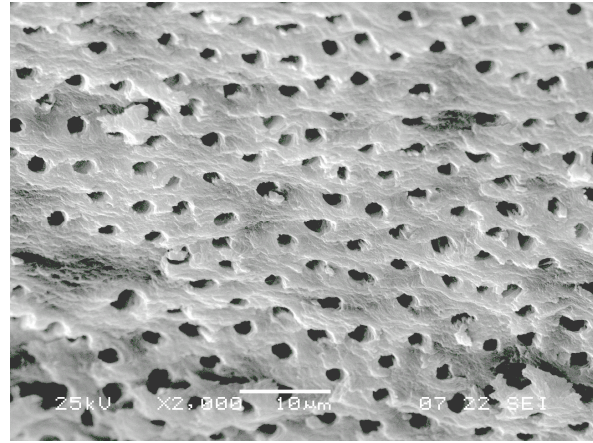
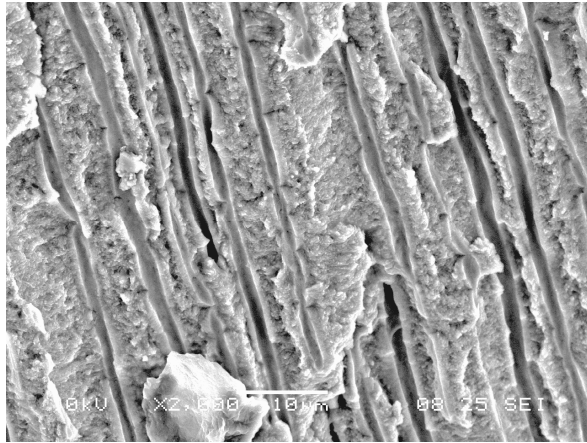
Obr. 9 Detail prizmat orientovaných podélně (levá dolní část) a kolmo (pravá horní část) na rovinu řezu hrbolkovou částí skloviny, leptáno 40% kys. fosforečnou 30 s, SEM 2000 x

Sklovina v krčkové části zubu dosahuje tloušťky několika desítek až stovek mikrometrů, naproti tomu v hrbolkové části měří až 2,5 milimetru. Její pevnost se značně liší v závislosti na orientaci prizmat (Obr. 7). Pevnost v tahu kolmo na dlouhou osu prizmat dosahuje 11 MPa, zatímco ve směru dlouhé osy prizmat 24 MPa (Carvalho, Santiago a kol. 2000).

1.2.2 Dentin

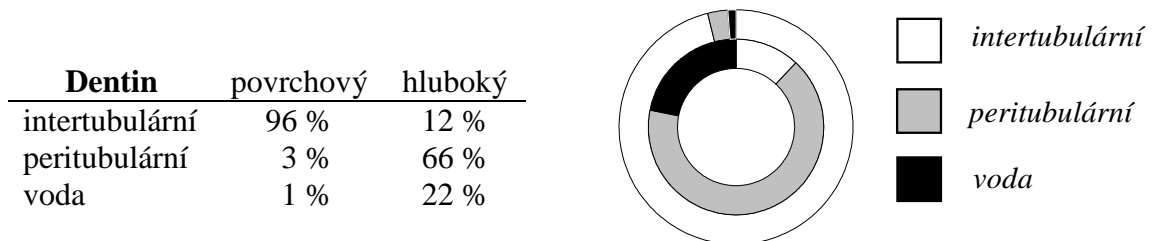
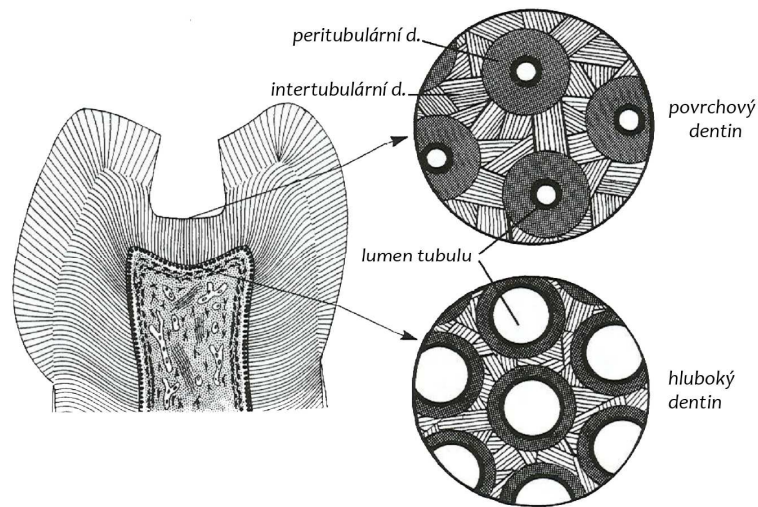
Dentin obsahuje vedle krystalků hydroxyapatitu velké množství organických komponent (zejména kolagen typu I) a cca 25 objem. % vody. Hmotnostní a objemové složení dentinu je uvedeno na Obr. 3. Oproti sklovině představuje dentin živého zubu biologicky aktivní tkáň, která je v celé tloušťce prostoupena dentinovými tubuly, obsahujícími výběžky odontoblastů a tubulární tekutinu (Obr. 10 a 11). Odontoblasty během života reagují na fyziologické a patologické podněty a aktivně dentin adaptují regulačními mechanismy.

Počet tubulů a jejich podíl klesá směrem od dřevné dutiny k dentino-sklovinné hranici (Obr. 12). Tyto rozdíly jsou způsobeny vějířovitým uspořádáním tubulů, zmenšováním jejich průměru z přibližně 2,5 μm u dřevné dutiny na 0,8 μm u dentino-sklovinné hranice a snížením jejich počtu z 45 000/ mm^2 v blízkosti dřevné dutiny na 20 000/ mm^2 poblíž dentino-sklovinné hranice. Povrchový dentin je proto tvořen převážně intertubulárním dentinem, zatímco v hlubokém dentinu je výraznější podíl dentinových tubulů a tudíž i výraznější podíl vody. Tubulární tekutina je pod mírným tlakem, který při odhalení dentinu způsobuje vytékání této tekutiny na preparovaný povrch.



Obr. 10 Lom dentinem podélně s dlouhou osou tubulů, SEM 2000 x

Obr. 11 Lom dentinem kolmo na dlouhou osu tubulů, SEM 2000 x



Obr. 12 Podíl intertubulárního a peritubulárního dentinu v dentinové hmotě v závislosti na vzdálenosti od dřevové dutiny. Povrchový dentin (vnější kruh), hluboký dentin (vnitřní kruh). Převzato z (Summitt 2006)

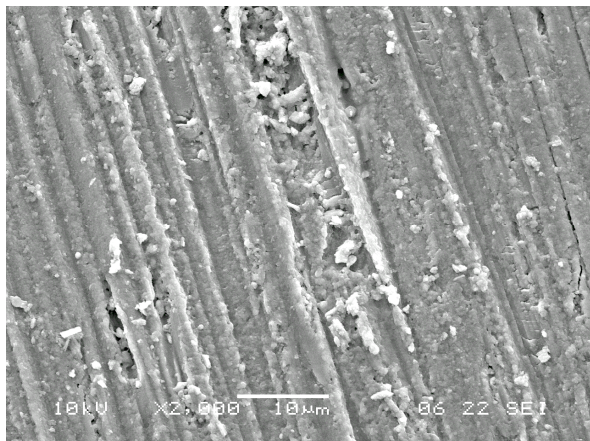
Díky přítomnosti tubulů je dentin značně permeabilní. V případě postižení zubu patologickými procesy (zubní kaz, abraze, eroze) dochází ke změnám ve struktuře dentinu, které se projevují především snížením jeho permeability, a tím k izolaci dráždivého podnětu od dřeně zubu. Během života dochází k fyziologické skleróze dentinových tubulů, která se projevuje zesilováním peritubulárního dentinu a postupným zužováním jejich průsvitu. Předčasné uzavírání tubulů - reaktivní skleróza je výsledkem pomalu působících dráždivých procesů jako je abraze či eroze. Tvorba terciárního (reparativního) dentinu je vyvolána rychleji působícími noxami jako je kaz či atrice. Terciární dentin se vyznačuje nepravidelným průběhem dentinových tubulů, hypermineralizací a nízkou permeabilitou. Vyšší obsah bílkovinných složek a především vyšší obsah vody ve srovnání se sklovinou zásadním způsobem ovlivňují strategii vytvoření vazby dentinu ke kompozitním materiálům.

1.2.3 Smear layer

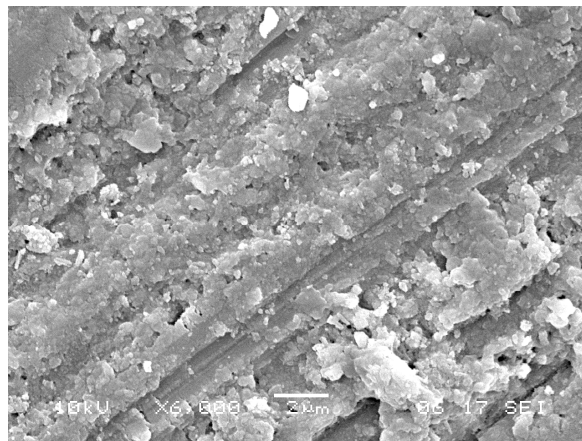
Při preparaci tvrdých zubních tkání ručními a rotačními nástroji vzniká na jejich povrchu preparační drť, obsahující rozmělněná sklovinná prizmata, rozlámané krystaly hydroxyapatitu, zbytky denaturovaných kolagenních vláken, mikroorganismy a slinné proteiny, které jsou pohybem nástrojů vtlačovány do povrchu preparovaných tkání (Obr. 13 a 14) (Eick, Wilko a kol. 1970). Na povrchu preparovaných zubních tkání tak vzniká málo soudržná vrstva označovaná jako „smear layer“, pokrývající preparovaný povrch a izolující jej od intaktní skloviny a dentinu. V případě dentinu je preparační drť zatlačována i do ústí dentinových tubulů, a to až do hloubky cca 1 - 10 μm , což snižuje permeabilitu dentinu až o cca 86 % (Pashley, Livingston a kol. 1978, Hashimoto, Ito a kol. 2004) (Obr. 15 a 16). Struktura smear layer závisí zejména na preparované tkáni, druhu preparačního nástroje či použití vodního chlazení. Její tloušťka kolísá obvykle mezi 0,5 - 2 μm . Čím hrubší preparační nástroj je použit, tím silnější je smear layer.

U výplňových materiálů, které jsou fixovány mechanickou retencí v podsekřivinách (např. amalgám), není smear layer překážkou pro retenci. Snížení permeability dentinu preparační drtí je u těchto materiálů naopak výhodné, neboť přispívá k nízké pooperační citlivosti dentinové rány.

U adhezivně fixovaných rekonstrukcí se však ukázalo, že smear layer zásadním způsobem ovlivňuje vytvoření adhezního spoje. První generace adheziv nebrala zřetel na přítomnost smear layer a výplňový materiál byl vázán přímo na její povrch. Hledání příčiny selhávání

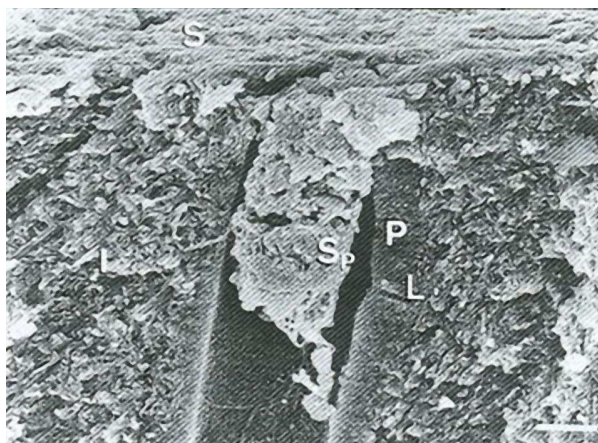


Obr. 13 Smear layer vytvořená SiC brusným papírem o velikosti částic 15 μm , SEM 2000 x

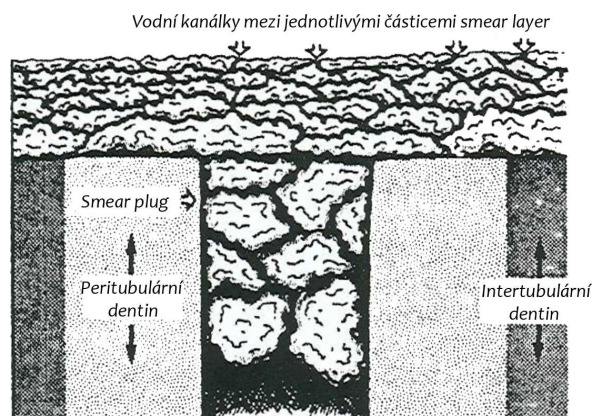


Obr. 14 Smear layer vytvořená SiC brusným papírem o velikosti částic 15 μm , SEM 6000 x

těchto výplní vedlo ke zjištění, že kohezní soudržnost samotné smear layer a pevnost vazby mezi smear layer a intaktními tkáněmi pod ní nedokážou odolat kontrakčnímu pnutí kompozitních výplňových materiálů a žvýkacímu tlaku (Yu, Joynt a kol. 1991).



Obr. 15 Laterální pohled na lom dentinem pokrytým smear layer (S) v místě dentinového tubulu, jehož ústí je obturováno preparační drtí (tzv. „smear plug“ – Sp), peritubulární dentin (P), laterální větve dentinového tubulu (L), SEM 12 000 x. Převzato z (Summitt 2006)

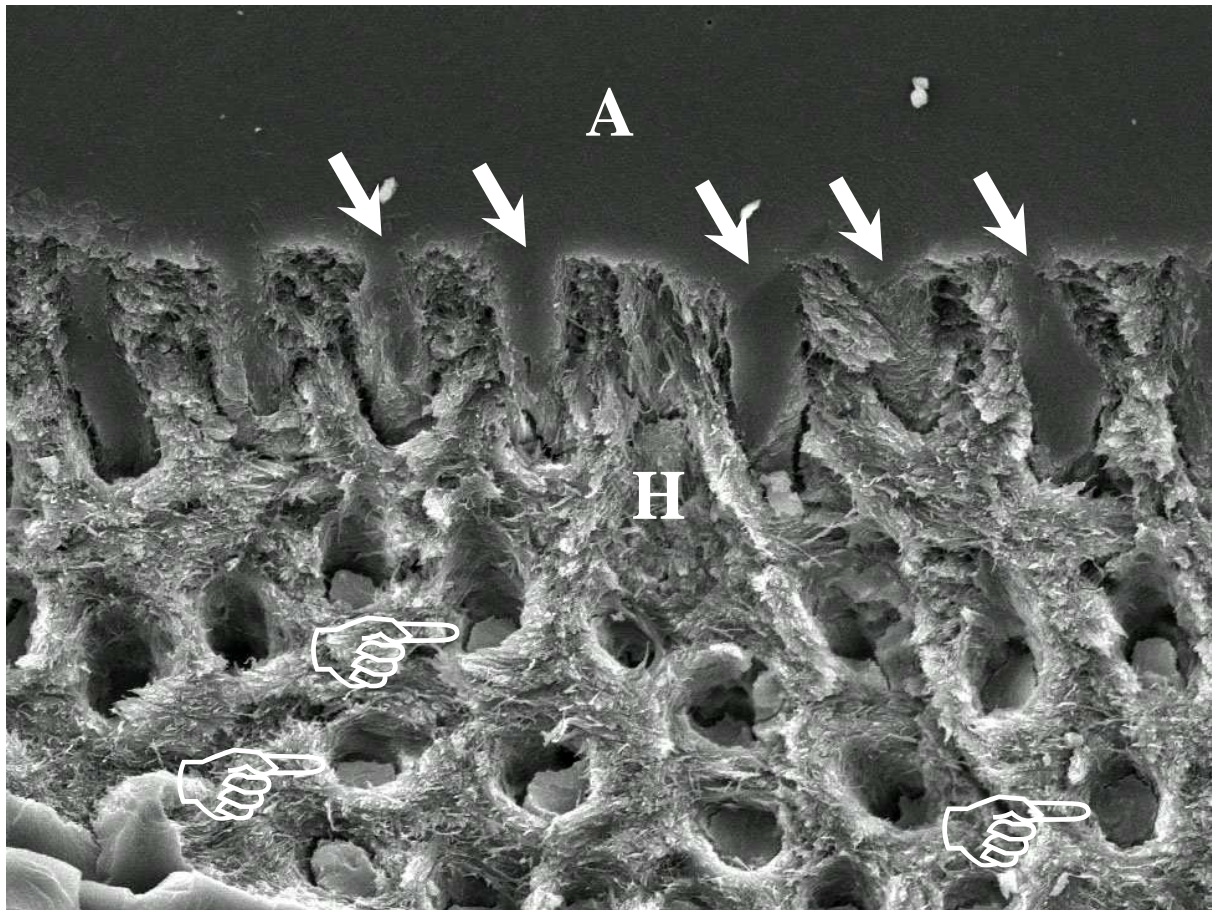


Obr. 16 Schéma laterálního pohledu na dentin pokrytý smear layer se smear plug uvnitř tubulu. V porézni smear layer jsou přítomny vodní kanálky. Převzato z (Pashley, Horner a kol. 1992)

Pro zajištění pevné vazby kompozitu ke tvrdým zubním tkáním je nutné, aby byl připojen na intaktní tkáň ležící pod smear layer, která však ulpívá na tvrdých zubních tkáních tak, že ji nelze odstranit vodní sprej.

V současné době byly na základě dlouholetého výzkumu vyvinuty dvě strategie překonání problémů spojených s existencí smear layer:

- 1) Odstranění smear layer jejím rozpuštěním pomocí silné minerální kyseliny, např. 30 - 40 % kyseliny fosforečné a následným opláchnutím vodní sprej (postup etch-and-rinse).
- 2) Částečné rozpuštění smear layer pomocí méně kyselých primerů adhezivních systémů a inkorporace rozpuštěné smear layer do adhezního spoje (postup self-etch).



Obr. 17 Lom částí adhezního spoje mezi adhezivem a dentínem: vrstva adheziva (A); výběžky adheziva (resin tags) v ústí dentinových tubulů (bílé šipky); ulomené resin tags v ústí tubulů (ukazovátky); hybridní vrstva (H); adhezivum Adper Prompt (3M ESPE), SEM 2000 x

1.3 Adhezní spoj

V důsledku odlišných fyzikálních, chemických a mechanických vlastností tvrdých zubních tkání a kompozitních materiálů existují u rekonstrukcí zhotovených pomocí kompozitních materiálů jisté problémové faktory. Mezi nejvýznamnější z těchto faktorů, které ovlivňují vlastnosti kompozitních rekonstrukcí, se řadí především polymerační kontrakce kompozitních materiálů a rozdíl mezi jejich hydrofobními vlastnostmi a hydrofilním charakterem zubních tkání.

K vytvoření pevné vazby mezi zubními tkáněmi a kompozitními materiály, odolávající jak mechanickému zatížení v důsledku kontrakčního pnutí, žvýkacích sil, ale i prostředí ústní dutiny, je proto nutné použít adhezivní systémy. Jejich zásadní vlastností je schopnost pronikat do struktury zubních tkání a současně reagovat s monomery kompozitního materiálu a vytvářet tak pevnou a odolnou vazbu mezi oběma materiály. Kritickým bodem adhezního spoje je vazba mezi adhezivem a sklovinou, zejména však vazba mezi adhezivem a dentinem. V současné době se předpokládají dva hlavní mechanismy vzniku adhezní vazby mezi zubními tkáněmi a kompozitními materiály:

- 1) Mikromechanická vazba, vznikající zatečením a zpolymerováním adheziva v mikroporozitách skloviny a dentinu (Buonocore 1955, Nakabayashi, Kojima a kol. 1982).
- 2) Chemická vazba (kovalentní, iontová) (Yoshida, Van Meerbeek a kol. 2000, Van Meerbeek, Yoshihara a kol. 2011).

Fyzikální vazba zejména Van der Waalsovými interakcemi a vodíkovými můstky zdaleka nedosahuje významu dvou předchozích mechanismů.

Vazba adhezivních systémů k zubním tkáním je především mikromechanická. Její podstatou je odstranění části minerální složky tvrdých zubních tkání a jejich náhrada monomery adheziva. Vznikne tak biokompozitní tkáň, označovaná jako "hybridní vrstva" či "interdifuzní zóna", která se skládá ze zpolymerovaného adheziva provázaného s organickými a minerálními zbytky komponent tvrdých zubních tkání (Obr. 17). Chemická vazba byla popsána vzácně, pouze pro omezený počet specifických monomerů. Spočívá v navázání těchto specifických monomerů prostřednictvím jejich kyselých skupin na ionty vápníku hydroxyapatitu zubních tkání (Yoshida, Nagakane a kol. 2004).

Pevnost a odolnost adhezního spoje mezi zubními tkáněmi a kompozitním materiálem závisí na mnoha faktorech, které mohou působit buď nezávisle, nebo se navzájem ovlivňovat. Mezi hlavní faktory patří:

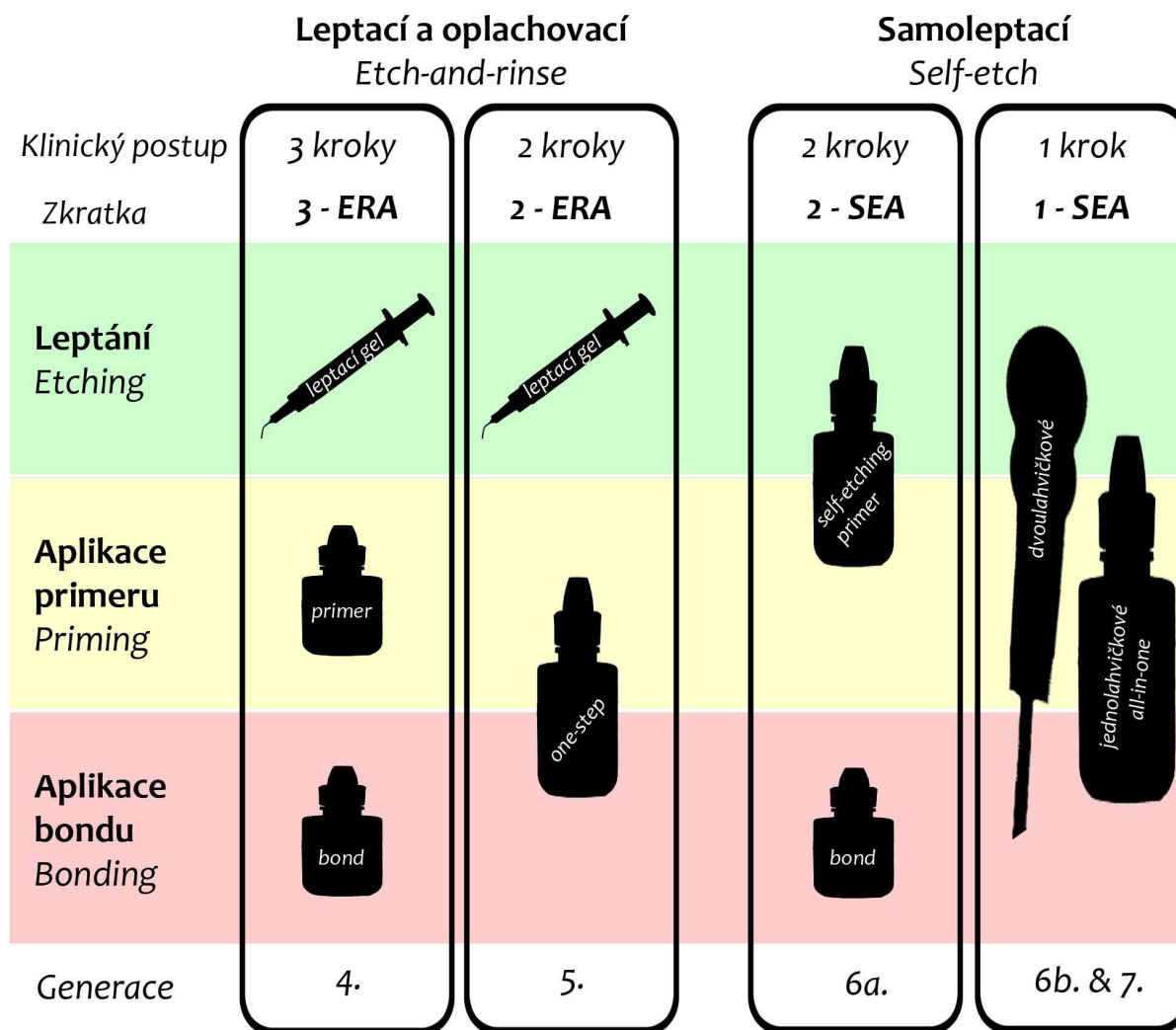
- a) Struktura a složení tvrdých zubních tkání, adheziva a kompozitního materiálu.
- b) Povrchové vlastnosti zubních tkání, zejména přítomnost a charakter smear layer, kontaminace vlhkostí, slinou, krví.
- c) Geometrický tvar kavity, který určuje velikost a rozložení napětí působících na adhezní spoj.
- d) Mechanické zatížení adhezního spoje vyvolané žvýkacími silami, kontrakčním pnutím a rozdíly v tepelné roztažnosti.
- e) Chemické vlivy přirozeného prostředí dutiny ústní (voda, enzymy a produkty fermentace potravin) a působení externích chemických látek (kyselé nápoje, alkoholické nápoje, složky prostředků ústní hygieny, peroxidové bělicí gely a jiné).

