



Lékařská
fakulta

Univerzita Palackého
v Olomouci

Vliv pískování na vrstvu immediate dentin sealing

Disertační práce

Vypracoval: MDDr. Tomáš Kovalský

Školitelka: MDDr. Iva Voborná, Ph.D.

Pracoviště: Klinika zubního lékařství

Olomouc 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že předložená disertační práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracoval samostatně. Veškeré zdroje použité v této práci jsou řádně citovány a uvedeny v seznamu použité literatury.

V Olomouci dne

(podpis)

Poděkování

Děkuji MDDr. Ivě Voborné, Ph.D. za vedení, a to nejen při psaní této disertační práce.

Děkuji Mgr. Tomášovi Ingrovi za pomoc při provedení experimentální části této práce.

Děkuji své snoubence za trpělivost a lásku.

Děkuji svým rodičům za všechno, co pro mě udělali, za to, jací jsou, a za to, jakou jsou mi oporou.

The effect of sandblasting on the immediate dentin sealing layer

Abstract

Objectives

The first aim of the thesis was to determine the thickness of the immediate dentin sealing layer using the Optibond FL adhesive system according to the manufacturer's recommendations.

The second aim of the thesis was to evaluate the influence of sandblasting on the immediate dentin sealing layer and to confirm or to reject the hypothesis that the common sandblasting procedure may compromise the very existence of the immediate dentin sealing layer.

The third aim of the thesis was to determine the difference in this effect using two types of sandblasters using the minimum pressure recommended by their manufacturer.

Methods

20 recently extracted molars were collected and divided randomly into two groups. A standardized preparation was performed on each sample and the Optibond FL dentin bonding agent (Kerr, Orange, USA) was applied on the prepared surface according to the manufacturer's instructions. The surface was then partially sandblasted. RONDOflex plus 360 (KaVo, Biebrach an der Riss, Germany) and Airsonic Mini-Sandblaster (Hager&Werken, Duisburg, Germany) were used for this study. Microscope observations and measurements were made.

Results

Arithmetic mean of the Optibond FL dentin bonding agent film thickness was 48,72 μm (Group 1 = 45,55 μm and Group 2 = 51,88 μm). The dentin bonding agent layer thickness was reduced to the average value of 17,12 μm by RONDOflex plus 360 sandblasting (Group 1). The zero value was recorded in 16 % of the locations. The Airsonic Mini-Sandblaster sandblasting changed the average thickness of the dentin bonding agent layer to 13,25 μm with 31 % of zero values (Group 2).

Conclusion

The results of this thesis lead to the consideration of a change in the approach to adhesive bonding to the immediate dentin sealing layer during cementation of the reconstruction.

Vliv pískování na vrstvu immediate dentin sealing

Abstrakt

Cíle práce

Prvním cílem studie bylo stanovit tloušťku vrstvy immediate dentin sealing za použití adhezivního systému Optibond FL podle doporučení výrobce.

Druhým cílem práce bylo zhodnocení míry vlivu pískování na vrstvu immediate dentin sealing a ověření, či vyloučení hypotézy, že běžný postup pískování může ohrozit samotnou existenci vrstvy immediate dentin sealing.

Třetím cílem studie bylo zjistit rozdíl v tomto vlivu při použití dvou typů pískovačů s použitím minimálního tlaku doporučeného jejich výrobcem.

Materiály a metodika

Pro účely tohoto výzkumu bylo shromážděno 20 čerstvě extrahovaných molárů.

Vzorky byly náhodně rozděleny do dvou skupin. Na každém zubu byla provedena standardizovaná preparace a na napreparovaný povrch byl podle pokynů výrobce aplikován adhezivní systém Optibond FL (Kerr, Orange, USA). Povrch byl poté částečně opískován. Pro tuto studii byl použit RONDOflex plus 360 (KaVo, Biebrach an der Riss, Německo) a Airsonic Mini-Sandblaster (Hager&Werken, Duisburg, Německo). Následně byla provedena mikroskopická pozorování a měření.

Výsledky

Aritmetický průměr tloušťky vrstvy adhezivního systému Optibond FL byl 48,72 μm (skupina 1 = 45,55 μm a skupina 2 = 51,88 μm). Tloušťka vrstvy adheziva ve Skupině 1 (RONDOflex plus 360) byla pískováním redukována v průměru na 17,12 μm a v této skupině bylo pozorováno 16 % lokací s nulovou hodnotou. Tloušťka vrstvy adheziva ve Skupině 2 (Airsonic Mini-Sandblaster) byla pískováním redukována v průměru na 13,25 μm s 31 % lokací s nulovou hodnotou.