1.4 Dentální adhezivní systémy

Dentální adhezivní systémy (dále jen adheziva) jsou směsí akrylátových nebo metakrylátových monomerů, organických rozpouštědel, fotoiniciátorů a dalších složek, napomáhajících jejich infiltraci do preparovaných tvrdých zubních tkání, následnému mikromechanickému zakotvení v nich a kopolymeraci s monomery kompozitních materiálů.

1.4.1 Chronologické dělení adheziv

Historicky lze dentální adheziva dělit podle generací tak, jak byla postupně vyvíjena a zaváděna do klinické praxe (Obr. 18). V průběhu jejich vývoje bylo do praxe uvedeno celkem sedm generací adheziv. V současné době se však používají pouze adheziva čtvrté až sedmé generace. Adheziva první až třetí generace vykazovala příliš nízkou pevnost vazby a nedostatečně dlouhodobou odolnost, a proto bylo jejich používání opuštěno. Naproti tomu adheziva čtvrté generace, s ohledem na pevnost a stabilitu adhezního spoje, nebyla dosud překonána. Jejich pracovní postup zahrnuje tyto kroky: 1. leptání a oplachování, 2. priming a 3. nanesení bondu. Praktická náročnost přesného provedení zmíněných kroků v klinické praxi a riziko selhání adhezního spoje při jejich nedodržení vedly k vývoji adheziv



Obr. 18 Dělení dentálních adheziv dle klinického postupu a strategie tvorby adhezivního spoje. Ve spodní části je pro srovnání chronologické dělení dle generací. Schéma dle (Van Meerbeek, De Munck a kol. 2003). V obrázku jsou uvedeny názvy jednotlivých komponent adheziv užívané v praxi.

s jednoduššími pracovními postupy. Adheziva páté generace spojují primer a bond do jedné lahvičky, ale stále vyžadují klinicky náročný krok leptání a oplachování. U adheziv šesté generace byl vyvinut tzv. samoleptací primer (self-etch primer), který se již neoplachuje vodou. Tyto adhezivní systémy se tedy skládají ze dvou oddělených složek (tj. self-etch primer a bond), které se aplikují ve dvou krocích (6a, Obr. 18). Tendence k dalšímu zjednodušování vedla ke vzniku podskupiny adheziv šesté generace (6b, Obr. 18), u níž se obě složky předem smíchají a poté aplikují do kavity společně, v jednom kroku. Sedmá generace adheziv přinesla klinicky velmi jednoduchou aplikaci z jedné lahvičky v jednom kroku.

Mnohé studie však ukazují, že v některých případech došlo u adheziv se zjednodušenými postupy ke snížení pevnosti vazby a zhoršení dlouhodobé odolnosti adhezního spoje ve srovnání se čtvrtou generací (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005). Je třeba upozornit, že v jednotlivých generacích lze nalézt řadu konkrétních komerčních výrobků, které se mohou pevností vazby i dlouhodobou odolností adhezního spoje zásadně lišit v rámci jedné generace i napříč různými generacemi adheziv. Při výběru adheziv pro klinickou praxi je proto třeba se řídit především výsledky klinických a laboratorních studií prováděných s konkrétními adhezivními systémy, než tím, do které generace dané adhezivum patří (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005).

1.4.2 Klinicky orientovaná klasifikace adhezivních systémů

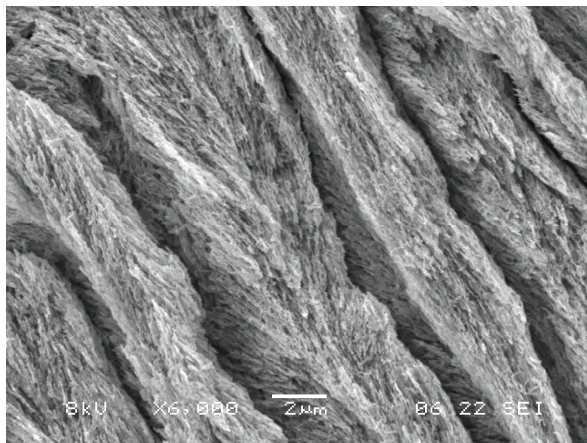
Přestože je „generační“ klasifikace adhezivních systémů jak v klinické praxi, tak i v odborné literatuře často používána, není z logického hlediska příliš vhodná, neboť neodráží ani klinický postup, ani adhezní strategii, která je použita k vytvoření adhezního spoje. Pro praxi je proto vhodnější klinicky zaměřená klasifikace (Van Meerbeek, De Munck a kol. 2003) (Obr. 18), která tyto aspekty zohledňuje.

1.4.2.1 Leptací a oplachovací adheziva (Etch-and-rinse, ERA)

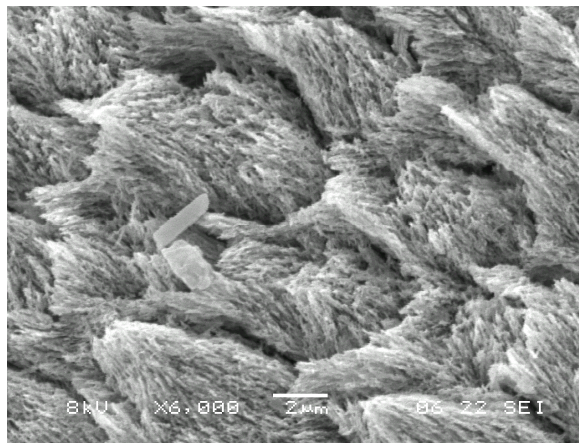
Povrch skloviny i dentinu je u tříkrokové etch-and-rinse (dále 3-ERA) adhezní strategie v prvním kroku leptán silnou kyselinou a opláchnut vodní sprejí, čímž jsou odstraněny smear layer a rozpustné soli a vytvořen mikroretenční reliéf. V druhém kroku se naleptaný povrch penetruje primerem, který obsahuje směs monomerů v organických rozpouštědlech a případně vodu. Ve třetím kroku se naleptaná, penetrovaná tkáň prosytí vazebnými monomery bondu, které se finálně polymerují světlem. U dvoukrokových ERA (dále 2-ERA) jsou pro zjednodušení pracovního postupu poslední dva kroky spojeny do jednoho. Adhezní spoj je vytvořen zakotvením zpolymerovaného adheziva v mikroporozitách tvrdých zubních tkání. Následně nanášený kompozitní materiál se váže na adhezivum chemicky, tj. polymerací dvojných vazeb metakrylátových skupin.

Leptání (Etching)

Účelem leptání povrchu vypreparované kavity je vytvoření mikroretenčního reliéfu, na který je možné připojit kompozitní materiál tak, aby dokázal odolávat mechanickým a chemickým vlivům v dutině ústní. V současné době se u ERA postupu používá 20 - 40% kyselina



Obr. 19 Mikroretenční povrch vytvořený leptáním skloviny. Prizmata orientována podélně s rovinou řezu, 40% kys. fosforečná, SEM 6000 x



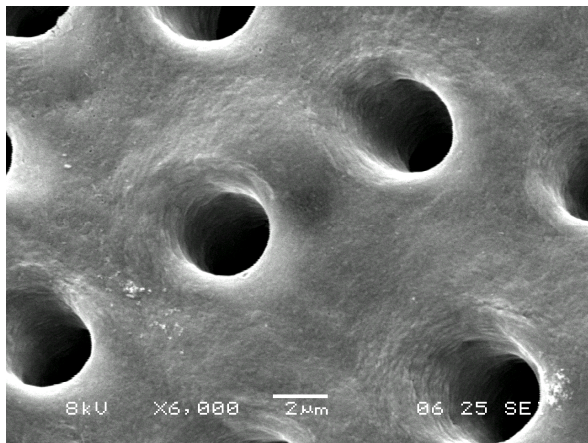
Obr. 20 Mikroretenční povrch vytvořený leptáním skloviny. Prizmata orientována kolmo na rovinu řezu, 40% kys. fosforečná, SEM 6000 x

fosforečná ve formě gelu, nanesená na celý vnitřní povrch kavity. Obecně doporučovaná doba aplikace je 10 - 30 s, což zajistí rozpuštění smear layer na sklovině, dentinu i v ústí dentinových tubulů (Swift, Perdigao a kol. 1995). Pro dokonalé očištění naleptaného povrchu je nutné kavitu vyplachovat vodní sprejí po dobu alespoň 10 sekund.

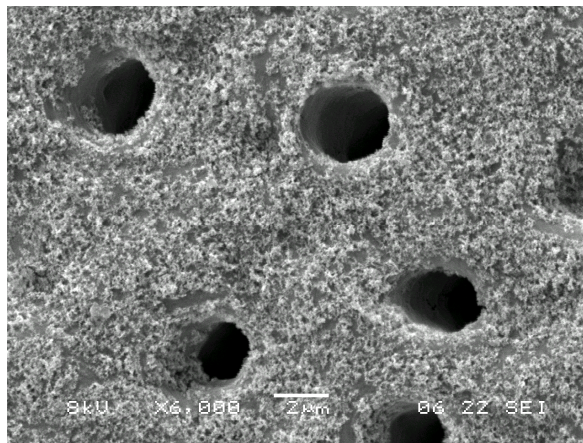
Kyselinou fosforečnou lze vytvořit adekvátní mikroretenční reliéf i na intaktní sklovině, která nebyla preparována. Leptáním se odstraní tkáň do hloubky cca 10 μm a mnohonásobně zvětší povrch, do kterého následně kapilárními silami penetruje adhezivum (Obr. 19 a 20).

Působením kyseliny na dentin dochází jak k odstranění smear layer, tak k otevření dentinových tubulů (Obr. 21) a k naleptání intaktního dentinu pod smear layer. Leptání způsobí odhalení spleti kolagenních vláken intertubulárního i peritubulárního dentinu (Van Meerbeek, Dhem a kol. 1993).

Leptáním se v povrchové vrstvě dentinu zásadně změní poměr jednotlivých složek z původního složení (50 % minerálních složek, 25 % kolagenu a 25 % vody) (Obr. 3) na 75 % vody a 25 % kolagenu (Pashley, Ciucchi a kol. 1993, Spencer a Wang 2002). Ztráta mechanické opory kolagenních vláken může vést při následném sušení k jejich kolapsu, který je doprovázen vytvořením vodíkových můstků (Obr. 23) mezi jednotlivými vlákny kolagenu. Kolaps kolagenních vláken brání penetraci složek adhezivních systémů do jejich struktury a dokonalému prosycení interfibrilárních prostor (Obr. 24) (Pashley, Ciucchi a kol. 1993).



Obr. 21 Dentin s otevřenými tubuly, leptáno 40% kys. fosforečnou 30 s, SEM 6000 x



Obr. 22 Povrch dentinu s tubuly je pokryt částicemi SiO₂ z leptacího gelu, Gluma Etch 20 Gel (gel 20 % kys. fosforečné) 20 s, SEM 6000 x

Molekuly vody tvoří hydratační shluky kolem funkčních skupin kolagenních peptidů a proteoglykanů a tím zabraňují tvorbě interpeptidových a peptid-proteoglykanových vodíkových můstků, které způsobují pokles interfibrilární porozity demineralizovaného dentinu (Pashley, Ciucchi a kol. 1993, Hiraishi, Nishiyama a kol. 2005).

V současné době je kyselina fosforečná pro klinické použití dodávána ve formě gelu, což je pro praxi velmi přínosné, neboť gel nestéká mimo oblast, kterou je třeba leptat. Pro dosažení gelovité konzistence se nejčastěji používají zahušťovadla na bázi oxidu křemičitého (pyrogenní SiO₂). Po naleptání ulpívají částice SiO₂ na povrchu i přesto, že je důkladně opláchnut vodní sprej (Obr. 22). Z experimentů však vyplývá, že částice SiO₂ deponované na povrchu nesnižují pevnost adhezního spoje (Perdigao, Denehy a kol. 1994).

Aplikace primeru (Primer application, Priming)

Po naleptání, opláchnutí a osušení je povrch kavity v místech tvořených sklovinou připraven pro aplikaci hydrofobních monomerů adheziva. Klinicky taková situace nastává např. u pečetění fisur, kdy je celý povrch ošetřovaného místa tvořen pouze sklovinou. Sklovina naleptaná kyselinou fosforečnou získá po opláchnutí a osušení křídově bílou barvu, která indikuje, že sklovina je správně připravená pro aplikaci adheziva.

V případě dentinu je vzhledem k jeho hydrofilnímu charakteru situace složitější. Před aplikací hydrofobních vazebných monomerů je třeba zvýšit povrchovou energii dentinu směsí látek, která je označována jako primer. Primery obsahují těkavá rozpouštědla (etanol či aceton),

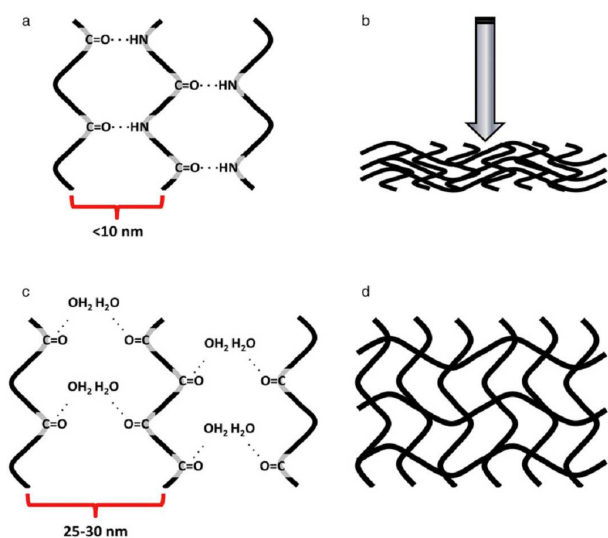
vodu (ve většině případů) a amfifilní monomery, jejichž molekuly sestávají ze dvou částí s rozdílnými vlastnostmi. Na jedné straně hydrofilní část schopnou kontaktu s kolagenními vlákny obklopenými vodou a na druhé straně hydrofobní část, která zajistí pomocí dvojně vazby polymeraci s monomery dalších komponent adhezivních systémů, označovaných jako bondy. Díky přítomnosti vody či rozpouštědel mísitelných s vodou mají primery schopnost znovu úspěšně expandovat spleť zkolabovaných kolagenních vláken a zvýšit tak jejich permeabilitu (Obr. 23).

Při vytváření adhezního spoje k dentinu je však třeba brát v úvahu ještě fakt, že ačkoli voda zvyšuje permeabilitu naleptaného povrchu a umožňuje penetraci interfibrilárních prostor adhezivem, je snaha ji při vytváření adhezního spoje postupně vytěsňovat. Voda způsobuje fázovou separaci jednotlivých složek adhezivního systému, jejímž důsledkem mohou být nehomogenity ve vrstvě adheziva, snižuje konverzi monomerů a zhoršuje tak mechanickou odolnost adheziva (Spencer a Wang 2002). Dlouhodobý vliv vody se projevuje:

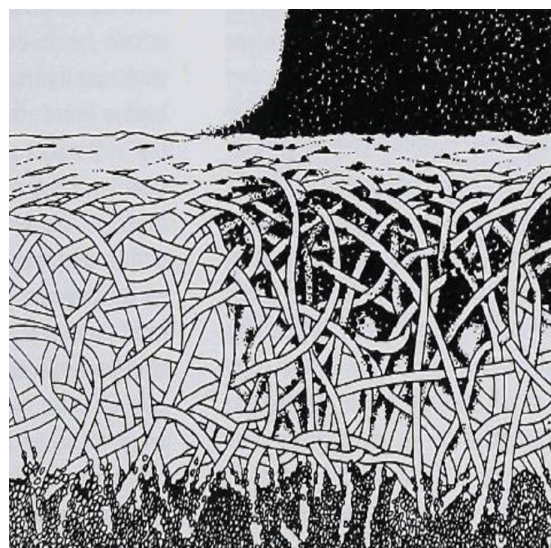
- a) plastifikací zpolymerovaného adheziva (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005);
- b) hydrolyzou molekul adheziva i kolagenních vláken (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005);
- c) degradací odhalených kolagenních vláken proteolytickými enzymy, která se buď primárně nepodařilo infiltrovat složkami adheziva, nebo byla postupem času odhalena výše jmenovanými procesy (Carrilho, Geraldini a kol. 2007).

V klinické praxi existují dvě strategie, jak při použití ERA adheziv připravit dentin pomocí primeru, tj. převést jej z hydrofilní tkáně na hydrofobní a zároveň vytěsnit vodu:

- a) Vysušit povrch kavity a aplikovat primer s obsahem vody, který dokáže zkolabovaná kolagenní vlákna opět expandovat. Podmínkou úspěšného použití tohoto způsobu aplikace je aktivní vtírání primeru do povrchu dentinu. Mechanický pohyb usnadní expandování kolagenních vláken a penetraci primeru do prostor mezi nimi (Van Meerbeek, Yoshida a kol. 1998, Dal-Bianco, Pellizzaro a kol. 2006, Reis, Pellizzaro a kol. 2007). Součástí primerů s obsahem vody je i etanol, který při svém odpařování strhává vodu a odstraňuje ji z prostor mezi kolagenními vlákny.



Obr. 23 Působení vody na síť demineralizovaných kolagenních vláken; <a> schéma tvorby interfibrilárních vodíkových můstků při dehydrataci kolagenních vláken; zkolabovaná kolagenní vlákna; <c> přítomnost molekul H_2O zabrání vytvoření interfibrilárních vodíkových můstků; <d> kolagenní vlákna zůstávají oddělena; Převzato z (Carvalho, Tjäderhane a kol. 2012)



Obr. 24 Schéma vzniku dentinové hybridní vrstvy u ERA adheziv. Demineralizovaná síť kolagenních vláken (levá polovina obrázku) a infiltrace monomerů adheziva do ní (pravá polovina obrázku). Převzato z (Pashley, Ciucchi a kol. 1993)

- b) Nechat povrch kavity vlhký (tzv. "wet-bonding" či "water-wet-bonding") a aplikovat primer s acetonem, který při odpařování strhává velké množství molekul vody (Kanca 1992). Tato technika je však velmi citlivá na množství vody, které je v kavitě ponecháno. V laboratorních zkouškách lze toto množství přibližně kvantifikovat, avšak v klinické praxi je možné pouze hrubě odhadnout míru, "jak vlhké je správně vlhké?" (tzv. "how wet is wet?") (Tay, Gwinnett a kol. 1998).

Aplikace acetonového primeru na nedostatečně hydratovaná kolagenní vlákna vede k jejich nedokonalému prosycení amfifilními monomery (Hashimoto, Tay a kol. 2006). Ve svém důsledku se pak kompozitní materiál váže na odhalená kolagenní vlákna, která časem podléhají hydrolýze a jsou napadána proteolytickými enzymy.

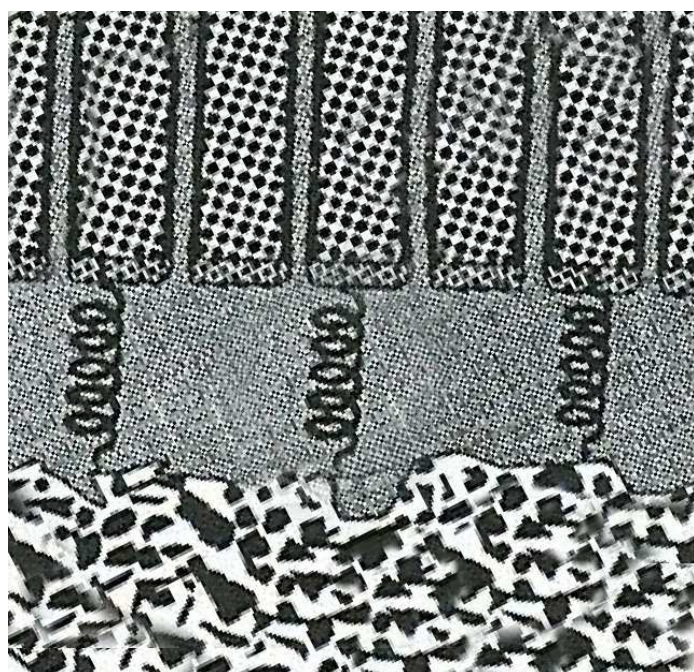
Opačný extrém, tj. aplikace acetonového primeru do kavity s přebytkem vody, vede k tomu, že aceton nedokáže odstranit velké množství vody z povrchu dentinu, což opět vede k nedostatečnému prosycení matrix kolagenních vláken amfifilními monomery, k fázové separaci jednotlivých složek primeru (Spencer a Wang 2002, Ye, Wang a kol.

2009) a inhibici polymerace (Jacobsen a Soderholm 1995). Další úskalí přináší fakt, že silně těkavý aceton se odpařuje z lahvičky primeru v průběhu jeho expirační doby, čímž dochází k postupnému nárůstu viskozity primeru a snížení jeho schopnosti strhávat a odpařovat vodu z matrix kolagenních vláken.

Aplikace bondu (Bonding)

Nanesení bondu, tj. směsi hydrofobních monomerů, je posledním krokem u 3-ERA postupu. Bond složením odpovídá pojivu výplňového kompozitního materiálu. Skládá se ze směsi hydrofobních monomerů, někdy s malou příměsí amfifilních monomerů a dalších složek, které zajistí nízkou viskozitu, nezbytnou k penetraci mikroretenčního reliéfu. Pro zlepšení pevnosti jsou do bondu přidávána malá množství plniva, např. mikročástic skla. Požadovanou funkcí bondu je zakotvení v mikroretenčním reliéfu ve sklovině i dentinu (Obr. 24).

Vzhledem k faktu, že zpolymerovaný bond je v porovnání s výplňovým materiálem méně mechanicky odolný, je při aplikaci žádoucí, aby byla vytvořena pouze tenká, rovnoměrná vrstva bondu bez výraznějších rozdílů v tloušťce. Uvádí se, že ideální tloušťka vrstvy bondu, která svou elasticitou může snižovat kontrakční pnutí kompozitního materiálu a přispívat tak k dlouhodobé odolnosti rekonstrukce, je cca 100 μm (Obr. 25) (Choi, Condon a kol. 2000).



dentin

hybridní vrstva

elastická vrstva

vrstva aheziva či
flow kompozitu

kompozitní
materiál

Obr. 25 Schéma kompenzace kontrakčního pnutí elastickou intermediární vrstvou. Převzato z (Summitt 2006)

1.4.2.2 Samoleptací adheziva (Self-etch, SEA)

Adheziva SEA přinesla významné usnadnění pracovního postupu tím, že eliminují samostatný krok leptání kyselinou a oplachování vodní sprejí. Samoleptací adheziva se dělí dle pracovního postupu a dle morfologie hybridní vrstvy:

A) Dělení dle pracovního postupu

Podle pracovního postupu lze samoleptací adheziva rozdělit na dvoukroková (2-SEA) a jednokroková (1-SEA), přičemž jednokroková lze dále dělit podle počtu složek na dvoulahvičková (two-bottles) a jednolahvičková (one-bottle), také nazývaná "all-in-one".

Dvoukroková samoleptací adheziva

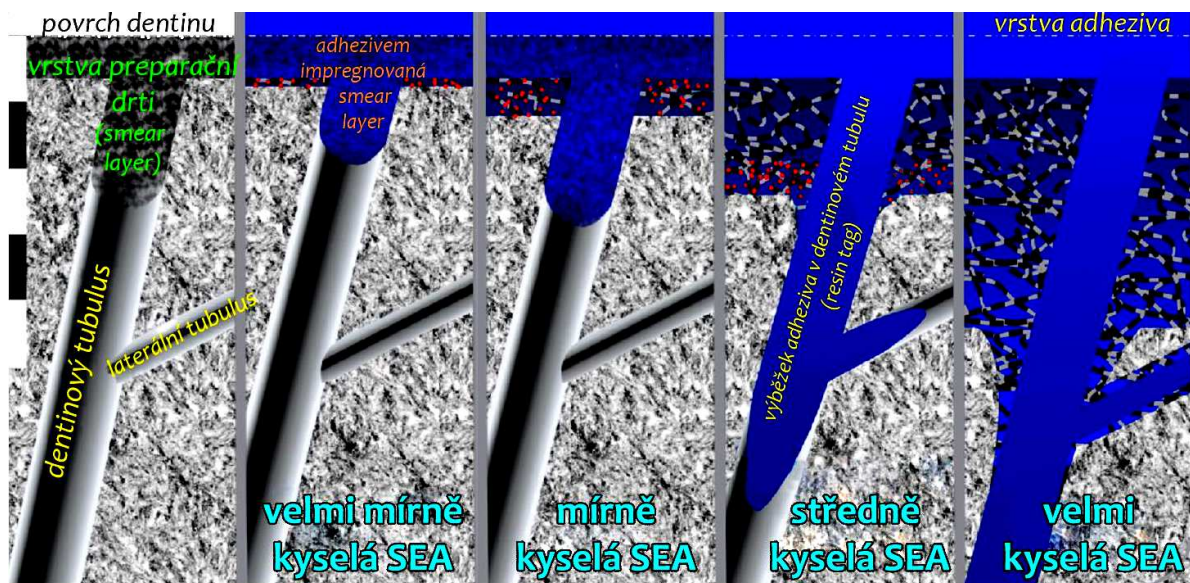
Pracovní postup 2-SEA adheziv sestává ze dvou kroků. V prvním kroku se aplikuje a nechá působit primer, ze kterého se následně proudem vzduchu odpaří rozpouštědla. Primer obsahuje monomery s kyselými funkčními skupinami, které rozpustí smear layer a penetrují do intaktních tvrdých zubních tkání. V druhém kroku se aplikuje hydrofobní bond, který prostoupí a zapečetí zubní tkáň s aplikovaným primerem. Díky tomuto "zapečetění" hydrofobní vrstvou a faktu, že produkty rozpouštění a zbytky smear layer zůstávají součástí hybridní vrstvy, dokážou některá 2-SEA adheziva velmi efektivně omezit permeabilitu dentinu (Hashimoto, Ito a kol. 2004).

Jednokroková samoleptací adheziva

Adheziva 1-SEA se aplikují v jednom kroku. Jedná se o složité směsi látek, které mají za úkol splnit všechny funkce naráz, tj. leptání, priming i bonding. Přestože uživatelsky se jedná o velmi dobře akceptovatelné výrobky s jednoduchým pracovním postupem, z hlediska kvality a odolnosti adhezního spoje nejsou tato adheziva příliš spolehlivá (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005). Jedním z důvodů snížené odolnosti adhezního spoje 1-SEA je fakt, že celá vrstva adheziva obsahuje hydrofilní monomery, které způsobují propustnost adhezního spoje pro vodu a umožňují tak uplatnění hydrolytických degradačních mechanismů (Tay, Pashley a kol. 2002).

B) Dělení dle morfologie hybridní vrstvy

Hodnota pH SEA adheziv má rozhodující vliv na rozsah demineralizace skloviny a dentinu, což určuje morfologii hybridní vrstvy. Na základě této skutečnosti lze samoleptací adheziva



pH primeru	$\geq 2,5$	≈ 2	$\approx 1,5$	< 1
tloušťka dentinové hybridní vrstvy	$\approx 100 - 300 \text{ nm}$	$\approx 1 \text{ }\mu\text{m}$	$1 - 2 \text{ }\mu\text{m}$	$3 - 5 \text{ }\mu\text{m}$

Obr. 26 Dělení SEA adheziv dle pH a míry interakce s dentinem vyjádřené tloušťkou hybridní vrstvy; vlevo schéma preparovaného dentinu pokrytého vrstvou preparáční drti (smear layer); vpravo schémata dentinu po aplikaci jednotlivých SEA adheziv s různým pH; zóna se zbytky hydroxyapatitu (červené tečky); zóna se zcela odstraněným hydroxyapatitem (černobíle pruhované křivky), měřítko (černobílé pruhy) vlevo nahoře cca 5 μm . Převzato z (Sarr, Kane a kol. 2010)

rozdělit na velmi kyselá (strong SEA), středně kyselá (intermediately strong SEA), mírně kyselá (mild SEA) a velmi mírně kyselá (ultra mild SEA) (Obr. 26) (Sarr, Kane a kol. 2010).

Velmi kyselá samoleptací adheziva (Strong SEA)

Velmi kyselá SEA vytvoří na sklovině mikroretenční povrch, který je velmi podobný jako při použití kyseliny fosforečné u ERA adheziv (Pashley a Tay 2001), a proto může být pevnost vazby na sklovinu poměrně vysoká. Na dentinu je však situace poněkud jiná, neboť četné studie prokázaly zhoršenou odolnost vazby na dentin v čase.

Při leptání dochází k rozpuštění značného množství minerálních složek, které však (kvůli absenci oplachování) zůstávají v dentinové hybridní vrstvě. Vzhledem k vysokému obsahu vody v dentinu může v důsledku rozdílů osmotického tlaku voda difundovat do hybridní vrstvy a nastartovat degradační mechanismy, které způsobí rychlý pokles pevnosti vazby (Van Landuyt, Snauwaert a kol. 2007). U některých velmi kyselých 1-SEA bylo popsáno snížení stupně konverze monomerů adheziva, čímž v dentinových tubulech zůstanou

nezpolymerované kyselé monomery, které mohou dále rozpouštět minerální složky v oblasti pod hybridní vrstvou (Wang a Spencer 2005).

Středně kyselá samoleptací adheziva (Intermediately strong SEA)

Středně kyselá SEA s pH přibližně 1,5 vytvářejí dentinovou hybridní vrstvu se dvěma rozdílnými zónami. V horní části jsou kolagenní vlákna zcela zbavena hydroxyapatitu podobně jako u ERA a velmi kyselých SEA, v dolní části jsou částečně zachované krystaly hydroxyapatitu navázány na kolagenní vlákna. Tato morfologie je způsobena postupnou neutralizací monomerů obsažených v primeru při jejich průniku do dentinu.

Mírně kyselá samoleptací adheziva (Mild SEA)

V laboratorních studiích, týkajících se některých mírně kyselých SEA, je popisován určitý problém s vazbou na sklovinu. Snížený leptací potenciál jejich primerů nedokáže na sklovině vytvořit dostatečně členitý mikroretenční reliéf v porovnání s kyselinou fosforečnou. Tento efekt se uplatňuje především při zhotovování výplní na intaktním nepreparovaném povrchu skloviny (Pashley a Tay 2001). Na jejím povrchu se většinou nachází odolnější vrstvička aprismatické skloviny, která je navíc bohatě fluoridována z prostředků ústní hygieny (zubní pasty, ústní vody s obsahem fluoridů). Řada adheziv toho typu je však spolehlivá u preparované skloviny a zajistí dlouhodobou životnost kompozitních výplní v dutině ústí (Peumans, De Munck a kol. 2010).

Na dentinu dochází působením primeru s nízkým demineralizačním potenciálem k rozpuštění a prostoupení smear layer, avšak intaktní dentin pod smear-layer je pouze mírně demineralizován. Mikroskopicky lze pozorovat, že kolagenní vlákna v hybridní vrstvě zůstávají částečně obalena krystalky hydroxyapatitu (Obr. 26). Dlouhodobá odolnost dentinové vazby těchto adheziv je vysvětlována dvěma způsoby:

- a) kolagenní vlákna v hybridní vrstvě zůstávají částečně chráněna před hydrolýzou a proteolytickými enzymy přítomným hydroxyapatitem;
- b) vedle mikromechanického kotvení v nerovnostech a interfibrilárních prostorech hybridní vrstvy se uplatňuje i chemická vazba mezi funkčními monomery adheziva a krystaly hydroxyapatitu, která přispívá ke zvýšení pevnosti adhezní vazby. Chemická vazba na hydroxyapatit byla popsána u monomerů 4-MET (kyselina 4-metakryloxyetyl trimellitová), phenyl-P (2-metakryloyloxyetylphenyl hydrogenfosfát)

a 10-MDP (10-metakryloyloxydecyl dihydrogenfosfát) (Inoue, Koshiro a kol. 2005). K dlouhodobě stabilní chemické vazbě však dochází pouze u 10-MDP (Van Landuyt, Yoshida a kol. 2008).

Velmi mírně kyselá samoleptací adheziva (Ultra mild SEA)

Velmi mírně kyselá SEA reagují s tvrdými zubními tkáněmi pouze povrchově, neboť tloušťka hybridní vrstvy na dentinu dosahuje nejvýše 300 nm (Sarr, Kane a kol. 2010). Z toho vyplývá, že jejich použití může přinášet určité potíže v případech, kdy se při preparaci kavity na povrchu zubních tkání vytvoří silná vrstva smear layer, vytvořená např. při preparaci hrubým diamantovým brouskem s nedostatečným vodním chlazením. Tato vrstva nemůže být dostatečně rozpuštěna a prostoupena funkčními monomery a zabraňuje tak interakci adheziva s intaktním dentinem (Ermis, De Munck a kol. 2008) či sklovinou (Koibuchi, Yasuda a kol. 2001, Mine, De Munck a kol. 2010), uloženými pod ní. Pevnost vazby těchto adheziv je tedy značně závislá na preparačním nástroji, způsobu chlazení a dalších faktorech, uplatňujících se při tvorbě smear layer. U tohoto typu adheziv se vedle mikromechanického kotvení může uplatňovat i chemická vazba na hydroxyapatit, podobně jako u mírně kyselých self-etch adheziv.

Závěrem této části, týkající se SEA adheziv, lze na základě výsledků četných laboratorních a klinických studií konstatovat, že pevnost vazby a schopnost vytvořit hermetický adhezní spoj 1-SEA adhezivy je většinou pod úrovní zejména vícekrokových 3-ERA či 2-SEA adhezivních systémů (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005). Příčiny nižší pevnosti a odolnosti vazby 1-SEA adheziv lze shrnout do několika bodů:

- a) Vysoká hydrofilita adheziv udržuje v adhezním spoji vodu, která následně způsobí sníženou konverzi monomerů, což se projeví menší mechanickou odolností adhezního spoje při zátěži.
- b) V důsledku separace hydrofilních a hydrofobních složek adheziva při odpařování rozpouštědla vznikají v celé tloušťce vrstvy adheziva nehomogenity, které působí jako koncentrátoři napětí a iniciují lomové procesy.
- c) Difuze vody do vrstev SEA způsobuje hydrolyzu obou složek hybridní vrstvy, tj. kolagenních vláken i polymerních složek.

1.4.3 Dlouhodobá životnost adhezního spoje

Přestože výzkum dentálních adheziv přinesl během svého vývoje značný pokrok, nelze jej považovat za ukončený, neboť nebyla dostatečně vyřešena otázka dlouhodobé odolnosti adhezního spoje. Četné in vitro studie (Burrow, Satoh a kol. 1996, Armstrong, Keller a kol. 2001, Hashimoto, Ohno a kol. 2002, Okuda, Pereira a kol. 2002) a in vivo studie (Sano, Yoshikawa a kol. 1999, Hashimoto, Ohno a kol. 2000, Takahashi, Inoue a kol. 2002, Hebling, Pashley a kol. 2005, Brackett, Tay a kol. 2007, Carrilho, Geraldini a kol. 2007, Brackett, Tay a kol. 2009) ukazují, že pevnost adhezního spoje postupem času klesá z důvodu degradace jeho jednotlivých komponent. Klinicky se degradace projevuje vznikem okrajové spáry mezi výplní a zubními tkáněmi. Následně může docházet k průniku pigmentací do spáry, které esteticky znehodnocují výplň a k průniku bakterií způsobujících sekundární kazy či k celkovému uvolnění a ztrátě výplně (Opdam, Roeters a kol. 1998, Gaengler, Hoyer a kol. 2004).

1.4.3.1 Degradace adhezního spoje

Degradace adhezního spoje může být vyvolána působením mechanických sil nebo chemických látek endogenního či exogenního původu. Výčet nejběžněji působících příčin degradace adhezního spoje je shrnut v Tab. 1.

Mechanické vlivy	Chemické vlivy
žvýkací síly	voda
kontrakční pnutí kompozitního materiálu	sliny
kontrakce a expanze způsobené rozdílnou tepelnou roztažností kompozitu a zubu (Gale a Darvell 1999)	proteolytické enzymy exogenní chemické látky

Tab. 1 Příčiny vedoucí k degradaci adhezního spoje.

Odolnost adhezního spoje závisí na vlastnostech spojovaných substrátů (tj. sklovina, dentin, kompozitní materiál) a odolnosti vlastního adheziva. V klinické praxi je však nutné brát v úvahu i různé náhodné faktory (např. kontaminace povrchu slinou, nedodržení aplikačního

protokolu apod.). Tyto faktory mohou vést k defektům adhezního spoje s dopadem na jeho krátkodobou i dlouhodobou odolnost.

Vlastnosti tvrdých zubních tkání	Sklovina	Dentin	Odolnost*
možnost zbavit tkáň vody, která může při nedokonalém odstranění způsobit poréznost adhezního spoje, působit hydrolýzu adheziva a aktivovat proteolytické enzymy	ano	ne	+
možnost použití adheziv bez těkavých rozpouštědel, která mohou při nedokonalém odstranění způsobit poréznost adhezního spoje	ano	ne	+
možnost použití hydrofobního adheziva	ano	ne	+
nutnost použití amfifilních monomerů, které urychlují průnik vody do adhezního spoje a jeho degradaci	ne	ano	-
přítomnost kolagenních vláken, která ve vodném prostředí podléhají degradaci proteolytickými enzymy	ne	ano	-
možnost vytvořit mikroretenční reliéf, který aktivně přijímá monomery adheziva kapilární silou	ano	ne	+

Tab. 2 Souhrn vlastností ovlivňujících vytvoření adhezního spoje na dentinu a sklovině.

* Sloupec "Odolnost" udává, zda přítomnost konkrétní vlastnosti přispívá (+) či nepřispívá (-) ke zvýšení odolnosti adhezního spoje.

Prvořadým účastníkem adhezního spoje jsou sklovina a dentin. Jejich odolnost proti různým degradačním vlivům předurčuje úspěšnost zhotoveného adhezního spoje (Tab. 2). Z informací uvedených v Tab. 2 je patrné, že jednou z hlavních příčin degradace je voda. Klinické i laboratorní studie poukazují na to, že sklovinný adhezní spoj má díky vysokému obsahu minerálních složek méně míst napadnutelných degradačními procesy, a proto je dlouhodobě odolnější, než adhezní spoj na dentinu. Proto výplně, které jsou zcela ohraničeny sklovinou, vykazují většinou delší životnost, než výplně s okraji v dentinu. Degradací působení vody

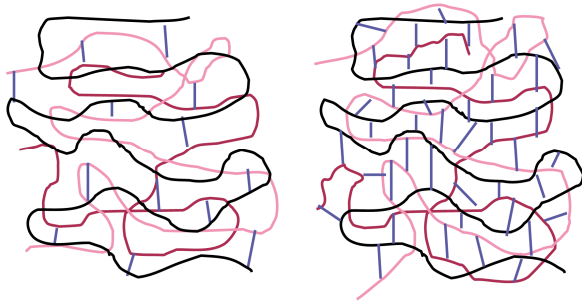
se projevuje především u vazby k dentinu, který obsahuje velké množství vody a v průběhu aplikace adheziva ji nelze zcela odstranit běžně dostupnými materiály a technikami (Tay, King a kol. 2002, Hashimoto, Sano a kol. 2004, Kim, Gu a kol. 2010, Sadek, Castellan a kol. 2010, Brackett, Li a kol. 2011).

V intaktním dentinu je voda vázána v intrafibrilárních prostorech kolagenních vláken a je přítomna i v dentinových tubulech, odkud může při preparaci vytékat na povrch kavity. Voda může být přiváděna rovněž do interfibrilárních prostor kolagenní matrix při oplachování kyseliny u ERA adheziv, či jako součást složení primerů. Nejčastěji popisované degradační účinky vody na adhezní spoj jsou:

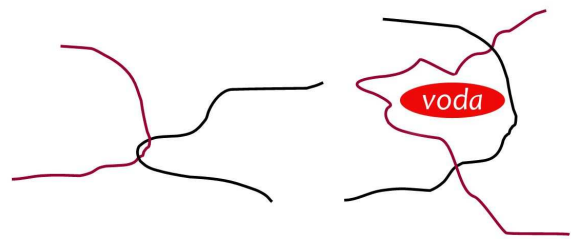
- a) přímá hydrolyza kolagenních vláken (De Munck, Van Meerbeek a kol. 2003);
- b) fázová separace složek adheziva (Spencer a Wang 2002);
- c) snížení stupně konverze monomerů adheziva (Spencer a Wang 2002) (Obr. 27);
- d) přímá oxidace a hydrolyza hydrofilních monomerů adheziva (Ferracane 2006) a částic mikroplniva (Brackett, Li a kol. 2011);
- e) sorpce vody adhezivem (Ferracane 2006) a jeho plastifikace (Tay, Pashley a kol. 2004, Ito, Hashimoto a kol. 2005, Yiu, King a kol. 2006) (Obr. 28);
- f) vyplavování monomerů z adheziva (Ferracane 2006);
- g) umožnění funkce proteolytických enzymů (Carrilho, Geraldini a kol. 2007);

Pokud se při aplikaci adheziva nepodaří odstranit vodu z mikroretenčního reliéfu, bude voda fyzicky bránit penetraci monomerů do struktury dentinu (Spencer a Swafford 1999). V hybridní vrstvě vzniknou defektní, mechanicky oslabené zóny, které obsahují pouze vodu a kolagenní vlákna (Nakabayashi, Ashizawa a kol. 1992, Van Meerbeek, Dhem a kol. 1993, Burrow, Satoh a kol. 1996, Spencer a Swafford 1999). Při mechanickém zatížení dochází ke koncentraci napětí na těchto defektech, které iniciují praskliny.

Přestože v intaktním dentinu obsahují kolagenní vlákna určité množství vázané vody, jsou vlákna chráněna před jejím hydrolytickým působením krystaly hydroxyapatitu. V zónách s nedokonalou hybridizací zůstávají kolagenní vlákna odhalena a může zde docházet k jejich přímé hydrolyze vodou s následným rozpadem struktury.



Obr. 27 Nízký (vlevo) a vysoký (vpravo) stupeň konverze, spojený s vyšším stupněm zesíťování (cross-link density) polymerní matrice je jedním z faktorů určujících permeabilitu adheziva pro vodu a tudíž náchylnost k různým degradačním procesům. Převzato z (Ferracane 2006)



Obr. 28 Schéma plastifikačního účinku vody, která oddaluje polymerní řetězce a tím snižuje odolnost adheziva při mechanickém zatížení a urychluje další průnik vody. Převzato z (Ferracane 2006)

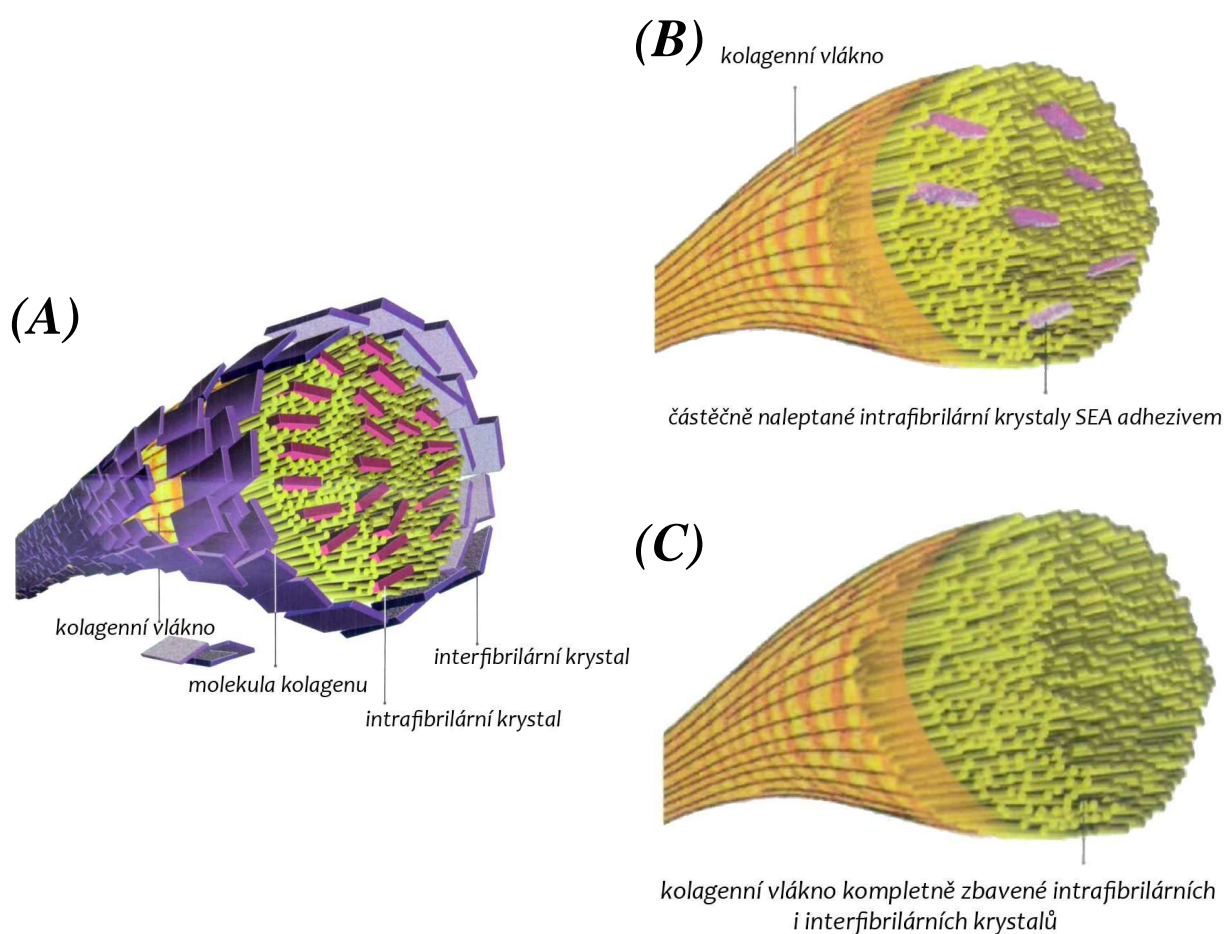
V dentinu se krystaly hydroxyapatitu nacházejí jak na povrchu kolagenních vláken (extrafibrilárně v interfibrilárních prostorech), tak v jejich vnitřní struktuře (intrafibrilárně) (Obr. 29). Tyto krystaly vážou uvnitř struktury dentinu různé biomolekuly v inaktivované formě. Při odleptání krystalů aplikací adheziva dochází k uvolnění a aktivaci těchto biomolekul. V souvislosti s výzkumem odolnosti adhezního spoje byly objeveny biomolekuly matrixové metaloproteinázy (MMP). Tyto proteolytické enzymy mohou ve vodném prostředí rozkládat kolagenní vlákna a akcelarovat tak snížení pevnosti adhezního spoje (Obr. 30).

Stupeň štěpení kolagenu tímto mechanismem je závislý na konkrétním adhezivu. Obecně lze říci, že při použití ERA adheziv dochází k degradaci kolagenních vláken působením matrixových metaloproteináz z povrchu i z vnitřku vlákna, protože silná kyselina odleptá vnitřní i vnější krystaly hydroxyapatitu z kolagenních vláken (Pashley, Tay a kol. 2011). U SEA adheziv s $\text{pH} > 2$ probíhá degradace kolagenních vláken působením MMP pouze z povrchu směrem dovnitř, neboť tato adheziva odleptají pouze vnější krystaly hydroxyapatitu z povrchu kolagenních vláken a krystaly uvnitř kolagenních vláken zůstanou zachovány (Obr. 29).

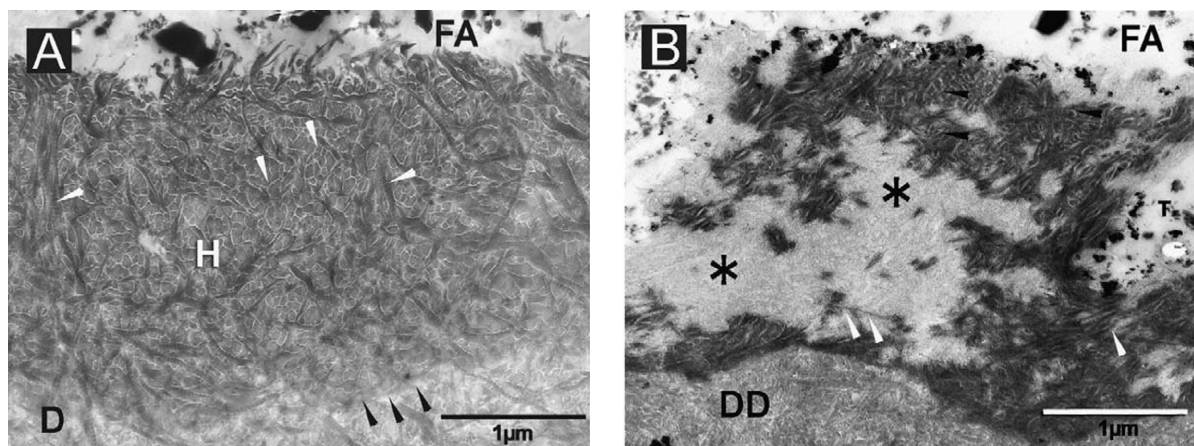
1.4.3.2 Odolnost adhezního spoje vůči působení peroxidových bělicích gelů

Odolnost adhezního spoje mezi tvrdými zubními tkáněmi a kompozitními materiály je tedy jedním z hlavních faktorů, určujících životnost rekonstrukce zubu. Adhezní spoj je během své

funkce v dutině ústní zatěžován mechanickými vlivy, hydrolytickým působením vody (Hashimoto, Ohno a kol. 2000) a v neposlední řadě různými exogenními chemickými agens, obsaženými v potravinách, nápojích, prostředcích ústní hygieny (Lee, Greener a kol. 1994, Hobson, McCabe a kol. 2000). Jednou skupinou chemických látek, které mohou negativně ovlivňovat adhezni spoj, jsou organické peroxidy, obsažené v bělicích gelech (Dudek, Roubickova a kol. 2012). Tyto bělicí prostředky jsou v současné době široce používány k zesvětlení zubů, které dnes patří mezi často prováděné estetické zákroky ve stomatologii. Účinnou látkou bělicích gelů je peroxid vodíku nebo jeho prekurzor karbamid peroxid.



Obr. 29 Schéma kolagenního vlákna ve vztahu k dentinovým minerálním krystalům hydroxyapatitu. <A> Přirozený stav, kde jsou přítomny interfibrilární i intrafibrilární krystaly. Stav po leptání mírně kyselým SEA adhezivem, kdy jsou odstraněny extrafibrilární a částečně zachovány intrafibrilární krystaly. <C> Stav po leptání kys. fosforečnou, která odstranila veškeré krystaly z interfibrilárního i intrafibrilárního prostoru. Převzato z (Pashley, Tay a kol. 2011)



Obr 30. Řez dentinovou hybridní vrstvou ERA adheziva Optibond FL. <A> Kontrolní vzorek 48 hodin po zhotovení. V hybridní vrstvě (H) jsou dobře patrná obarvená kolagenní vlákna (některá označena bílými šipkami). FA = vrstva adheziva s kompozitním plnivem, H = hybridní vrstva, D = intaktní laboratorně demineralizovaný dentin, černé šipky = rozhraní D a H. Experimentální vzorek vystavený 44 měsíců působení vody. V hybridní vrstvě nejsou patrná obarvená kolagenní vlákna (*), neboť byla rozštěpena matrixovými metaloproteinázami. Převzato z (Armstrong, Vargas a kol. 2004)

Dle požadavků na rychlost a intenzitu bělicího efektu se používají koncentrace odpovídající ekvivalentu 5 % až 35 % peroxidu vodíku. Uvádí se, že mechanismus účinku bělicích gelů spočívá v uvolňování kyslíkových radikálů, které reagují s dvojnými vazbami chromoforních molekul uvnitř tvrdých zubních tkání (Dahl a Pallesen 2003, Joiner 2006, Minoux a Serfaty 2008). Změna v konjugaci dvojných vazeb posouvá absorpční spektrum chromoforních molekul a tím dochází ke vjemu světlejší barvy. Vzhledem k nespecifickému působení volných radikálů může však docházet k reakcím nejen s chromoforními molekulami, ale i s okolními tvrdými zubními tkáněmi (Tam a Noroozi 2007, Attin, Schmidlin a kol. 2009), rekonstrukčními materiály (Turker a Biskin 2003, Wattanapayungkul a Yap 2003, Hannig, Duong a kol. 2007) a v neposlední řadě s adhezivním spojem, který je nejvíce náchylný k degradaci.

Doposud se výzkum v této oblasti soustřeďoval zejména na to, zda je možné zhotovit adhezivně fixovanou výplň na aktuálně bělenou sklovinu či dentin. Výsledky studií ukazují, že zbytky peroxidu vodíku, deponované v průběhu bělení do tvrdých zubních tkání, inhibují radikálovou polymeraci metakrylátových monomerů adheziva (Minoux a Serfaty 2008). Proto nelze dosáhnout plnohodnotné vazby na aktuálně bělených tvrdých zubních tkáních a je třeba po bělení několik dnů až týdnů vyčkat (Dishman, Covey a kol. 1994, Cavalli, Reis a kol. 2001). Negativní efekt bělicích přípravků na adhezivní spoje však lze okamžitě potlačit

použitím antioxidantů (např. kyselina askorbová) a adhezivně rekonstruovat v jedné návštěvě.

Menší pozornost byla dosud věnována vlivu peroxidových přípravků na adhezní spoj již existující kompozitní rekonstrukce. Tyto účinky byly sledovány pouze v několika studiích, a to měřením pevnosti vazby (Cavalli, de Carvalho a kol. 2005, Barcellos, Benetti a kol. 2010), měřením lomové houževnatosti (fracture toughness) (Far a Ruse 2003) a mikronetěsnosti (microleakage) (Crim 1992). Výsledky těchto studií však nejsou jednoznačné. Někteří autoři popisují pokles pevnosti vazby ke sklovině, ale ne k dentinu (Cavalli, de Carvalho a kol. 2005), jiní pokles pevnosti vazby k dentinu (Far a Ruse 2003) a další pokles pevnosti vazby k oběma tvrdým zubním tkáním (Barcellos, Benetti a kol. 2010).

2. Hypotézy a cíle práce

2.1 Pracovní hypotézy

Současná populace především mladších pacientů je trvale vystavena působení řady látek s potenciálním korozním efektem na kompozitní rekonstrukce, zhotovené adhezivními technikami. Zatímco degradace adhezního spoje ve vodě byla předmětem řady studií, účinek dalších látek je prozkoumán jen ojediněle. Chybí ucelený pohled na tuto problematiku, a především systematický přístup výzkumu, zaměřený na typické adhezivní systémy s odlišnými vlastnostmi. Pevnost vazby není materiálovou konstantou. Její hodnoty závisejí na experimentálním uspořádání a lokálním rozložení napětí při zatížení adhezního spoje. Studium odolnosti adhezního spoje v různých prostředích vyžaduje použití řady technik, včetně fraktografických postupů, doplňujících multidisciplinární přístup k řešení této problematiky. Životnost adhezního spoje determinuje i životnost celé rekonstrukce, a proto znalost průběhu a mechanismu porušování adhezního spoje v prostředích s potenciálním korozním efektem má výrazný preventivní význam.

Peroxidové bělicí přípravky při svém rozpadu produkují velmi reaktivní kyslíkové radikály, které napadají nejenom chromoforní skupiny zbarvující sklovinu, ale mohou působit oxidačním účinkem na zubní tkáň a rekonstrukční materiály. Zkoumání odolnosti adhezního spoje v tomto prostředí může poskytnout další údaje nejenom o odolnosti adhezního spoje v tomto prostředí, ale i o mechanismu degradace adhezního spoje v silně agresivním prostředí.

2.2 Cíle práce

Souhrn poznatků z teorií, vývoje a aplikovaných technologií adhezního spoje kompozitních výplňových materiálů na zubní tkáň a podněty pro vlastní experimentální studii.

Implementace adhezivních technologií v ošetření zubního kazu přinesla do stomatologické praxe rozpoznatelný pokrok, projevující se nejen vysoce estetickým výsledkem ošetření, ale také možností ušetřit velký objem tvrdých zubních tkání, k jejichž ztrátám vedly dřívější výplňové technologie s invazivní preparací kazivých lézí pro dosažení mechanické retence výplňových materiálů. Včasné zastavení progresu zubního kazu pomocí adhezivních technologií vytvořilo předpoklady pro výraznější preventivní účinek ošetření zubního kazu,

akcelerovaný neustále pokračujícím vývojem adhezivních prostředků a kompozitních materiálů, zajišťujících akceptovatelně dlouhou životnost z nich zhotovených rekonstrukcí.

Kromě správné klinické praxe, která je základním požadavkem úspěšnosti zubního ošetření, je životnost výplně dána jednak vlastnostmi kompozitních materiálů a dále odolností adhezního spoje mezi kompozitním materiálem a tvrdými zubními tkáněmi. Vývoj kompozitních materiálů dospěl do takové fáze, kdy životnost výplně je v převážné míře dána vlastnostmi a odolností adhezního spoje, který se tak stává určujícím faktorem pro úspěch ošetření.

Adhezní spoje dentálních rekonstrukcí jsou v ústní dutině vystaveny různým mechanickým, chemickým a biologickým vlivům. Jedním z významných chemických agens jsou peroxidové bělicí gely, používané pro zesvětlení zubů. Tento kosmetický zákrok je dnes ve stomatologické praxi velmi rozšířen. Účinnou látkou bělicích gelů je peroxid vodíku či jeho prekurzory, které při svém rozkladu uvolňují kyslíkové radikály, reagující s chromoforními molekulami pigmentů, usazených v tvrdých zubních tkáních. Volné radikály však reagují nescificky, tj. nejenom s chromoforními molekulami, ale i s tvrdými zubními tkáněmi, rekonstrukčními materiály a adhezním spojem.

Doposud byl výzkum odolnosti adhezního spoje vůči bělení soustředěn na to, zda je možné zhotovit adhezivně fixovanou výplň na aktuálně bělené tvrdé zubní tkáň. Ukazuje se, že v tvrdých zubních tkáních zůstávají po dobu několika dní až týdnů po bělení rezidua peroxidu vodíku, která inhibují radikálovou polymeraci metakrylátových monomerů adheziva a narušují tak vytvoření kvalitního adhezního spoje.

Vlivu bělení na již existující kompozitní rekonstrukce bylo dosud věnováno pouze několik studií, v nichž byla testována odolnost adhezního spoje, exponovaného bělicím prostředkům, např. měřením pevnosti vazby, lomové houževnatosti, a mikronetěsnosti. Výsledky těchto studií však nejsou jednoznačné. Otázka vlivu bělicích prostředků na pevnost vazby adhezivních výplňových materiálů na sklovinu a dentin zůstává tedy dále otevřená a vyžaduje další studie s experimentálním i klinickým ověřením.

V obecné rovině bylo cílem předkládané práce shromáždit a utřídit současné poznatky o vlastnostech adhezního spoje při ošetřování zubního kazu adhezivními výplňovými technologiemi se zřetelem k vlastnostem adhezivních prostředků, tvrdých zubních tkání a se

zaměřením na možné degradační mechanismy, které se mohou uplatňovat v prostředí dutiny ústní.

Jak bylo uvedeno výše, technologický vývoj adhezivních prostředků stále pokračuje s cílem přinést do praxe jednak spolehlivější a jednak i uživatelsky komfortnější prostředky. V klinické praxi lze tudíž nalézt řadu adhezivních systémů, o jejichž stabilitě v agresivním ústním prostředí a zejména, o jejichž odolnosti vůči různým lokálně aplikovaným léčivým přípravkům, hygienickým a kosmetickým prostředkům zatím chybí údaje.

V této souvislosti si pozornost zaslouží bělicí prostředky, které v poslední době doznaly značného rozšíření v populaci, a to jednak díky jejich používání při bělení zubů v ordinaci zubního lékaře a také při jejich nekontrolovaném používání v individuální domácí péči o chrup.

Cílem experimentální části práce bylo objasnit vliv bělení karbamid-peroxidovým bělicím gelem na pevnost vazby mezi tvrdými zubními tkáněmi a kompozitem pro čtyři adhezivní systémy s různým pracovním postupem.

Koncept studie, která je obsahem předkládané disertace, vycházel z nulové hypotézy, podle níž bělení zubů s použitím přípravků reálně dostupných na trhu neovlivňuje pevnost vazby mezi tvrdými zubními tkáněmi a kompozitním materiálem.

K ověření této hypotézy bylo nutné přinést důkazy o vlastnostech adhezivního spoje, exponovaného bělicím prostředkům v podmínkách in vitro, nastavených podle standardního modelu testování pevnostních vlastností a stability adhezivních prostředků, obsažených v technické normě ISO/TS 11405:2003.

V experimentální části práce bylo vytyčeno několik dílčích cílů:

1. Proměřit pevnost vazby vytvořené s několika typickými adhezivními systémy na sklovině a dentinu a její odolnost v agresivním prostředí peroxidových bělicích gelů.
2. S pomocí metod elektronové mikroskopie charakterizovat a vyhodnotit morfologii povrchů skloviny a dentinu po aplikaci použitých adhezivních systémů jako východisko pro interpretaci jejich interakce s tvrdými zubními tkáněmi.

3. Metodami fraktografické analýzy zjistit oblast adhezního spoje, kde dochází k jeho případné degradaci.
4. Nalézt přijatelné vysvětlení mechanismu degradace adhezního spoje v prostředí peroxidových bělicích gelů.

Na základě získaných poznatků formulovat doporučení pro výběr adheziv v klinické praxi, která by přispěla k prevenci selhávání adhezivních technologií při ošetřování zubního kazu.

3. Materiály a metodika

3.1 Materiály

Ve studii byla použita čtyři dentální adheziva:

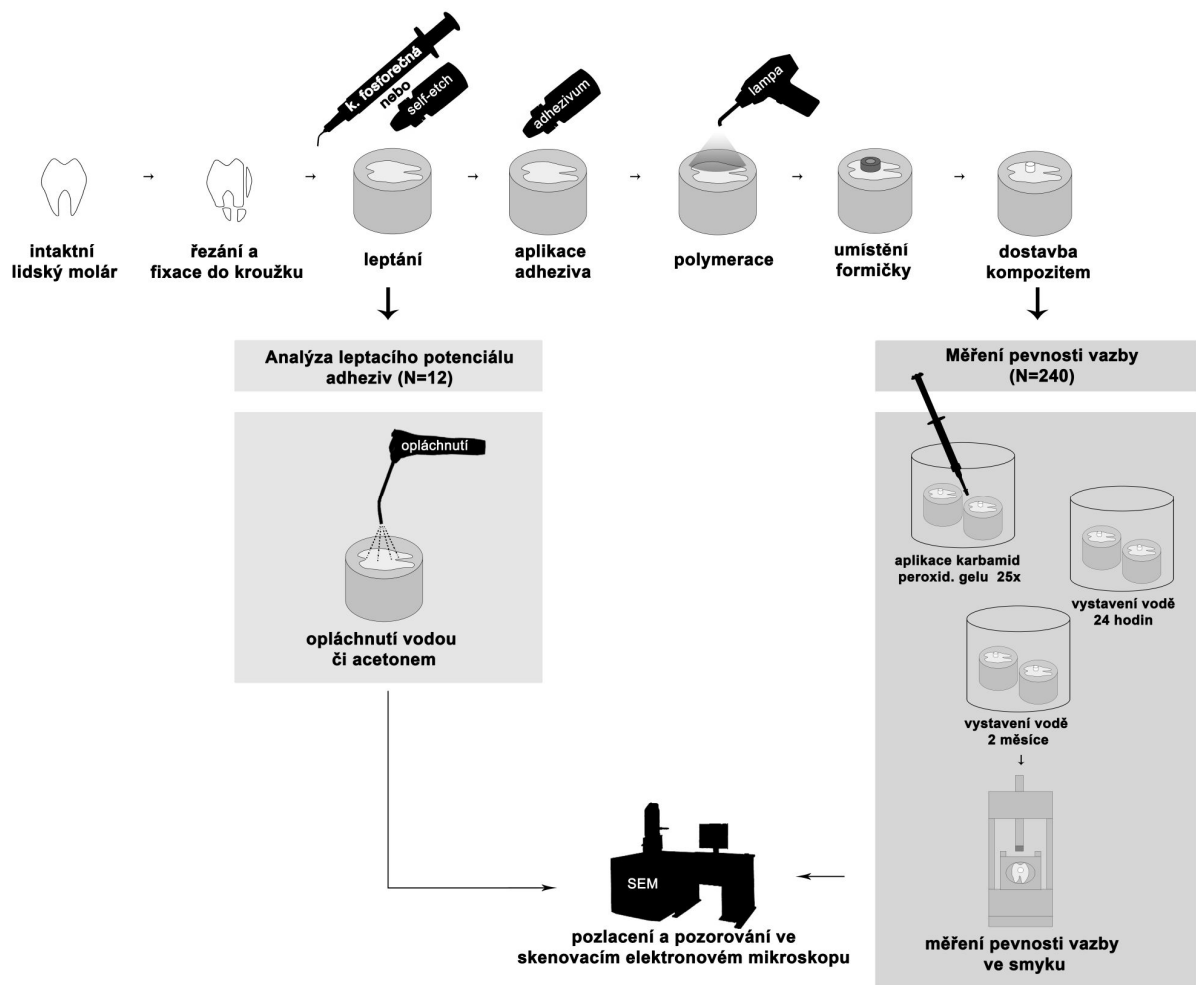
1. 2-ERA, Gluma Comfort Bond s leptacím gelem Gluma Etch 20 Gel (dále GLU);
2. 2-SEA, Clearfil SE Bond (dále CLE);
3. dvoulahvičkové 1-SEA, Adper Prompt (dále ADP);
4. jednolahvičkové (all-in-one) 1-SEA, iBond (dále IBO).

Experimentální dostavby byly zhotoveny z mikrohybridního kompozitního materiálu Charisma (Heraeus Kulzer GmbH, Německo). Adhezivní systémy a kompozitní materiál byly použity v souladu s návody výrobců. Chemické složení a aplikační protokoly jednotlivých materiálů jsou uvedeny v Tab. 3. Světelná polymerace byla prováděna halogenovou polymerační lampou Elipar TriLight (3M ESPE, Německo). Intenzita světelného toku polymerační lampy 800 mW/cm^2 byla kontrolována v pravidelných intervalech pomocí integrovaného čidla a testeru světelného výkonu EVT 460 (Preciosa, Česká republika).

K bělení byl použit komerčně dostupný 20% karbamid peroxidový gel Opalescence PF 20 (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, USA), ekvivalentní 6,6 % peroxidu vodíku (Tab. 3). Aby se předešlo rozkladu peroxidu a tím riziku snížení jeho koncentrace, byl skladován při teplotě $4 \text{ }^\circ\text{C}$ a použit v první čtvrtině své expirační doby.

3.2 Uspořádání studie

Ve studii byly použity intaktní lidské třetí moláry, extrahované z ortodontických důvodů. Zuby byly po extrakci očištěny od zbytků měkkých tkání a uchovány po dobu jednoho týdne ve vodném roztoku 0,5% chloraminu-T a poté v destilované vodě při teplotě $4 \text{ }^\circ\text{C}$ ve shodě s doporučeními Mezinárodní organizace pro Standardy dle technické normy ISO/TS 11405:2003.



Obr. 31 Schéma pracovního postupu

Pro experimenty byly použity zuby skladované nejvýše do šesti měsíců od jejich extrakce. Po odříznutí kořenů vodou chlazeným diamantovaným kotoučem na pomaluběžné laboratorní pile (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) byly zuby upevněny do fixačních kroužků pomocí chemicky tuhnoucí pryskyřice Spofacryl (SpofaDental a.s., Jičín, Česká republika) (Obr. 31).

Celkem 240 takto připravených zubů bylo náhodně rozděleno do dvou skupin (n=120) pro testování pevnosti vazby ke sklovině a k dentinu. Za účelem vytvoření rovného sklovinného povrchu kruhového tvaru o průměru cca 4 mm byl u vzorků určených pro testy na sklovině bukální či lingvální povrch skloviny zbrúšen brusným papírem z karbidu křemíku P1200 o průměrné velikosti zrn 15 μm (Buehler Ltd). U vzorků určených k testům na dentinu byla bukální či lingvální sklovina nejprve odříznuta diamantovaným kotoučem a odhalený dentin následně zbrúšen brusným papírem P1200. Vzorky pro zkoušky na sklovině a dentinu byly

dále rozděleny do čtyř podskupin (n=30) dle použitého adheziva. V rámci každého adheziva byly vytvořeny tři podskupiny - dvě kontrolní a jedna experimentální (n=10). Vzorky první kontrolní skupiny byly po zhotovení kompozitních dostaveb uchovávány v destilované vodě po dobu 24 hodin, vzorky druhé kontrolní skupiny po dobu dvou měsíců, během kterých byl na vzorky experimentální skupiny aplikován bělicí gel, a to celkem 25 krát v osmihodinových intervalech.

Dvanáct podobně připravených vzorků se zbrúšenou sklovinou a dentinem bylo připraveno pro testování leptacích schopností jednotlivých adheziv.

3.3 Měření pevnosti vazby smykovým zatížením

3.3.1 Příprava vzorků

Po aplikaci adheziva a jeho polymeraci byly na sklovině i dentinu zhotoveny standardizované kompozitní dostavby s pomocí válcové polyetylenové formičky o průměru 3,5 mm a výšce 2 mm. Formička byla umístěna na povrch zubu, zaplněna kompozitním materiálem, který byl polymerován po dobu 20 sekund. Zhotovené vzorky byly ihned ponořeny do vody a po 24 hodinách byly polyetylenové formičky opatrně odstraněny.

U experimentálních skupin bylo aplikováno cca 0,1 g bělicího gelu na rozhraní kompozitní dostavby a zubních tkání tak, aby bělicí gel byl v kontaktu s adhezním spojem. Poté byl vzorek spolu s malým kouskem vaty smočené ve vodě (zajištění standardního prostředí o 100% relativní vlhkosti) zabalen do plastové fólie Parafilm M (Alcan Packaging, Chicago, IL, USA). Po osmi hodinách byl bělicí gel opatrně odstraněn pomocí tekoucí vody a jemného zubního kartáčku a vzorky byly ponořeny do destilované vody až do dalšího bělicího cyklu.

Vzorky první kontrolní skupiny byly uloženy v destilované vodě po dobu 24 hodin a vzorky druhé kontrolní skupiny dva měsíce. Vzorky všech skupin byly uchovávány v termostatu při teplotě 37 °C.

3.3.2 Vlastní měření

Po skončení expozic byly vzorky jednotlivých experimentálních i kontrolních skupin upevněny do testovacího zařízení Bencor-Multi-T (Danville Engineering Co, San Ramon, CA, USA) a zatíženy ve smyku přístrojem AGS-G (AGS-G, Shimadzu, Kyoto, Japonsko) při rychlosti pohybu příčnicku 0,75 mm/min. Pevnost vazby při smykovém zatížení

v megapascalch (MPa) byla vypočtena jako podíl síly při porušení vzorku v Newtonch (N) a velikosti adhezní plochy v mm².

3.4 Mikroskopická analýza

3.4.1 Fraktografická analýza

Základní fraktografická analýza vzorků po měření pevnosti vazby byla provedena optickým stereomikroskopem SMZ 2T (Nikon, Tokyo, Japonsko) při zvětšení 10 až 60 krát. Následně byla provedena detailní analýza skenovacím elektronovým mikroskopem JSM 5500-LV (dále SEM, JEOL, Tokyo, Japonsko) při zvětšení 20 až 6000 krát. Vzorky pro SEM analýzu byly sušeny při pokojové teplotě po dobu jednoho týdne a poté pokryty tenkou vrstvou zlata pomocí vakuové naprašovačky JFC-1200 Fine Coater (JEOL).

Rozlišovány byly tři typy lomů:

1. adhezní lomy lokalizované na rozhraní mezi tvrdými zubními tkáněmi a adhezivem, včetně lomů procházejících mezi adhezivem a hybridní vrstvou;
2. kohezní lomy, kdy lomová linie procházela tvrdými zubními tkáněmi nebo kompozitním materiálem;
3. smíšené lomy zahrnující oba předešlé typy.

Lomová plocha u všech dentinových vzorků byla zaznamenána SEM při zvětšení 25 krát a následně byl změřen podíl lomu typu 1 a 2 pomocí software pro analýzu obrazu SigmaScan 5 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

3.4.2 Hodnocení leptacího potenciálu adheziv

Gel kyseliny fosforečné a primery SEA adheziv byly aplikovány na povrch skloviny a dentinu dle návodu výrobce (Tab. 3). Pro zjištění rozsahu demineralizace smear layer a povrchu zubních tkání byly vzorky po opláchnutí vodou u GLU nebo acetonem u CLE, ADP a IBO (odstranění leptacího gelu a monomerů adheziva) vysušeny a analyzovány pomocí SEM.

3.5 Statistická analýza dat

Pevnosti vazby adhezního spoje v kontrolních skupinách, uchovávaných ve vodě 24 hodin, byly analyzovány neparametrickým Kruskal-Wallisovým testem s vícenásobným

porovnáním průměrného pořadí. Za účelem analýzy vlivu bělení na pevnost adhezního spoje byl nejprve proveden test rozdílu mezi kontrolní skupinou exponovanou po dobu 24 hodin a dvou měsíců pomocí Mann-Whitneyho U-testu. Pokud nebyl tímto testem nalezen signifikantní vliv času, byla data obou kontrolních skupin spojena a porovnána identickým testem s pevností vazby vzorků experimentální skupiny, u níž byl aplikován bělicí gel. Pokud byl nalezen signifikantní rozdíl mezi kontrolními skupinami po 24 hodinách a dvou měsících, a tedy potvrzen vliv času, byla pro porovnání s bělenými skupinami použita pouze data z dvouměsíční skupiny.

Všechny statistické analýzy byly provedeny na hladině významnosti 95 % s pomocí statistického software Statistica 7.1 (StatSoft Inc, Tulsa, OK, USA).

Materiál	Výrobce	Chemické složení	Protokol *
Adhezivní systémy			
Gluma Comfort Bond (GLU)	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Německo	<i>Leptací přípravek:</i> Gluma Etch 20 Gel (kys. fosforečná 20%) <i>Bond:</i> HEMA, 4-META, polykyselina, etanol, fotoiniciátory, kys. polyakrylová	e (20 s), r, d (1-2 s), 3x b (15 s), w (15 s), d, c (20 s)
Clearfil SE Bond (CLE)	Kuraray Mediacal Inc., Okayama, Japonsko	<i>Primer:</i> 10-MDP, HEMA, hydrofilní dimetakrylát, kafrechinon, N,N-dietanol-p-toluidin, voda <i>Bond:</i> 10-MDP, bis-GMA, HEMA, hydrofobní dimetakrylát, kafrechinon, N,N-dietanol-p-toluidin, silanizovaný koloidní SiO ₂	p (20 s), d, b, d, c (10 s)
Adper Prompt (ADP)	3M ESPE AG, Seefeld, Německo	<i>tekutina A:</i> metakrylestery kyseliny fosforečné, bis-GMA, iniciátory tuhnutí na bázi kafrechinonu, stabilizátory <i>tekutina B:</i> voda, HEMA, kys. polyalkenoátová, stabilizátory	m (A+B), a (15 s), d, a, d, c (10 s)
iBond (IBO)	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Německo	4-META, UDMA, glutaraldehyd, aceton, voda, fotoiniciátory, stabilizátory	3x a, w (30 s), d, c (20 s)

Kompozitní materiál

Charisma	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Německo	bis-GMA, TEGDMA, UDMA, barium fluoridové sklo, SiO ₂ , iniciátory, stabilizátory, pigmenty	c (20 s)
----------	---	--	----------

Bělicí gel

Opalescence PF 20	Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA	karbamid peroxid 20 hmotnost. %, fluorid sodný 0,25 hmotnost. % dusičnan draselný	25 krát 8 hodin
----------------------	---	---	-----------------

bis-GMA: bisphenol A diglycidyl metakrylát; HEMA: 2-hydroxyetyl metakrylát; 10-MDP: 10-metakryloyloxydecyl dihydrogen fosfát; 4-META: anhydrid 4-metakryloyetyl trimellitové kyseliny; TEGDMA: trietylenglykol dimetakrylát; UDMA: uretan dimetakrylát. * Pracovní protokol: (a) aplikace; (b) bonding; (c) osvětlení; (d) osušení /rozfouknutí; (e) leptání; (m) míchání; (p) priming; (r) oplachování; (w) prodleva

Tab. 3 Materiály a aplikační protokoly

4. Výsledky

4.1 Pevnost vazby při smykovém zatížení

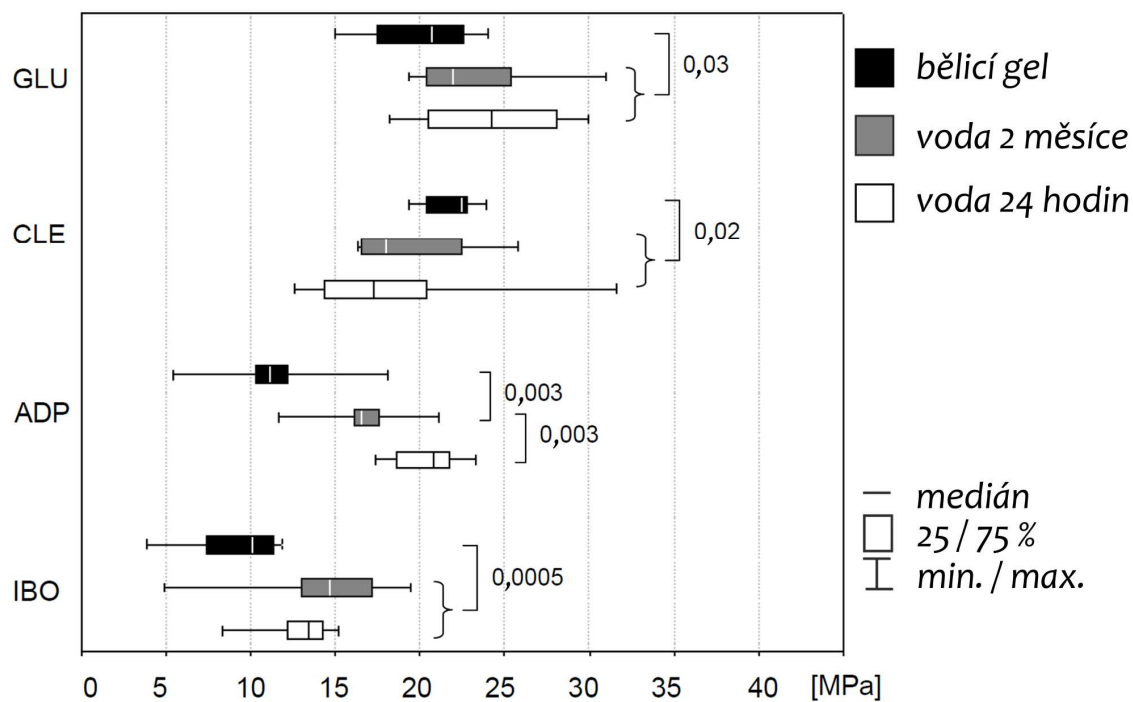
Průměry pevností vazeb jednotlivých testovaných skupin vzorků společně se směrodatnými odchylkami a neparametrickými hodnotami - mediánem, prvním a třetím kvantilem, minimem a maximem pro vzorky na sklovině a na dentinu jsou uvedeny v Tab. 4 a 5 a na Obr. 32 a 33.

Sklovina	Voda		Bělicí gel
	24 hodin	2 měsíce	
	$\bar{\phi}$ (SD)	$\bar{\phi}$ (SD)	$\bar{\phi}$ (SD)
GLU	24,3 (4,0)	23,3 (3,8)	20,2 (2,9)
CLE	18,3 (5,4)	19,7 (3,6)	22,0 (1,5)
ADP	20,4 (2,0)	16,9 (2,6)	11,2 (3,3)
IBO	13,0 (1,9)	14,3 (4,3)	8,9 (3,1)

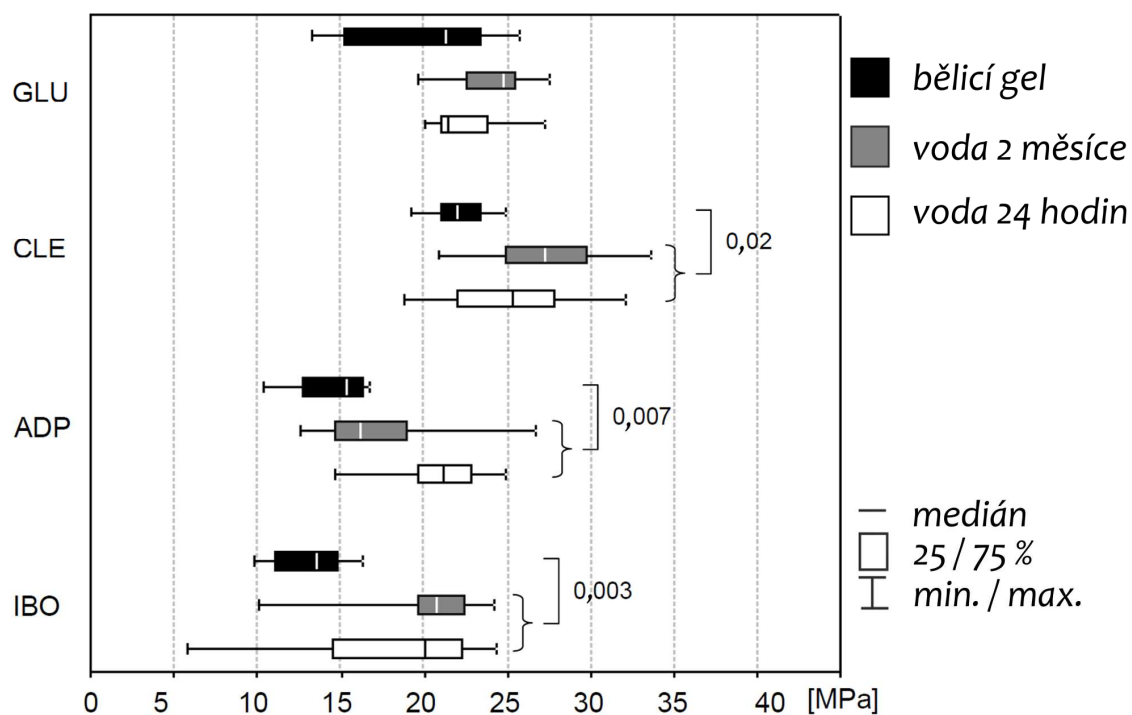
Tab. 4 Pevnost vazby na sklovině [MPa] vyjádřená jako průměr ($\bar{\phi}$) a směrodatná odchylka (SD)

Dentin	Voda		Bělicí gel
	24 hodin	2 měsíce	
	$\bar{\phi}$ (SD)	$\bar{\phi}$ (SD)	$\bar{\phi}$ (SD)
GLU	22,3 (2,1)	24,1 (2,7)	19,6 (4,8)
CLE	25,0 (4,2)	26,9 (3,9)	22,0 (1,8)
ADP	20,7 (2,9)	17,2 (4,4)	14,5 (2,1)
IBO	17,5 (6,7)	20,0 (3,9)	13,4 (2,3)

Tab. 5 Pevnost vazby na dentinu [MPa] vyjádřená jako průměr ($\bar{\phi}$) a směrodatná odchylka (SD)



Obr. 32 Pevnost vazby na sklovině. Závorky označují kontrolní skupiny, které byly pro statistickou analýzu spojeny. Signifikantní rozdíly jsou vyznačeny vertikálními spojkami a hodnotami statistické významnosti p .



Obr. 33 Pevnost vazby na dentinu. Závorky označují kontrolní skupiny, které byly pro statistickou analýzu spojeny. Signifikantní rozdíly jsou vyznačeny vertikálními spojkami a hodnotami statistické významnosti p .

Výsledky měření pevnosti vazby na sklovině v kontrolních skupinách exponovaných po dobu 24 hodin ve vodě ukazují, že nejvyšší pevnosti vazby bylo dosaženo pro adhezivum GLU, následováno ADP, CLE a IBO, přičemž hodnoty pro GLU ($p < 0,00001$) a ADP ($p < 0,002$) byly signifikantně vyšší, než pro IBO.

U kontrolní skupiny na dentinu bylo pořadí adheziv po 24 hodinách ve vodě odlišné, a to CLE, GLU, ADP, IBO, přičemž hodnota pro IBO byla signifikantně nižší než CLE ($p < 0,03$).

Po dvouměsíčním působení vody došlo u některých adheziv k poklesu, ale i k nárůstu pevnosti vazby v porovnání s 24 hodinovou expozicí (Tab. 4 a 5), přičemž výsledky statistické analýzy (Obr. 32 a 33) ukázaly, že s výjimkou ADP na dentinu rozdíl mezi nimi signifikantní nebyly.

Z tohoto důvodu byly hodnoty kontrolních skupin po 24 hodinách a po dvou měsících, s výjimkou ADP na dentinu, sloučeny a použity pro statistické porovnání se skupinami vzorků, vystavených působení bělicího gelu. Pro ADP na dentinu byly pro porovnání použity pouze výsledky dvouměsíční kontrolní skupiny.

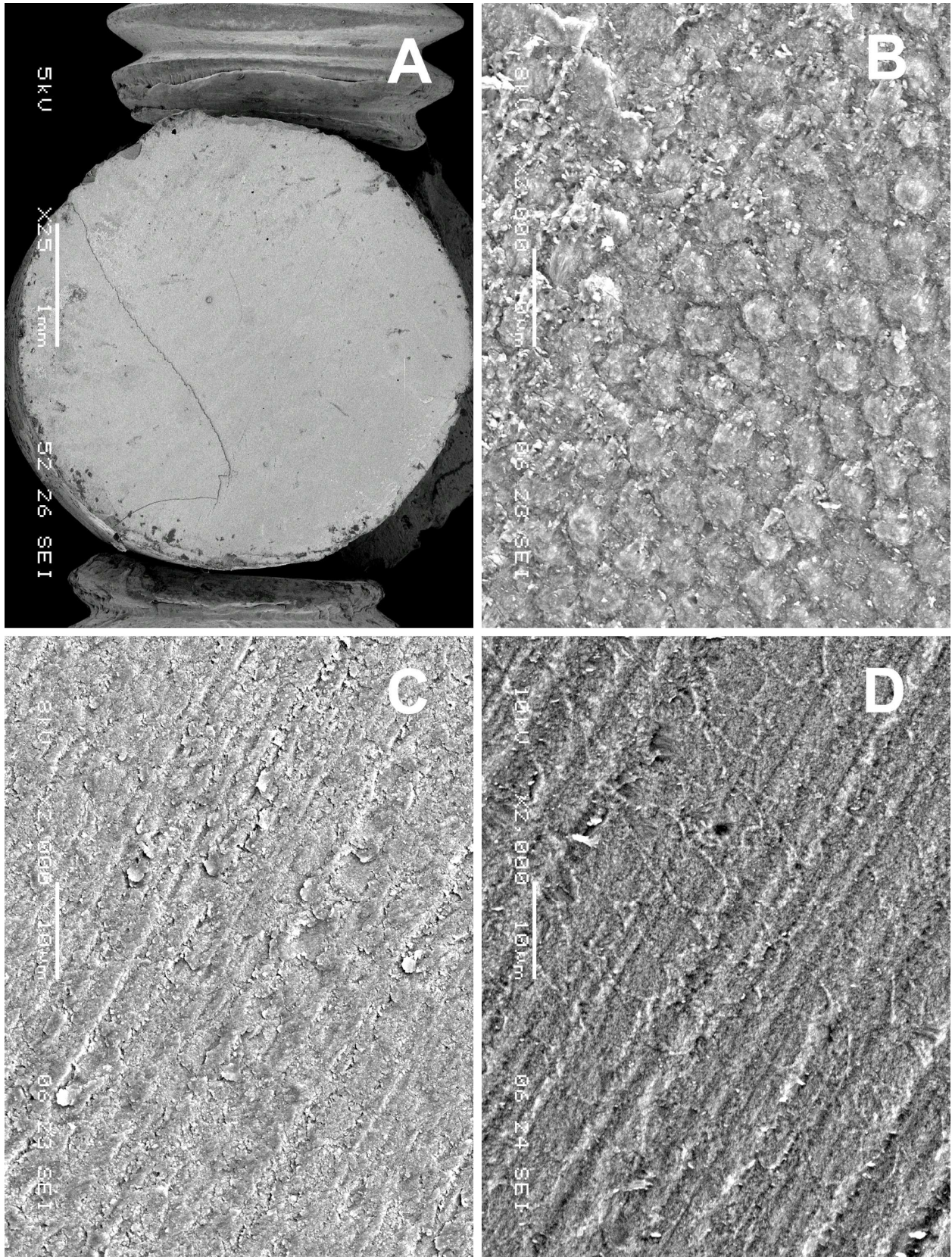
V porovnání s kontrolními skupinami bělení způsobilo statisticky signifikantní pokles pevnosti vazby pro GLU a CLE na sklovině i dentinu, s hodnotami $p = 0,02-0,03$ (viz Obr. 32 a 33). Pro ADP a IBO byl nalezen signifikantní pokles pevnosti vazby rovněž, avšak s hodnotami p řádově nižšími ($p = 0,003-0,0005$), což jasně potvrzuje degradaci adhezního spoje.

4.2 Fraktografická analýza

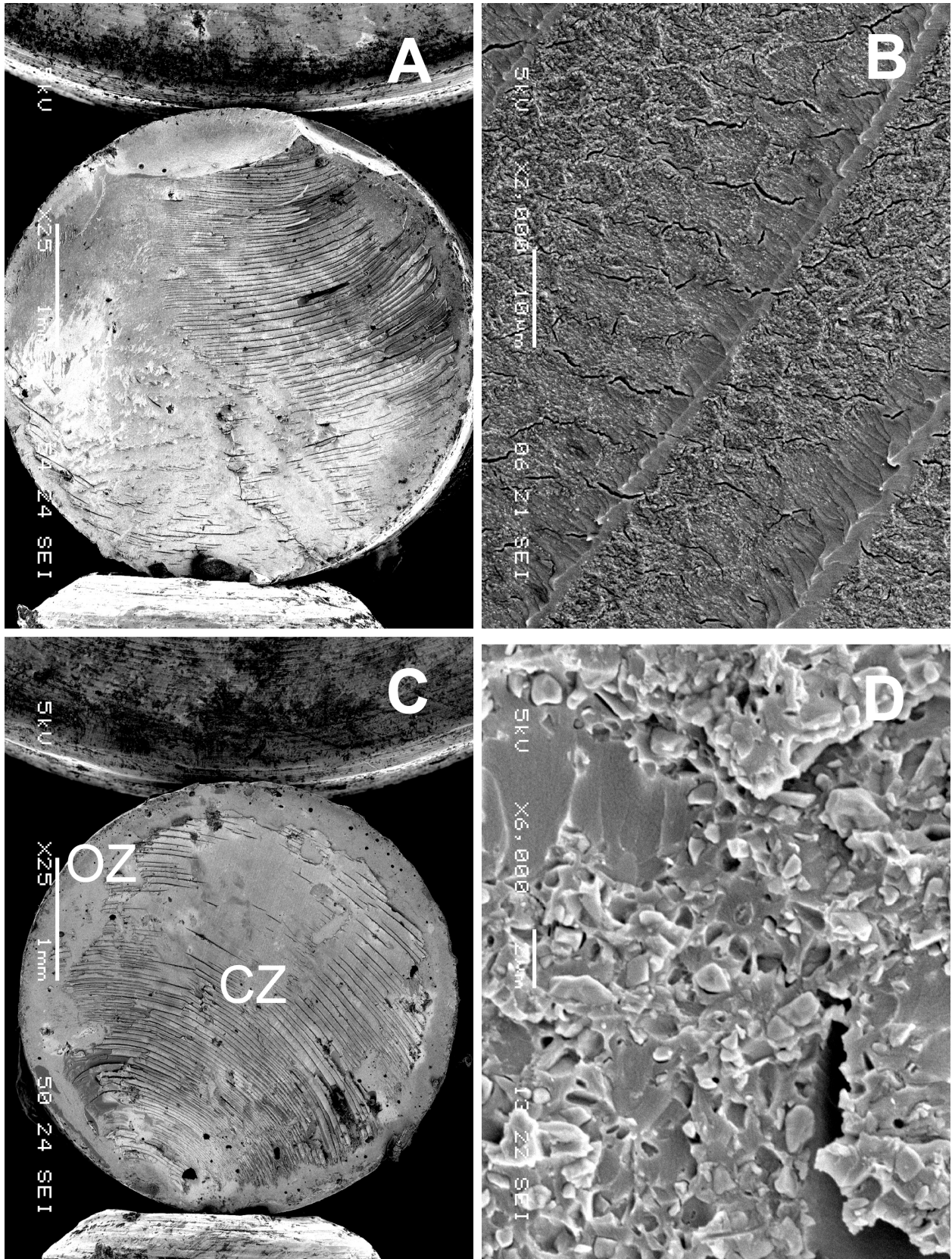
Sklovina – vzorky s adhezivem GLU, CLE a IBO, vystavené působení vody i bělicího gelu, vykazovaly podobné chování s typickými adhezními lomy na rozhraní mezi sklovinou a adhezivem, s charakteristickým obrazem sklovinných prizmat a rýhami způsobenými brusnými částicemi při přípravě standardní smear layer. Na lomové ploše byly patrné i ojedinělé zbytky kohezně porušené vrstvy adheziva (Obr. 34). U vzorků ADP, vystavených působení vody, byl obraz jiný: na lomové ploše byly pozorovány rozsáhlé oblasti kohezně porušeného adheziva ve formě řas, orientovaných kolmo na směr působící síly (Obr. 35 A). U experimentálních skupin vzorků ADP došlo vlivem peroxidového bělicího gelu ke změně charakteru lomu. Vzorky vykazovaly dvě odlišné lomové zóny (Obr. 35 C): okrajovou (dále OZ) a centrální (dále CZ). Zatímco obraz CZ byl shodný se vzorky kontrolní skupiny

exponované ve vodě s obrazem řas kohezně porušeného adheziva, v OZ byly patrné částice plniva kompozitu, drobné dutinky po uvolněných částicích plniva a místa kohezně porušeného adheziva (Obr. 35 D). Lom v OZ byl tedy lokalizován mezi kompozitním materiálem a vrstvou adheziva. Morfologie OZ byla obdobná jako morfologie povrchu kompozitní dostavby, který byl v přímém kontaktu s bělicím gelem. Toto zjištění ukazuje především na porušení vazby mezi částicemi plniva a pojiva kompozitu působením peroxidového bělicího gelu.

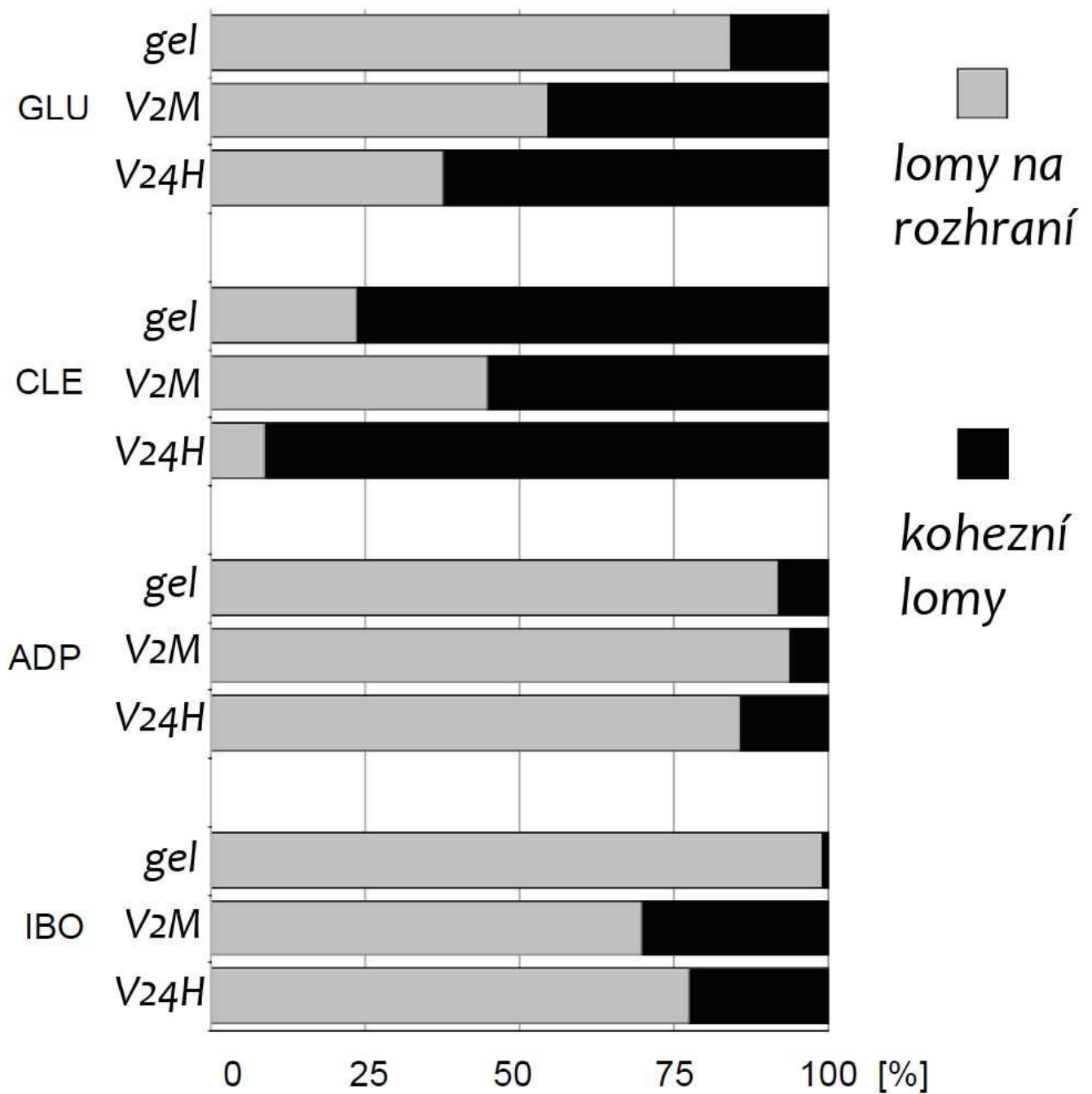
Dentin - vzorky adheziv GLU a CLE, vystavené působení vody, vykazovaly smíšený typ lomu s rozsáhlými zónami kohezního porušení v dentinu a kompozitu. U CLE se po bělení rozsah kohezních lomů nezměnil, avšak u GLU došlo ke zmenšení podílu kohezních zón ve prospěch adhezního typu lomu (Obr. 36). U vzorků ADP, vystavených působení vody, byly nalezeny rozsáhlé zóny kohezně porušeného adheziva ve formě řas s různě velkými oblastmi s patrnými zbytky částic kompozitního plniva. Po bělení vzorky ADP vykazovaly opět dvě zřetelně odlišné zóny (Obr. 37 A): okrajovou (OZ) a centrální (CZ), podobně jako na sklovině, avšak s jiným charakterem lomu. Lom v CZ byl shodný s lomy kontrolních vzorků, vystavených působení vody (Obr. 37 B). Avšak v OZ linie lomu probíhala kohezně uvnitř vrstvy adheziva bez výraznějších morfologických znaků (Obr. 37 C, levá část), či s oblastmi drobných defektů v adhezivu (Obr. 37 D). Na kontrolních vzorcích IBO ve vodě byly pozorovány lomy na rozhraní dentinu a vrstvy adheziva s typickými rýhami po broušení, dentinové tubuly se zbytky výběžků adheziva (resin tags) v jejich ústí (Obr. 38 A) a dále kohezní lomy vrstvou adheziva ve formě řas, pokrytých částicemi plniva kompozitu (Obr. 38 B). Na některých vzorcích byly nalezeny drobné dutinky na rozhraní kompozitního materiálu a vrstvy adheziva (Obr. 38 C), často pozorované u podobných adheziv (Van Landuyt, Snauwaert a kol. 2007). U vzorků IBO po bělení byl převažující charakter lomu pouze adhezní, tj. na rozhraní mezi dentinem a adhezivem, s rýhami po broušení a se zbytky kohezně porušené vrstvy adheziva (Obr. 38 D).



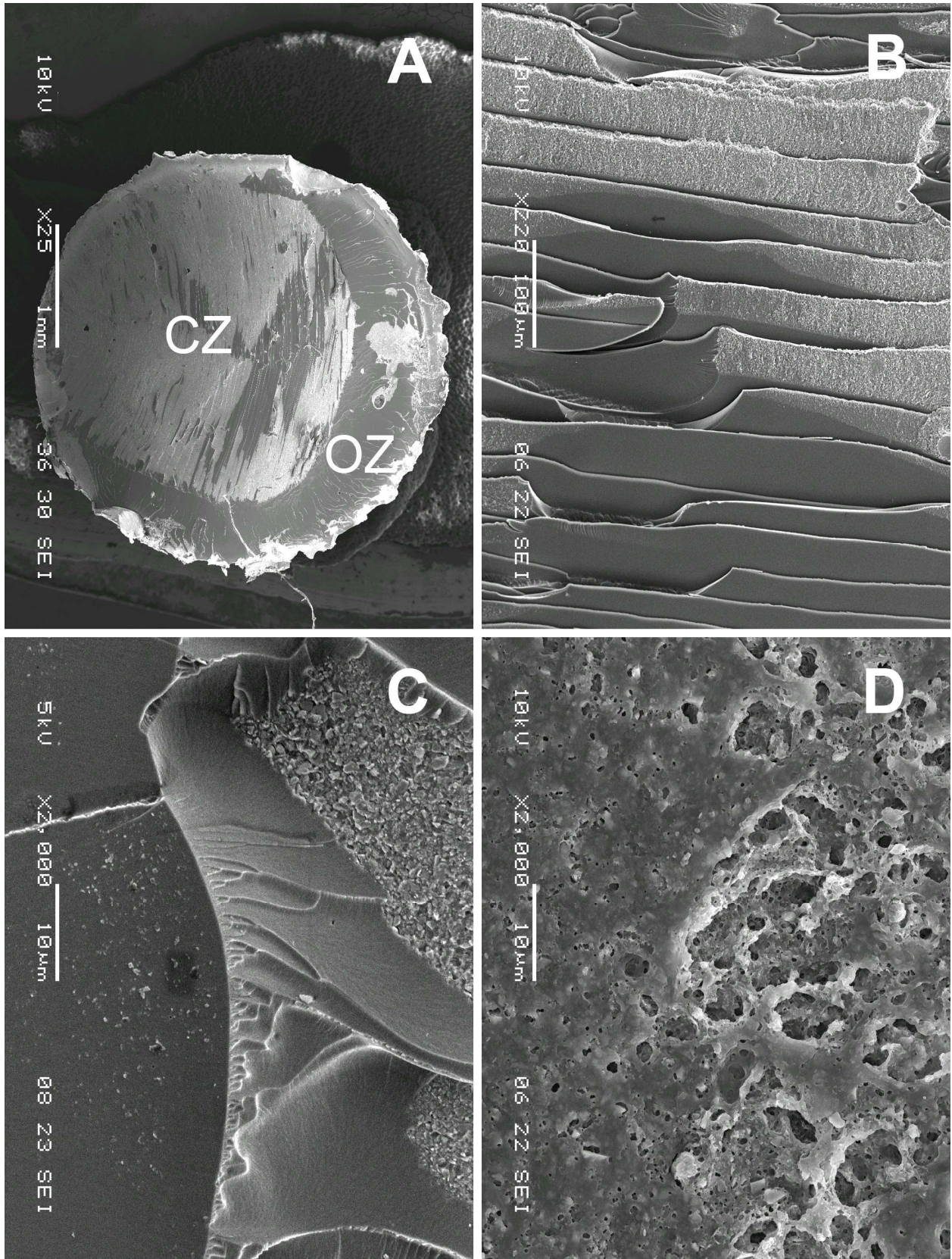
Obr. 34 Typický obraz lomových ploch vzorků GLU, CLE a IBO na sklovině po expozici vodě a bělení. <A> GLU, kompozitní strana, adhezní lom rozhraním mezi vrstvou adheziva a sklovinou (25 x). GLU, sklovinná strana s prizmaty (2000 x). <C> Sklovinná strana, povrch pokryt zbytky smear layer s rýhami po brusných částicích a mělkými prohlubněmi, pravděpodobně reprezentujícími prizmata (2000 x). <D> IBO, sklovinná strana, viditelné obrysy prizmat na rýhami zbrázděném povrchu (2000 x).



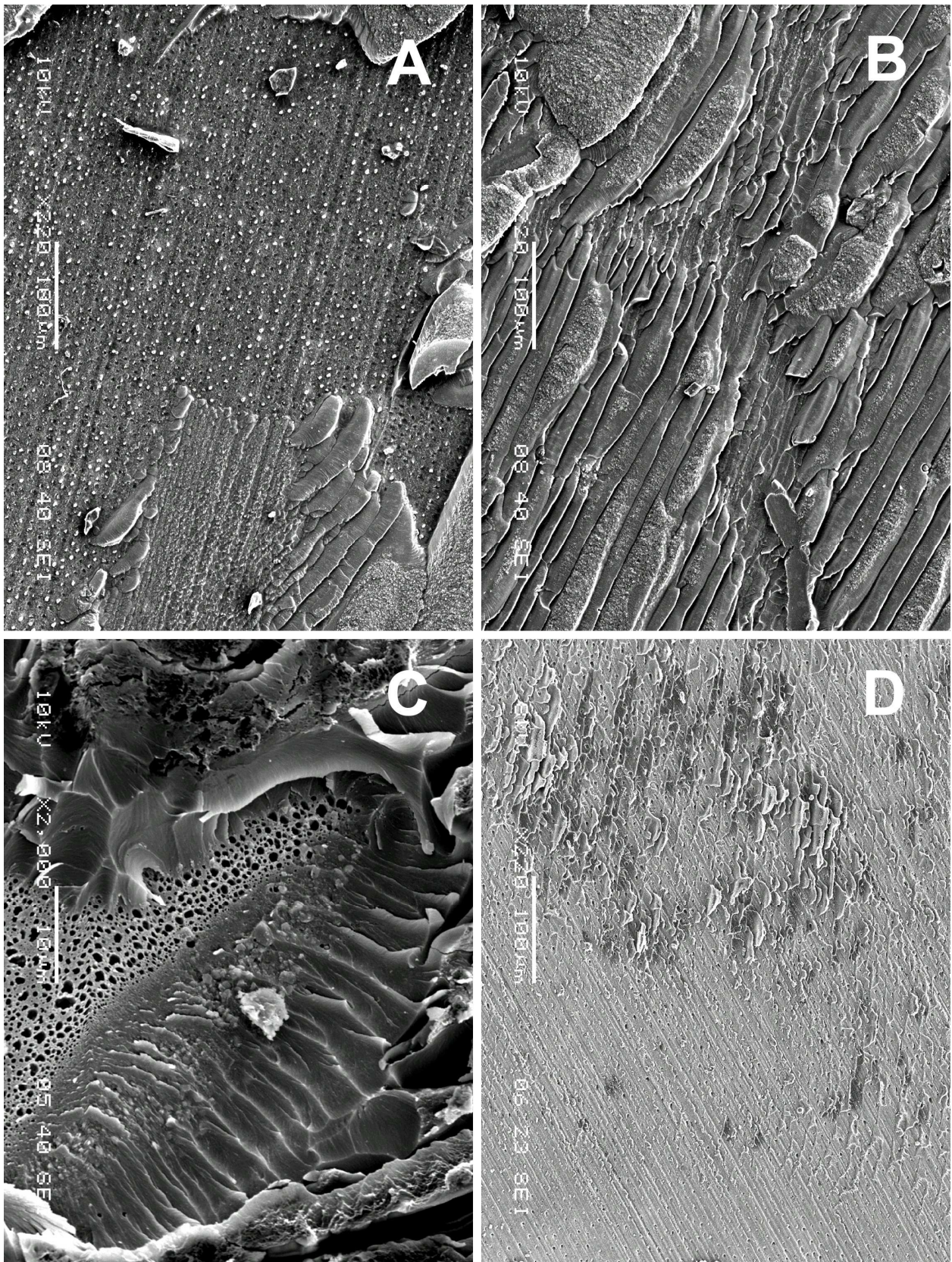
Obr. 35 Typický obraz lomových ploch sklovinných vzorků ADP. <A> Voda 2 měsíce, kompozitní strana, lom rozhraním mezi vrstvou adheziva a sklovinou (25 x). Sklovinná strana protilehlá obrázku A, prizmata a zbytky vrstvy adheziva (2000 x). <C> Bělící gel, kompozitní strana, okrajová zóna (OZ) a centrální zóna (CZ) (25 x). <D> Bělící gel, sklovinná strana, detail okrajové zóny, povrch vrstvy adheziva pokryt zbytky částic plniva kompozitu a dutinkami po jejich uvolnění (6000 x).



Obr. 36 Zastoupení jednotlivých typů lomů pro vzorky dentinových skupin, vyjádřené v % celkové lomové plochy. gel = bělicí gel, V2M = voda 2 měsíce, V24H = voda 24 hodin



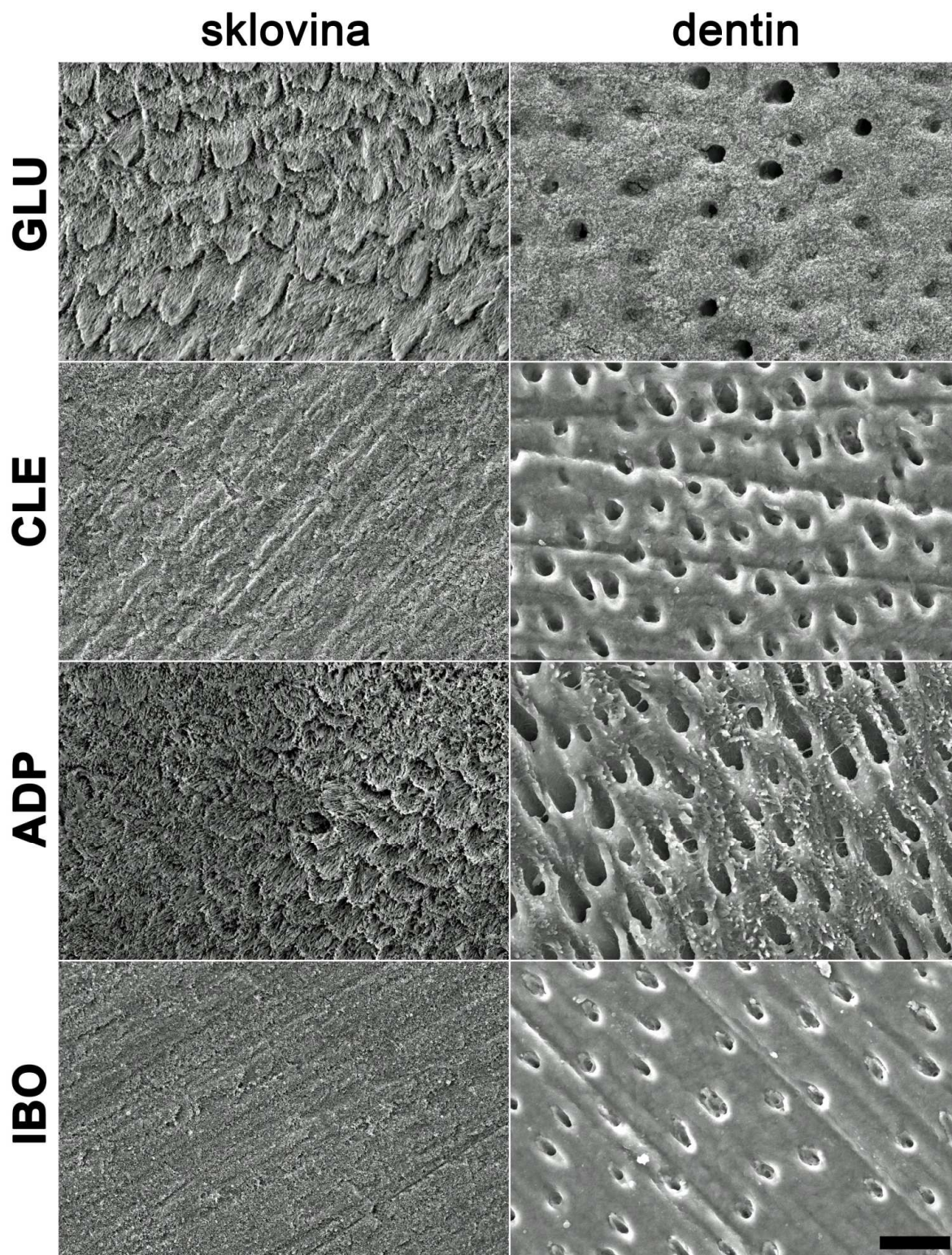
Obr. 37 Typický obraz lomových ploch dentinových vzorků ADP po bělení. <A> Kompozitní strana vzorku, okrajová zóna (OZ) a centrální zóna (CZ) (25 x). Dentinová strana vzorku, detail CZ, kohezní fraktura vrstvou adheziva a částice plniva kompozitního materiálu na povrchu některých řas (220 x). <C> Kompozitní strana, hranice mezi OZ a CZ, kohezní fraktura vrstvou adheziva (levá polovina) a kohezní fraktura kompozitním materiálem (pravá polovina) (2000 x). <D> Kompozitní strana, oblast drobných defektů v OZ (2000 x).



Obr. 38 Typický obraz lomových ploch dentinových vzorků IBO. <A> Voda 24 hodin, dentinová strana, lom rozhraním mezi dentinem a vrstvou adheziva, patrné rýhy po brusných částicích a malé oblasti s kohezně porušeným adhezivem (220 x). Voda 24 hodin, dentinová strana, kohezní fraktura vrstvou adheziva ve formě řas a částice plniva kompozitu na jejich hřebenech (220 x). <C> Voda 24 hodin, kompozitní strana, malá zóna pórovitých defektů na rozhraní kompozitu a vrstvy adheziva (2000 x). <D> Bělící gel, dentinová strana, fraktura rozhraním mezi dentinem a vrstvou adheziva, patrné rýhy po brusivu a zbytky vrstvy adheziva (220 x).

4.3 Leptací potenciál adheziv

Morfologie povrchu skloviny a dentinu po naleptání gelem kyseliny fosforečné či primery všech adheziv jsou na Obr. 39. Gluma Etch 20 Gel působil nejagresivněji, odhalil typická sklovinná prizmata a široce otevřel dentinové tubuly. Povrch dentinu byl částečně překryt částicemi oxidu křemičitého z leptacího gelu. Agresivní leptací schopnosti byly nalezeny rovněž u ADP, který také odhalil prizmatickou strukturu skloviny a na dentinu široce otevřel tubuly. Na některých místech však byla morfologie prizmat méně výrazná. U adheziv CLE a IBO zůstala sklovina překryta smear layer s typickými rýhami, které byly způsobeny brusnými částicemi při přípravě vzorků. Přestože smear layer na dentinu byla odstraněna a tubuly otevřeny, hluboké rýhy po brusivu zde byly přítomny také, což potvrzuje nízký leptací potenciál těchto dvou adheziv.



Obr. 39 Morfologie skloviny a dentinu po leptání gelem kys. fosforečné a SEA adhezivy. GLU Etch 20 aplikován 20 s: na sklovině patrná prizmata; na dentinu otevřené dentinové tubuly místy pokryté částicemi SiO_2 . CLE primer aplikován 20 s: na sklovině patrná smear layer; na dentinu smear layer odstraněna částečně, viditelné otevřené tubuly; na obou tvrdých zubních tkáních viditelné rýhy po brusných částicích. ADP aplikován 15 + 10 s: na sklovině smear layer odstraněna, patrná prizmata; dentin zbavený smear layer, viditelné otevřené tubuly. IBO aplikován 30 s: sklovina částečně pokryta smear layer, místy patrné obrisy prizmat; dentinové tubuly otevřené; stopy po broušení jasně viditelné na sklovině i dentinu. Měřítka vpravo dole 10 μm , 2000 x

5. Diskuse

Mnoho studií ukazuje, že vystavení adhezního spoje dlouhodobému působení vody snižuje pevnost vazby mezi kompozitním materiálem a tvrdými zubními tkáněmi. Rozsah a mechanismus degradace značně závisí na chemickém složení adheziva a konkrétním pracovním postupu, typu tkáně, na které je kompozitní materiál fixován, a na délce expozice vodnému prostředí (Hashimoto, Ohno a kol. 2000, De Munck, Van Meerbeek a kol. 2003, Armstrong, Vargas a kol. 2004, Gamborgi, Loguercio a kol. 2007). Avšak informací, týkajících se odolnosti adhezního spoje ve vztahu k různým chemickým látkám a prostředkům, určeným pro použití v ústní dutině, je podstatně méně. Mezi tyto přípravky patří i peroxidové bělicí gely pro bělení vitálních zubů, což je jeden z nejčastěji prováděných estetických zákroků v dutině ústní.

Doposud byly publikovány pouze tři studie, zabývající se vlivem bělicích prostředků na pevnost vazby již zhotovených kompozitních výplní, avšak jejich výsledky nejsou ve vzájemném souladu. Cavalli a kol. (Cavalli, de Carvalho a kol. 2005) měřili pevnost vazby pomocí metody "microtensile bond strength" mezi lidskou sklovinou i dentinem a kompozitem při použití 2-ERA adheziva Single Bond a 2-SEA adheziva Clearfil SE Bond. Po bělení 10% karbamid peroxidovým gelem šest hodin denně po dobu dvou týdnů byl nalezen pokles pevnosti vazby na sklovině pro Clearfil SE Bond. Pokles pevnosti vazby na dentinu nalezen nebyl. Barcellos a kol. (Barcellos, Benetti a kol. 2010), kteří použili 2-ERA Adper Single Bond 2, pozorovali pokles pevnosti vazby na bovinní sklovině i dentinu po vystavení 15% a 20% karbamid peroxidovému gelu šest hodin denně po dobu dvou týdnů. Degradace adhezního spoje, vytvořeného na dentinu adhezivem 2-ERA Single Bond, byla nalezena také ve studii Far a Ruse (Far a Ruse 2003), kteří testovali odolnost adhezního spoje vůči bělení metodou lomové houževnatosti. Jejich výsledky ukázaly, že karbamid peroxidové gely o koncentracích vyšších než 11 % poškodily dentinový adhezní spoj po 70 hodinovém bělení. Z jejich pozorování dále vyplynulo, že charakter lomu se změnil z původně kohezního lomu adheziva na lom rozhraním mezi dentinem a adhezivem, což rovněž potvrzuje jeho poškození.

Vzhledem k tomu, že náchylnost k degradaci adhezního spoje závisí na použitém adhezivu (Hashimoto, Nagano a kol. 2011, Pashley, Tay a kol. 2011, Van Meerbeek, Yoshihara a kol. 2011), bylo pro tuto studii vybráno několik typických zástupců adheziv s různými pracovními protokoly, reprezentujících současný stav poznání adhezivní technologie. Pro bělení byl

zvolen gel s obsahem 20 % karbamid peroxidu jako zástupce přípravků doporučených pro bezpečné bělení (Haywood 1992).

Statistická analýza odhalila různou odolnost adhezních spojů jednotlivých adheziv vůči bělení (Obr. 32 a 33). Adheziva 2-ERA GLU a 2-SEA CLE, která patří k nejspolehlivějším, jak bylo ověřeno experimentálně *in vitro* i v klinických studiích (Gallo, Burgess a kol. 2005, Bradna, Vrbova a kol. 2008), vykazovala mírné, ale přesto signifikantní poklesy pevnosti vazby na sklovině a v případě CLE i na dentinu (Obr. 32 a 33). Fraktografická analýza odhalila převážně lomy na rozhraní skloviny a vrstvy adheziva a v případě dentinu smíšené lomy s velkým podílem kohezních porušení dentinu či kompozitu, přičemž proces bělení však nezpůsobil výrazné změny charakteru těchto lomů (Obr. 36). Smíšené lomy s podílem kohezního porušení substrátů se vyskytují u testů pevnosti vazby ve smyku často. Jsou způsobeny především nerovnoměrným rozložením napětí při tomto typu zatížení a rozdílnými mechanickými vlastnostmi dentinu a kompozitu (Van Noort, Cardew a kol. 1991, Versluis, Tantbirojn a kol. 1997). V případě výskytu kohezních lomů, zasahujících do substrátů, by výsledky měření pevnosti vazby měly být interpretovány opatrně, a to z důvodu nesplnění základního požadavku, tj. porušení adhezního spoje na rozhraní mezi oběma substráty. Při výskytu smíšených lomů proto nemusí hodnoty pevnosti vazby relevantně vypovídat o pevnosti vlastního adhezního spoje. Skutečnost, že u těchto adheziv byly vypočteny statistické signifikance poklesu pevnosti vazby $p=0,02-0,03$, což jsou hodnoty blízké kritickému $p=0,05$, a přítomnost velkého množství smíšených lomů nedovolují vyslovení jednoznačného závěru ohledně efektu použitého bělicího prostředku na adhezní spoj.

Na druhé straně pokles pevnosti vazby u ADP a IBO s nízkými hodnotami statistické signifikance $p=0,007-0,0005$ (Obr. 32 a 33) přesvědčivě ukazuje na degradaci adhezního spoje vlivem bělení. U ADP byl pokles pevnosti vazby doprovázen výraznou změnou charakteru lomu na periferii adhezního spoje v přímém kontaktu s bělicím gelem. V této periferní oblasti probíhala linie lomu rozhraním mezi kompozitem a vrstvou adheziva u skupin na sklovině či kohezně adhezivem u skupin na dentinu (Obr. 35 a 37). Tato periferní oblast připomínala lomové plochy adhezních spojů vystavených působení roztokům NaOCl (De Munck, Ermis a kol. 2007) a v souladu se závěry těchto prací indikuje postupnou penetraci reaktivních komponent bělicího gelu z periferie směrem do vnitřku adhezního spoje. Nepravidelná hloubka této oblasti může být způsobena rozdílnou tloušťkou vrstvy adheziva nebo nedokonale definovanou plochou při zhotovení kompozitních dostaveb na povrchu skloviny nebo dentinu pomocí polyetylenové formičky.

Tyto výsledky ukazují, že peroxidové bělicí gely mohou iniciovat degradaci adhezních spojů mezi kompozitním materiálem a tvrdými zubními tkáněmi. Rozsah poškození však výrazně záleží na chemickém složení daného adheziva. Nulovou hypotézu ohledně odolnosti adhezního spoje vůči bělicím prostředkům můžeme proto zamítnout.

Studie zabývající se pevnostmi adhezních vazeb se shodují v tom, že sklovinný adhezní spoj tvořený ERA adhezivou (Van Meerbeek, De Munck a kol. 2003, De Munck, Van Landuyt a kol. 2005) je odolnější, než spoj tvořený SEA adhezivou (Perdigao, Gomes a kol. 2006) a dále na faktu, že adhezní spoj na dentinu je obecně méně odolný, než na sklovině. Spodní část dentinové hybridní vrstvy, zejména nedokonale impregnovaná kolagenní vlákna, je pravděpodobně nejvíce napadnutelná zóna, jak bylo prokázáno při studiu degradace adhezního spoje ve vodě. Mezi hlavní degradační mechanismy, které se uplatňují po několikaměsíčním vystavení adhezního spoje účinkům vody (De Munck, Van Landuyt a kol. 2005) patří hydrolýza a enzymatické štěpení kolagenních vláken a hydrolýza zpolymerovaného adheziva (Sano 2006). Důvodem nižší odolnosti adhezní vazby některých SEA adheziv jsou nejen nedokonale impregnovaná kolagenní vlákna (Carvalho, Chersoni a kol. 2005), ale také jejich značná hydrofilita (Tay, Pashley a kol. 2002), která dovoluje rychlou difuzi vody do vrstvy zpolymerovaného adheziva, provázenou vznikem kanáلكovitých defektů vyplněných vodou (water trees) (Tay, King a kol. 2002), jeho botnání a plastifikaci (Tay, Pashley a kol. 2002). Rovněž primární přítomností vody ve většině adheziv tohoto typu a jejím pronikáním do hybridní vrstvy (Chersoni, Suppa a kol. 2004) dochází k fázové separaci jednotlivých složek adheziv a jejich nedokonalé polymeraci (Jacobsen a Soderholm 1995), což se projevuje vznikem různých dutin a puchýřků (osmotic blistering) (Tay, Lai a kol. 2004, Van Landuyt, De Munck a kol. 2005) v adhezním spoji SEA adheziv. Tyto defekty mohou akcelarovat průnik vody do spoje a být místem koncentrace napětí při zatížení, což vyúsťuje ve zhoršenou mechanickou odolnost adhezního spoje.

Je možno předpokládat, že vysoká pevnost a odolnost vůči bělení nalezená u adheziva GLU je výsledkem optimálně naleptaného mikroretenčního reliéfu na sklovině i dentinu gelem kyseliny fosforečné (Obr. 39). U 2-SEA adheziva CLE, které má nižší leptací potenciál, může být důvodem jeho dobré odolnosti vůči bělení fakt, že obsahuje funkční monomer 10-MDP, který se chemicky váže na hydroxyapatit tvrdých zubních tkání (Yoshida, Nagakane a kol. 2004). Navíc toto adhezivum ve svém druhém kroku zapečetí svou hydrofobní složkou primerem ošetřený povrch zubních tkání, což napomáhá snížit permeabilitu adhezního spoje pro vodu a tím i pro složky bělicího gelu (Van Meerbeek, Yoshihara a kol. 2011).

Nižší odolnost 1-SEA adheziva ADP vůči peroxidovému bělicímu gelu není překvapující. Toto adhezivum obsahuje vodu potřebnou pro ionizaci kyselých monomerů a dále 2-hydroxymetakrylát (HEMA), který zajišťuje mísitelnost hydrofobních složek s vodou a vytvoření homogenního roztoku. Vzhledem k vysokému bodu varu nemůže být HEMA stejně efektivní v odstraňování vody jako těkavá rozpouštědla ethanol či aceton. Voda zadržaná v hybridní vrstvě tak může inhibovat polymerační reakci a snižovat stupeň konverze monomerů při polymeraci (Jacobsen a Soderholm 1995, Van Landuyt, Snauwaert a kol. 2008). Nedokonale zpolymerovaný adhezní spoj je pak propustný pro vodu a další látky, což mohlo být příčinou nalezeného poklesu pevnosti vazby vzorků dvouměsíční skupiny, vystavené působení vody, v porovnání s jednodenní kontrolní skupinou (Obr. 35).

K oslabení adhezního spoje může docházet i jiným mechanismem. Ve studii zabývající se vlastnostmi adhezních spojů, vytvořených pomocí adheziva Prompt L-Pop (3M ESPE) s velmi podobným složením jako ADP, bylo zjištěno, že reakcí kyselých komponent adheziva s bazickými aminy iniciačního systému kompozitního materiálu může docházet k snížení jeho účinnosti a tím narušení polymerační reakce kompozitu v oblasti mezi kompozitním materiálem a horní vrstvou adheziva. Výsledkem této reakce je nižší pevnost vazby (Tay, King a kol. 2001). Přestože popisovaná reakce se projevila v případě, že kompozit byl polymerován až po několika minutách po nanesení na vrstvu adheziva, lze předpokládat, že probíhá již od prvního okamžiku kontaktu kompozitního materiálu s kafrechinon-aminovým fotoiniciačním systémem se silně kyselým a nedokonale zpolymerovaným adhezivem. Ve skupinách vzorků ADP na sklovině se nabízí myšlenka, že okrajová zóna, pokrytá částicemi plniva kompozitu (Obr. 35 D), byla primárním místem penetrace peroxidového bělicího gelu v důsledku jejího oslabení reakcí kyselého adheziva s iniciátory polymerace kompozitu. Na druhé straně u dentinových vzorků byla v okrajové zóně nalezena hladká linie kohezního lomu adheziva (Obr. 37 C). Toto odlišné chování adhezního spoje na dentinu může být vyvoláno větším množstvím vody absorbované adhezivem z dentinu a v důsledku toho i snazší penetrací bělicího gelu vedoucí k následné rychlé degradaci spoje (Durner, Stojanovic a kol. 2011).

Otázkou zůstává, proč podobné chování nebylo pozorováno také u IBO, u něhož lze očekávat též rychlou difuzi vody a její zvýšený obsah ve vrstvě adheziva (Van Landuyt, Mine a kol. 2009). Adhezivum IBO však obsahuje méně kyselý funkční monomer 4-META se slabší schopností vytvořit mikroretenční reliéf než ADP. Snížený leptací potenciál je patrný i z jeho neschopnosti odstranit smear layer, zejména z vysoce mineralizované skloviny (Obr. 39).

V důsledku toho je pevnost vazby adheziva IBO nejnižší ze všech testovaných adheziv. Převažující charakter lomu na rozhraních mezi tvrdými zubními tkáněmi a vrstvou adheziva naznačuje, že rozhraní jsou nejslabšími místy adhezního spoje, nejvíce náchylnými k degradaci jak vodou, tak peroxidovým bělicím gelem.

6. Závěry

6.1 Z teoretické části práce

V oblasti adhezivní stomatologie bylo v průběhu posledních let dosaženo výrazného pokroku. Podařilo se vyvinout materiály a adhezivní systémy s klinicky akceptovatelným pracovním postupem, které přinášejí vysoké okamžité pevnosti vazeb a umožňují vytvoření estetických a funkčních výplní, jejichž životnost se vyrovnává životnosti amalgámových výplní (Abt 2008, Carvalho, Manso a kol. 2012).

Základním materiálem pro ošetření kazivých lézí jsou v současné době kompozitní materiály, které svými optickými vlastnostmi dobře nahrazují zubní tkáň, jsou dostatečně odolné mechanickému zatížení, odolné prostředí dutiny ústní a jsou přijatelné i z hlediska biologických vlastností. Avšak překonání některých vlastností kompozitních materiálů, jako je polymerační kontrakce či jejich nekompatibilita s tvrdými zubními tkáněmi, vyžaduje podstatně náročnější pracovní postupy a aplikaci adhezivních systémů.

Z četných studií vyplývá, že vytvoření dlouhodobě odolného adhezního spoje nadále zůstává otevřenou kapitolou pro budoucí výzkum. Experimentálně byly prozkoumány faktory ovlivňující kvalitu a odolnost adhezního spoje a objasněny byly i mnohé degradační mechanismy, které adhezní spoj poškozují. Na základě pochopení těchto degradačních mechanismů bylo možné navrhnout nové materiály a techniky, které riziko degradace adhezního spoje snižují.

Relativně dobrá klinická odolnost rekonstrukcí tvrdých zubních tkání, zhotovených současnými kompozitními materiály, je podmíněna přesným dodržováním pracovních postupů s vysokou technologickou náročností. Přesto se degradace adhezního spoje do určité míry uplatňuje i při použití současných nejodolnějších materiálů. Při nedodržení pracovního postupu pak mohou degradační mechanismy velmi rychle snížit pevnost vazby, dát vznik spáře mezi rekonstrukcí a tvrdými zubními tkáněmi s následným vznikem sekundárního kazu.

6.2 Z praktické části práce

Předložená disertační práce ukazuje, že karbamid peroxidový bělicí gel může způsobovat rychlou degradaci adhezního spoje. Náchylnost adhezního spoje k degradaci je však silně závislá na konkrétním adhezivním systému, jímž byl spoj vytvořen. Dosažené výsledky

prokazují, že adheziva, u nichž je aplikační protokol zjednodušen do jednoho kroku, jsou k degradaci obzvláště náchylná.

Přes nezpochybnitelné příznivé vlastnosti adhezivních technologií ošetření zubního kazu je třeba mít na zřeteli, že jde o ošetřování symptomatické, které samu příčinu kazu nepostihuje. Naopak, selhání výplně s sebou nese riziko progresivní kazivě léze a nutnost další preparace sekundárního kazu, která je spojena se ztrátou zubních tkání.

Výběr vhodného adhezivního materiálu a pracovního postupu, provedený na základě vědeckého zdůvodnění a experimentálního ověření za různých zátěžových podmínek, tak dává provedenému výzkumu významný preventivní smysl a pro klinickou praxi přináší indikace a postupy založené na důkazech.

7. Použitá literatura

Abt, E. (2008). "The risk of failure is higher for composites than for amalgam restorations." J Evid Based Dent Pract **8**(2): 83-84.

Alani, A. a K. Bishop (2012). "Contemporary issues in the provision of restorative dentistry." Br Dent J **213**(4): 163-170.

Armstrong, S. R., J. C. Keller a D. B. Boyer (2001). "The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin." Dent Mater **17**(3): 268-276.

Armstrong, S. R., M. A. Vargas, I. Chung, D. H. Pashley, J. A. Campbell, J. E. Laffoon a F. Qian (2004). "Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage." Oper Dent **29**(6): 705-712.

Attin, T., P. R. Schmidlin, F. Wegehaupt a A. Wiegand (2009). "Influence of study design on the impact of bleaching agents on dental enamel microhardness: a review." Dent Mater **25**(2): 143-157.

Barcellos, D. C., P. Benetti, V. V. Fernandes, JR. a M. C. Valera (2010). "Effect of carbamide peroxide bleaching gel concentration on the bond strength of dental substrates and resin composite." Oper Dent **35**(4): 463-469.

Brackett, M. G., N. Li, W. W. Brackett, R. J. Sword, Y. P. Qi, L. N. Niu, C. R. Pucci, A. Dib, D. H. Pashley a F. R. Tay (2011). "The critical barrier to progress in dentine bonding with the etch-and-rinse technique." J Dent **39**(3): 238-248.

Brackett, M. G., F. R. Tay, W. W. Brackett, A. Dib, F. A. Dipp, S. Mai a D. H. Pashley (2009). "In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive." Oper Dent **34**(4): 379-383.

Brackett, W. W., F. R. Tay, M. G. Brackett, A. Dib, R. J. Sword a D. H. Pashley (2007). "The effect of chlorhexidine on dentin hybrid layers in vivo." Oper Dent **32**(2): 107-111.

Bradna, P., R. Vrbova, M. Dudek, A. Roubickova a D. Housova (2008). "Comparison of bonding performance of self-etching and etch-and-rinse adhesives on human dentin using reliability analysis." J Adhes Dent **10**(6): 423-429.

Buonocore, M. G. (1955). "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces." J Dent Res **34**(6): 849-853.

Burrow, M. F., M. Satoh a J. Tagami (1996). "Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming." Dent Mater **12**(5): 302-307.

Buzalaf, M. A., J. P. Pessan, H. M. Honorio a J. M. ten Cate (2011). "Mechanisms of action of fluoride for caries control." Monogr Oral Sci **22**: 97-114.

- Camponico, C. E., D. Tantbirojn, P. S. Olin a A. Versluis (2011). "Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques." J Am Dent Assoc **142**(10): 1176-1182.
- Carrilho, M. R., S. Geraldeli, F. Tay, M. F. de Goes, R. M. Carvalho, L. Tjaderhane, A. F. Reis, J. Hebling, A. Mazzoni, L. Breschi a D. Pashley (2007). "In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine." J Dent Res **86**(6): 529-533.
- Carvalho, R. M., S. Chersoni, R. Frankenberger, D. H. Pashley, C. Prati a F. R. Tay (2005). "A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives." Biomaterials **26**(9): 1035-1042.
- Carvalho, R. M., A. P. Manso, S. Geraldeli, F. R. Tay a D. H. Pashley (2012). "Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations." Dent Mater **28**(1): 72-86.
- Carvalho, R. M., S. L. Santiago, C. A. Fernandes, B. I. Suh a D. H. Pashley (2000). "Effects of prism orientation on tensile strength of enamel." J Adhes Dent **2**(4): 251-257.
- Carvalho, R. M., L. Tjäderhane, A. P. Manso, M. R. Carrilho a C. A. R. Carvalho (2012). "Dentin as a bonding substrate." Endodontic Topics **21**(1): 62-88.
- Cavalli, V., R. M. de Carvalho a M. Giannini (2005). "Influence of carbamide peroxide-based bleaching agents on the bond strength of resin-enamel/dentin interfaces." Braz Oral Res **19**(1): 23-29.
- Cavalli, V., A. F. Reis, M. Giannini a G. M. Ambrosano (2001). "The effect of elapsed time following bleaching on enamel bond strength of resin composite." Oper Dent **26**(6): 597-602.
- Crim, G. A. (1992). "Post-operative bleaching: effect on microleakage." Am J Dent **5**(2): 109-112.
- Dahl, J. E. a U. Pallesen (2003). "Tooth bleaching--a critical review of the biological aspects." Crit Rev Oral Biol Med **14**(4): 292-304.
- Dal-Bianco, K., A. Pellizzaro, R. Patzlaft, J. R. de Oliveira Bauer, A. D. Loguercio a A. Reis (2006). "Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin-dentin bond strength." Dent Mater **22**(12): 1150-1156.
- Davidson, C. L. a A. J. de Gee (1984). "Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites." J Dent Res **63**(2): 146-148.
- De Munck, J., R. B. Ermis, K. Koshiro, S. Inoue, T. Ikeda, H. Sano, K. L. Van Landuyt a B. Van Meerbeek (2007). "NaOCl degradation of a HEMA-free all-in-one adhesive bonded to enamel and dentin following two air-blowing techniques." J Dent **35**(1): 74-83.
- De Munck, J., K. Van Landuyt, M. Peumans, A. Poitevin, P. Lambrechts, M. Braem a B. Van Meerbeek (2005). "A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results." J Dent Res **84**(2): 118-132.
- De Munck, J., B. Van Meerbeek, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Vargas, K. Suzuki, P. Lambrechts a G. Vanherle (2003). "Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin." J Dent Res **82**(2): 136-140.

- Dishman, M. V., D. A. Covey a L. W. Baughan (1994). "The effects of peroxide bleaching on composite to enamel bond strength." Dent Mater **10**(1): 33-36.
- Dudek, M., A. Roubickova, L. Comba, D. Housova a P. Bradna (2012). "Effect of Postoperative Peroxide Bleaching on the Stability of Composite to Enamel and Dentin Bonds." Oper Dent.
- Durner, J., M. Stojanovic, E. Urcan, W. Spahl, U. Haertel, R. Hickel a F. X. Reichl (2011). "Effect of hydrogen peroxide on the three-dimensional polymer network in composites." Dent Mater **27**(6): 573-580.
- Eick, J. D., R. A. Wilko, C. H. Anderson a S. E. Sorensen (1970). "Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe." J Dent Res **49**(6): Suppl:1359-1368.
- Ermis, R. B., J. De Munck, M. V. Cardoso, E. Coutinho, K. L. Van Landuyt, A. Poitevin, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2008). "Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs." Dent Mater **24**(7): 978-985.
- Far, C. a N. D. Ruse (2003). "Effect of bleaching on fracture toughness of composite-dentin bonds." J Adhes Dent **5**(3): 175-182.
- Feilzer, A. J., A. J. De Gee a C. L. Davidson (1987). "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration." J Dent Res **66**(11): 1636-1639.
- Feilzer, A. J., A. J. De Gee a C. L. Davidson (1988). "Curing contraction of composites and glass-ionomer cements." J Prosthet Dent **59**(3): 297-300.
- Ferracane, J. L. (2006). "Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks." Dent Mater **22**(3): 211-222.
- Gaengler, P., I. Hoyer, R. Montag a P. Gaebler (2004). "Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report." J Oral Rehabil **31**(10): 991-1000.
- Gale, M. S. a B. W. Darvell (1999). "Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations." J Dent **27**(2): 89-99.
- Gallo, J. R., J. O. Burgess, A. H. Ripps, R. S. Walker, M. M. Winkler, D. E. Mercante a J. M. Davidson (2005). "Two-year clinical evaluation of a posterior resin composite using a fourth- and fifth-generation bonding agent." Oper Dent **30**(3): 290-296.
- Gamborgi, G. P., A. D. Loguercio a A. Reis (2007). "Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds." J Dent **35**(5): 371-376.
- Hannig, C., S. Duong, K. Becker, E. Brunner, E. Kahler a T. Attin (2007). "Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite." Dental materials **23**(2): 198-203.
- Hashimoto, M., S. Ito, F. R. Tay, N. R. Svizero, H. Sano, M. Kaga a D. H. Pashley (2004). "Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding." J Dent Res **83**(11): 843-848.

- Hashimoto, M., F. Nagano, K. Endo a H. Ohno (2011). "A review: Biodegradation of resin-dentin bonds." Jpn Dent Sci Rev **47**(1): 5-12.
- Hashimoto, M., H. Ohno, M. Kaga, K. Endo, H. Sano a H. Oguchi (2000). "In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years." J Dent Res **79**(6): 1385-1391.
- Hashimoto, M., H. Ohno, H. Sano, F. R. Tay, M. Kaga, Y. Kudou, H. Oguchi, Y. Araki a M. Kubota (2002). "Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage." J Biomed Mater Res **63**(3): 306-311.
- Hashimoto, M., H. Sano, E. Yoshida, M. Hori, M. Kaga, H. Oguchi a D. H. Pashley (2004). "Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding." Oper Dent **29**(4): 416-423.
- Hashimoto, M., F. R. Tay, N. R. Svizero, A. J. de Gee, A. J. Feilzer, H. Sano, M. Kaga a D. H. Pashley (2006). "The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives." Dent Mater **22**(6): 560-568.
- Haywood, V. B. (1992). "History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique." Quintessence Int **23**(7): 471-488.
- Hebling, J., D. H. Pashley, L. Tjaderhane a F. R. Tay (2005). "Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo." J Dent Res **84**(8): 741-746.
- Hiraishi, N., N. Nishiyama, K. Ikemura, J. Y. Yau, N. M. King, J. Tagami, D. H. Pashley a F. R. Tay (2005). "Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin." J Dent Res **84**(7): 653-658.
- Hobson, R. S., J. F. McCabe a S. D. Hogg (2000). "The effect of food simulants on enamel-composite bond strength." J Orthod **27**(1): 55-59.
- Chersoni, S., P. Suppa, S. Grandini, C. Goracci, F. Monticelli, C. Yiu, C. Huang, C. Prati, L. Breschi, M. Ferrari, D. H. Pashley a F. R. Tay (2004). "In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives." Dent Mater **83**(6): 459-464.
- Choi, K. K., J. R. Condon a J. L. Ferracane (2000). "The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite." J Dent Res **79**(3): 812-817.
- Inoue, S., K. Koshiro, Y. Yoshida, J. De Munck, K. Nagakane, K. Suzuki, H. Sano a B. Van Meerbeek (2005). "Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin." J Dent Res **84**(12): 1160-1164.
- Ito, S., M. Hashimoto, B. Wadgaonkar, N. Svizero, R. M. Carvalho, C. Yiu, F. A. Rueggeberg, S. Foulger, T. Saito, Y. Nishitani, M. Yoshiyama, F. R. Tay a D. H. Pashley (2005). "Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity." Biomaterials **26**(33): 6449-6459.
- Jacobsen, T. a K. J. Soderholm (1995). "Some effects of water on dentin bonding." Dent Mater **11**(2): 132-136.
- Joiner, A. (2006). "The bleaching of teeth: a review of the literature." J Dent **34**(7): 412-419.

- Kanca, J., 3rd (1992). "Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces." J Am Dent Assoc **123**(9): 35-43.
- Kim, J., L. Gu, L. Breschi, L. Tjaderhane, K. K. Choi, D. H. Pashley a F. R. Tay (2010). "Implication of ethanol wet-bonding in hybrid layer remineralization." J Dent Res **89**(6): 575-580.
- Koibuchi, H., N. Yasuda a N. Nakabayashi (2001). "Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers." Dent Mater **17**(2): 122-126.
- Lee, S. Y., E. H. Greener, H. J. Mueller a C. H. Chiu (1994). "Effect of food and oral simulating fluids on dentine bond and composite strength." J Dent **22**(6): 352-359.
- Marthaler, T. M. (2004). "Changes in dental caries 1953-2003." Caries Res **38**(3): 173-181.
- Mine, A., J. De Munck, M. Vivan Cardoso, K. L. Van Landuyt, A. Poitevin, T. Kuboki, Y. Yoshida, K. Suzuki a B. Van Meerbeek (2010). "Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives." J Dent Res **89**(12): 1505-1509.
- Minoux, M. a R. Serfaty (2008). "Vital tooth bleaching: biologic adverse effects-a review." Quintessence Int **39**(8): 645-659.
- Nakabayashi, N., M. Ashizawa a M. Nakamura (1992). "Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin." Quintessence Int **23**(2): 135-141.
- Nakabayashi, N., K. Kojima a E. Masuhara (1982). "The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates." J Biomed Mater Res **16**(3): 265-273.
- Okuda, M., P. N. Pereira, M. Nakajima, J. Tagami a D. H. Pashley (2002). "Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength." Oper Dent **27**(3): 289-296.
- Opdam, N. J., F. J. Roeters, A. J. Feilzer a E. H. Verdonschot (1998). "Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo." J Dent **26**(7): 555-562.
- Pashley, D. H., B. Ciucchi, H. Sano a J. A. Horner (1993). "Permeability of dentin to adhesive agents." Quintessence Int **24**(9): 618-631.
- Pashley, D. H., J. A. Horner a P. D. Brewer (1992). "Interactions of conditioners on the dentin surface." Oper Dent Suppl **5**: 137-150.
- Pashley, D. H., M. J. Livingston a J. D. Greenhill (1978). "Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro." Arch Oral Biol **23**(9): 807-810.
- Pashley, D. H. a F. R. Tay (2001). "Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel." Dent Mater **17**(5): 430-444.
- Pashley, D. H., F. R. Tay, L. Breschi, L. Tjaderhane, R. M. Carvalho, M. Carrilho a A. Tezvergil-Mutluay (2011). "State of the art etch-and-rinse adhesives." Dent Mater **27**(1): 1-16.

Pashley, D. H., F. R. Tay a S. Imazato (2011). "How to increase the durability of resin-dentin bonds." Compend Contin Educ Dent **32**(7): 60-64, 66.

Perdigao, J., G. E. Denehy a E. J. Swift, Jr. (1994). "Silica contamination of etched dentin and enamel surfaces: a scanning electron microscopic and bond strength study." Quintessence Int **25**(5): 327-333.

Perdigao, J., G. Gomes, R. Gondo a J. W. Fundingsland (2006). "In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths." J Adhes Dent **8**(6): 367-373.

Petersson, G. H. a D. Bratthall (1996). "The caries decline: a review of reviews." Eur J Oral Sci **104**(4 (Pt 2)): 436-443.

Peumans, M., J. De Munck, K. L. Van Landuyt, A. Poitevin, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2010). "Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching." Dent Mater **26**(12): 1176-1184.

Radlanski, R. J. a H. Renz (2004). "A possible interdependency between the wavy path of enamel rods, distances of Retzius lines, and mitotic activity at the cervical loop in human teeth: a hypothesis." Med Hypotheses **62**(6): 945-949.

Radlanski, R. J., H. Renz, U. Willersinn, C. A. Cordis a H. Duschner (2001). "Outline and arrangement of enamel rods in human deciduous and permanent enamel. 3D-reconstructions obtained from CLSM and SEM images based on serial ground sections." Eur J Oral Sci **109**(6): 409-414.

Reis, A., A. Pellizzaro, K. Dal-Bianco, O. M. Gones, R. Patzlaff a A. D. Loguercio (2007). "Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths." Oper Dent **32**(4): 380-387.

Sadek, F. T., C. S. Castellan, R. R. Braga, S. Mai, L. Tjaderhane, D. H. Pashley a F. R. Tay (2010). "One-year stability of resin-dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique." Dent Mater **26**(4): 380-386.

Sano, H. (2006). "Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds." J Dent Res **85**(1): 11-14.

Sano, H., T. Yoshikawa, P. N. Pereira, N. Kanemura, M. Morigami, J. Tagami a D. H. Pashley (1999). "Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo." J Dent Res **78**(4): 906-911.

Sarr, M., A. W. Kane, J. Vreven, A. Mine, K. L. Van Landuyt, M. Peumans, P. Lambrechts, B. Van Meerbeek a J. De Munck (2010). "Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin." Oper Dent **35**(1): 94-104.

Spencer, P. a J. R. Swafford (1999). "Unprotected protein at the dentin-adhesive interface." Quintessence Int **30**(7): 501-507.

Spencer, P. a Y. Wang (2002). "Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions." J Biomed Mater Res **62**(3): 447-456.

Summitt, J. B. R., J. W., Hilton, T. J.; Schwartz, R. S. (2006). Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach, Third Edition.

Swift, E. J., Jr., J. Perdigao a H. O. Heymann (1995). "Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995." Quintessence Int **26**(2): 95-110.

Takahashi, A., S. Inoue, C. Kawamoto, R. Ominato, T. Tanaka, Y. Sato, P. N. Pereira a H. Sano (2002). "In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems." J Adhes Dent **4**(2): 151-159.

Tam, L. E. a A. Noroozi (2007). "Effects of direct and indirect bleach on dentin fracture toughness." J Dent Res **86**(12): 1193-1197.

Tay, F. R., J. A. Gwinnett a S. H. Wei (1998). "Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure." J Dent **26**(2): 147-156.

Tay, F. R., N. M. King, K. M. Chan a D. H. Pashley (2002). "How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously?" J Adhes Dent **4**(4): 255-269.

Tay, F. R., N. M. King, B. I. Suh a D. H. Pashley (2001). "Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives." J Adhes Dent **3**(3): 207-225.

Tay, F. R., C. N. Lai, S. Chersoni, D. H. Pashley, Y. F. Mak, P. Suppa, C. Prati a N. M. King (2004). "Osmotic blistering in enamel bonded with one-step self-etch adhesives." J Dent Res **83**(4): 290-295.

Tay, F. R., D. H. Pashley, F. Garcia-Godoy a C. K. Yiu (2004). "Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence." Am J Dent **17**(5): 315-322.

Tay, F. R., D. H. Pashley, B. I. Suh, R. M. Carvalho a A. Itthagarun (2002). "Single-step adhesives are permeable membranes." J Dent **30**(7-8): 371-382.

Turker, S. B. a T. Biskin (2003). "Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different esthetic restorative materials." J Prosthet Dent **89**(5): 466-473.

Van Landuyt, K. L., J. De Munck, J. Snauwaert, E. Coutinho, A. Poitevin, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Peumans, K. Suzuki, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2005). "Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives." J Dent Res **84**(2): 183-188.

Van Landuyt, K. L., A. Mine, J. De Munck, S. Jaecques, M. Peumans, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2009). "Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives." J Adhes Dent **11**(3): 175-190.

Van Landuyt, K. L., J. Snauwaert, J. De Munck, E. Coutinho, A. Poitevin, Y. Yoshida, K. Suzuki, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2007). "Origin of interfacial droplets with one-step adhesives." J Dent Res **86**(8): 739-744.

- Van Landuyt, K. L., J. Snauwaert, M. Peumans, J. De Munck, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2008). "The role of HEMA in one-step self-etch adhesives." Dent Mater **24**(10): 1412-1419.
- Van Landuyt, K. L., Y. Yoshida, I. Hirata, J. Snauwaert, J. De Munck, M. Okazaki, K. Suzuki, P. Lambrechts a B. Van Meerbeek (2008). "Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance." J Dent Res **87**(8): 757-761.
- Van Meerbeek, B., J. De Munck, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Vargas, P. Vijay, K. Van Landuyt, P. Lambrechts a G. Vanherle (2003). "Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges." Oper Dent **28**(3): 215-235.
- Van Meerbeek, B., A. Dhem, M. Goret-Nicaise, M. Braem, P. Lambrechts a G. VanHerle (1993). "Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone." J Dent Res **72**(2): 495-501.
- Van Meerbeek, B., Y. Yoshida, P. Lambrechts, G. Vanherle, E. S. Duke, J. D. Eick a S. J. Robinson (1998). "A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin." J Dent Res **77**(1): 50-59.
- Van Meerbeek, B., K. Yoshihara, Y. Yoshida, A. Mine, J. De Munck a K. L. Van Landuyt (2011). "State of the art of self-etch adhesives." Dent Mater **27**(1): 17-28.
- Van Noort, R., G. E. Cardew, I. C. Howard a S. Noroozi (1991). "The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin." J Dent Res **70**(5): 889-893.
- Versluis, A., W. H. Douglas, M. Cross a R. L. Sakaguchi (1996). "Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?" J Dent Res **75**(3): 871-878.
- Versluis, A., D. Tantbirojn a W. H. Douglas (1997). "Why do shear bond tests pull out dentin?" J Dent Res **76**(6): 1298-1307.
- Wang, Y. a P. Spencer (2005). "Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules." J Dent Res **84**(4): 350-354.
- Wattanapayungkul, P. a A. U. Yap (2003). "Effects of in-office bleaching products on surface finish of tooth-colored restorations." Oper Dent **28**(1): 15-19.
- Ye, Q., Y. Wang a P. Spencer (2009). "Nanophase separation of polymers exposed to simulated bonding conditions." J Biomed Mater Res B Appl Biomater **88**(2): 339-348.
- Yiu, C. K., N. M. King, M. R. Carrilho, S. Sauro, F. A. Rueggeberg, C. Prati, R. M. Carvalho, D. H. Pashley a F. R. Tay (2006). "Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins." Biomaterials **27**(9): 1695-1703.
- Yoshida, Y., K. Nagakane, R. Fukuda, Y. Nakayama, M. Okazaki, H. Shintani, S. Inoue, Y. Tagawa, K. Suzuki, J. De Munck a B. Van Meerbeek (2004). "Comparative study on adhesive performance of functional monomers." J Dent Res **83**(6): 454-458.

Yoshida, Y., B. Van Meerbeek, Y. Nakayama, J. Snauwaert, L. Hellemans, P. Lambrechts, G. Vanherle a K. Wakasa (2000). "Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces." J Dent Res **79**(2): 709-714.

Yu, X. Y., R. B. Joynt, G. Wieczkowski a E. L. Davis (1991). "Scanning electron microscopic and energy dispersive x-ray evaluation of two smear layer-mediated dentinal bonding agents." Quintessence Int **22**(4): 305-310.

8. Souhrn

Úvod: Implementace adhezivních technologií do terapie zubního kazu přinesla rozpoznatelný pokrok do stomatologické praxe, projevující se nejen vysoce estetickým výsledkem ošetření, ale také možností ušetřit velký objem tvrdých zubních tkání, k jejichž ztrátám vedly dřívější výplňové technologie s invazivní preparací kazivých lézí pro dosažení mechanické retence výplňových materiálů. Včasné zastavení progresu zubního kazu pomocí adhezivních technologií vytvořilo předpoklady pro výraznější preventivní účinek ošetření zubního kazu, akcelerovaný neustále pokračujícím vývojem adhezivních prostředků a kompozitních materiálů, zajišťujících akceptovatelně dlouhou životnost z nich zhotovených rekonstrukcí.

Adhezní spoje dentálních rekonstrukcí jsou v ústní dutině vystaveny různým mechanickým, chemickým a biologickým vlivům. Jedním z významných chemických agens jsou peroxidové bělicí gely, používané pro zesvětlení zubů. Tento kosmetický výkon je dnes ve stomatologické praxi velmi rozšířen. Účinnou látkou bělicích gelů je peroxid vodíku či jeho prekurzory, které při svém rozkladu uvolňují kyslíkové radikály, reagující s chromoforními molekulami pigmentů, usazených v tvrdých zubních tkáních. Volné radikály však reagují nespecificky, tj. nejenom s chromoforními molekulami, ale i s tvrdými zubními tkáněmi, rekonstrukčními materiály a adhezním spojením.

Vlivu bělení na již existující kompozitní rekonstrukce bylo dosud věnováno pouze několik studií, v nichž byla testována odolnost adhezního spoje, exponovaného bělicím prostředkům, např. měřením pevnosti vazby, lomové houževnatosti, a mikronetěsnosti. Výsledky těchto studií však nejsou ve vzájemném souladu. Otázka vlivu bělicích prostředků na pevnost vazby adhezivních výplňových materiálů na sklovinu a dentin zůstává tedy nadále otevřená a vyžaduje další studie s experimentálním i klinickým ověřením.

Cíl: Cílem experimentální části práce bylo objasnit vliv bělení karbamid peroxidovým bělicím gelem na pevnost vazby mezi tvrdými zubními tkáněmi a kompozitem pro čtyři adhezivní systémy s různým pracovním postupem.

Materiály a metodika: Byla testována odolnost adhezního spoje systémů 1) Gluma Comfort Bond, 2) Clearfil SE Bond, 3) Adper Prompt a 4) iBond. Adheziva byla aplikována na zbrúšené, rovné povrchy dentinu a skloviny extrahovaných lidských molárů a následně na nich byly vytvořeny modelové dostavby kompozitním materiálem Charisma.

Experimentální vzorky byly opakovaně běleny během 25 cyklů pomocí 20% karbamid peroxidového gelu Oplaescence PF 20 a následně podrobeny měření pevnosti vazby ve smyku. Výsledky pevnosti vazby byly porovnány se vzorky kontrolních skupin, které byly uchovány 24 hodin a dva měsíce ve vodě. Výsledky byly statisticky analyzovány neparametrickými testy dle Mann-Whitheyho a Kruskal-Wallise na hladině významnosti $\alpha=95\%$. Fraktografická analýza lomových ploch byla provedena pomocí skenovacího elektronového mikroskopu.

Výsledky: Bělící gel významně snížil pevnost vazby na sklovině i dentinu u zjednodušených jednokrokových adheziv Adper Prompt a iBond a nápadně změnil charakter lomu u adheziva Adper Prompt v periferní oblasti adhezního spoje.

Závěr: Dosažené výsledky ukazují, že adhezivně fixované výplně mohou být negativně ovlivněny karbamid peroxidovým bělicím gelem, přičemž různá adheziva vykazují rozdílnou odolnost. Výběr vhodného adhezivního materiálu a pracovního postupu, provedený na základě vědeckého zdůvodnění a experimentálního ověření za různých zátěžových podmínek, tak dává provedenému výzkumu významný preventivní smysl a pro klinickou praxi přináší indikace a postupy založené na důkazech.

Klíčová slova: adhezní spoj, kompozitní materiál, sklovina, dentin, adhezivum, adhezivní systém, bělicí gel

9. Summary

Introduction: Adhesive technology represents a significant advancement among different treatment options of dental caries. Its advantages involve not only highly aesthetic reconstructions, but also ability to preserve hard dental tissues compared to more traditional filling materials such as amalgam, where the material retention was achieved through undercuts. A potential of adhesive technology to arrest progression of an incipient caries has triggered its wider use in dental caries management, potentiated by an ongoing development of new adhesive systems and composite materials that assure an acceptable long-term stability of adhesive reconstructions.

Adhesive bonds of dental reconstructions are in the oral cavity constantly challenged by various mechanical, chemical and biological factors. One of the chemical agents with detrimental potential is peroxide bleaching gel used for teeth brightening. Currently bleaching belongs to the most frequent cosmetic dental procedures. The active ingredient of bleaching gels is hydrogen peroxide or its precursors. It is assumed that free oxygen radicals released from peroxides attack double bonds of chromophore molecules captured within the tooth tissues. Because of the high reactivity and nonspecific nature of these oxygen radicals, they may affect also dental tissues, reconstruction materials, and the bond between them.

There are only few studies which have dealt with the influence of bleaching gels on the adhesive bond of previously prepared composite restorations. This effect was analyzed using different methods, including measurement of bond strength, fracture toughness, and microleakage. However, the results of these studies are ambiguous. Thus the effect of bleaching gels on the composite-enamel and composite-dentin adhesive bond has not yet been clarified and more experimental and clinical studies in this area are required.

Aim: The aim of an experimental part of the thesis was to investigate the effect of repeated application of carbamide peroxide bleaching gel on the enamel-composite and dentin-composite shear bond strength and fractographic analysis of four contemporary adhesive systems.

Materials and methods: The bond strength was tested in the following adhesive systems: Gluma Comfort Bond (GLU), Clearfil SE Bond (CLE), Adper Prompt (ADP), and iBond (IBO). The adhesives were applied to flattened enamel and dentin of extracted human molars

and built up with a microhybrid composite Charisma. After 25 eight-hour bleaching cycles with a 20 % carbamide peroxide bleaching gel Opalescence PF 20, the shear bond strength was measured and compared with control specimens stored in water for 24 hours and two-months. The data were analyzed using nonparametric Mann-Whitney test and Kruskal-Wallis statistics ($p < 0.05$). A detailed fractographic analysis was performed using scanning electron microscopy.

Results: The bleaching gel significantly decreased the bond strength on both the enamel and the dentin in the simplified single-step self-etch adhesives ADP and IBO and markedly affected the fracture pattern of ADP specimens at the periphery of the bonded area.

Conclusions: The results of our study indicate that the durability of adhesive restorations can be negatively influenced by carbamide peroxide bleaching and that individual adhesive systems show variable sensitivity to the bleaching gel. The choice of good adhesive system and working protocol based on the scientific verification in various stress environments gives performed research preventive meaning and brings to clinical practice indications and evidence based approaches.

Key words: adhesive bond, composite material, enamel, dentin, adhesive, adhesive system, bleaching gel

10. Seznam publikací doktoranda

10.1 Publikace, které jsou podkladem disertace

Bradna Pavel, Vrbová Radka, **Dudek Michal**, Roubíčková Adéla, Houšová Děvana, Comparison of bonding performance of self and total-etch adhesives on human dentin using reliability analysis. J Adhes Dent 2008, 10: 423-429 IF = 1.623 (2009)

Dudek Michal, Roubíčková Adéla, Comba Lukáš, Houšová Děvana, Bradna Pavel, Effect of postoperative peroxide bleaching on the stability of composite to enamel and dentin bonds. Oper Dent 2012, DOI: 10.2341/11-429-L IF = 1.238 (2012)

Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Roubíčková Adéla, Mikšovský Martin, Vrbová Radka, Houšová Děvana, Zvyšují self-etching adheziva větší spolehlivost dentinového bondingu? In-vitro studie. Česká stomatologie, roč. 108, 2008, č. 5, s. 109-116

Roubíčková Adéla, **Dudek Michal**, Bradna Pavel, Houšová Děvana, Vliv peroxidových bělicích systémů na stabilitu okrajového uzávěru a povrchovou odolnost kompozitních výplní. Česká stomatologie, roč. 109, 2009, č.2, s. 30-38

Dudek Michal, Může chlorhexidin zlepšovat dlouhodobou prognózu kompozitních výplní? Přehled současných literárních poznatků. Časopis české stomatologické komory LKS, 2009, 19(2): 50-53

10.2 Publikace široce související s tématem disertace

Dudek Michal, Automatické odsávání z povrchu kofrdamu, krátké sdělení. Časopis české stomatologické komory LKS, 2009, 19(11): 339

Comba Lukáš, **Dudek Michal**, Preendodontická dostavba z kompozitního materiálu, kazuistika. Časopis české stomatologické komory LKS, 2012, 22(7-8): 158 - 163

10.3 Prezentace na kongresech a sympóziích

Dudek Michal, Bradna Pavel, Vliv korozního prostředí na pevnost vazby mezi dentinem a kompozitními výplňovými materiály. 7. Studentská vědecká konference 1.LFUK, 2006, Praha

Dudek Michal, Bradna Pavel, Vrbová Radka, Kalabisová Adéla, Vliv laurylsíranu sodného na pevnost vazby mezi dentinem a kompozitními výplňovými materiály. Pražské dentální dny 2006, Praha

Kalabisová Adéla, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Houšová Děvana, Problematika vzniku okrajové spáry při použití „total“ a „self-etching“ adhezivních systémů. Pražské dentální dny 2006, Praha

Kalabisová Adéla, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Houšová Děvana, Influence of corrosion environments on microleakage of adhesive systems. International Association of Dental Research 2006, Dublin

Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Vrbová Radka, Kalabisová Adéla, The effect of various environments on bond strength of total and self-etching adhesives to human dentin. International Association of Dental Research 2006, Dublin

Dudek Michal, Bradna Pavel, Kalabisová Adéla, Vrbová Radka, Do bleaching gels accelerate composite-dentin bond degradation? International Association of Dental Research 2007, Soluň

Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Vrbová Radka, Roubíčková Adéla, Houšová Děvana, Comparison of various adhesive systems using Weibull reliability analysis. International Association of Dental Research 2007, Soluň

Roubíčková Adéla, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Houšová Děvana, Vliv peroxidového bělicího systému na odolnost kompozitního materiálu, skloviny a stabilitu okrajového uzávěru. Pražské dentální dny 2007, Praha

Comba Lukáš, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Houšová Děvana, Vliv povrchových úprav při opravách kompozitních výplní. Pražské dentální dny 2007, Praha

Mikšovský Martin, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Vrbová Radka, Adheze kompozitních materiálů k air-abradovaným zubním tkáním. Pražské dentální dny 2007, Praha

Dudek Michal, Roubíčková Adéla, Comba Lukáš, Erozní změny skloviny způsobené nápoji typu „soft drink“. Pražské dentální dny 2008, Praha

Comba Lukáš, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Houšová Děvana, Jak interpretovat údaje o pevnosti vazby při výběru adheziv? Pražské dentální dny 2008, Praha

Dudek Michal, Bradna Pavel, Roubíčková Adéla, Houšová Děvana, Resistance of the composite-tooth adhesive joint to bleaching gels. International Association of Dental Research 2008, Londýn

Dudek Michal, Bradna Pavel, Houšová Děvana, Comba Lukáš, Resistance of the composite-tooth adhesive joint to surfactant solutions. International Association of Dental Research 2009, Wuhan

Comba Lukáš, Bradna Pavel, Vrbová Radka, **Dudek Michal**, Long-term durability of composite repair in various environments. International Association of Dental Research 2009, Wuhan

Comba Lukáš, Bradna Pavel, **Dudek Michal**, Houšová Děvana, Effect of different test methods on composite to composite bond strength values. International Association of Dental Research 2010, Barcelóna

11. Seznam zkratek

10-MDP	10-metakryloyloxydecyl dihydrogenfosfát
4-MET	kyselina 4-metakryloxyetyl trimellitová
4-META	anhydrid 4-metakryloxyetyl trimellitové kyseliny
ADP	adhezivum Adper Prompt
bis-GMA	bisphenol A diglycidyl metakrylát
CLE	adhezivum Clearfil SE Bond
CZ	centrální zóna lomu
ERA	leptací a oplachovací (etch-and-rinse) adhezivní systémy
gel	bělicí gel Opalescence PF 20
GLU	adhezivum Gluma Comfort Bond
HEMA	2-hydroxyetyl metakrylát
IBO	adhezivum iBond
MMP	matrixová metaloproteináza
OZ	okrajová zóna lomu
phenyl-P	2-metakryloyloxyetylfenyl hydrogenfosfát
SEA	samoleptací (self-etch) adhezivní systémy
SEM	skenovací elektronový mikroskop
TEGDMA	trietylglykol dimetakrylát
UDMA	uretan dimetakrylát
V24H	voda 24 hodin
V2M	voda dva měsíce