Závěr

Výsledky této práce vedou ke zvážení změny v přístupu k navázání adhezivní vazby na vrstvu immediate dentin sealing při fixaci protetického výrobku.

Obsah

1. Teoretická část.....	- 8 -
1.1. Adheze.....	- 8 -
1.1.1. Adhezivní systémy	- 9 -
1.1.1.1. Historie adhezivních systémů	- 9 -
1.1.1.2. 4. generace adhezivních systémů.....	- 10 -
1.1.1.3. 5. generace adhezivních systémů.....	- 11 -
1.1.1.4. 6. generace adhezivních systémů.....	- 11 -
1.1.1.5. 7. generace adhezivních systémů.....	- 12 -
1.1.2. Sklovina	- 14 -
1.1.2.1. Mikromechanická adhezivní vazba na sklovinu	- 14 -
1.1.3. Dentin	- 17 -
1.1.3.1. Mikromechanická adhezivní vazba na dentin	- 17 -
1.1.4. Kompozitní pryskyřice.....	- 20 -
1.1.4.1. Adhezivní vazba na vyzrálou kompozitní pryskyřici	- 20 -
1.1.5. Keramika	- 23 -
1.1.5.1. Adhezivní vazba na keramiku s obsahem skla.....	- 23 -
1.1.5.2. Adhezivní vazba na polykrystalickou keramiku	- 25 -
1.2 Přípravné adhezivní aditivní techniky	- 29 -
1.2.1. Immediate dentin sealing	- 30 -
1.2.1.1. Postup techniky IDS.....	- 30 -
1.2.1.2. Výhody vyplývající z využití techniky IDS.....	- 33 -
1.2.2. Resin coating.....	- 36 -
1.2.2.1. Thin resin coating	- 36 -
1.2.2.2. Úprava geometrie kavity pomocí techniky resin coating	- 37 -
1.2.3. Deep margin elevation	- 40 -
1.3. Tryskání povrchů.....	- 47 -
1.3.1. Historie pískování.....	- 48 -
1.3.2. Využití pískování v zubním lékařství.....	- 50 -

1.3.3. Typy abraziv v zubním lékařství.....	- 51 -
1.3.4. Konstrukce intraorální pískovačky	- 53 -
2. Experimentální část.....	- 54 -
2.1. Cíl disertační práce.....	- 54 -
2.2. Materiály a metodika	- 54 -
2.3. Výsledky a statistika.....	- 62 -
2.4. Diskuze.....	- 66 -
2.5. Závěr.....	- 70 -
3. Literatura.....	- 71 -
4. Seznam obrázků	- 85 -
5. Seznam tabulek	- 87 -

1. Teoretická část

1.1. Adheze

V roce 1982 publikoval profesor Nobuo Nakabayashi (1936–) svůj článek s názvem „The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates“ [1]. V této práci jako první demonstroval vytvoření hybridní vrstvy. Tato biokompozitní vrstva umožnila nastolit pevnou adhezivní vazbu pryskyřice na dentin. V tu dobu byl již koncept adhezivní vazby na sklovinu známý 27 let [2], ale bez využitelné vazby na dentin měla samotná vazba na sklovinu jen velmi omezené využití. Adhezivní vazba na dentin je výrazně komplikovanější a vyžadovala od padesátých let značný pokrok ve vývoji vhodných monomerů. Plnohodnotné využití adheze znamenalo pro obor zubního lékařství bez jakékoliv nadsázky revoluci. Díky adhezi bylo možné ukončit devadesát let trvající období svázané pravidly G. V. Blacka (1836–1915), období, ve kterém byly jedinými finálními protetickými rekonstrukcemi zubů korunka a kovová inlay.

Síla adhezivní vazby nahradila technická retenční pravidla jako preparace na rybinu, preparace retenčních drážek nebo preparace podsekřivin. Tím byl mimo jiné umožněn příklon k zachování zdravých tvrdých zubních tkání [3].

Adhezivní vazba v zubním lékařství spočívá v nastolení adhezního spoje mezi tvrdou zubní tkání nebo materiálem rekonstrukce a kompozitní pryskyřicí. Adhezivní spojení vzniká na základě dvou mechanismů: mikromechanické vazby nebo chemické vazby. Mikromechanické vazby je dosaženo, pokud v procesu navázání vazby vytvoříme na povrchu substrátu komplex mikroskopických nerovností. Toho lze dosáhnout pouze leptáním nebo tryskáním povrchu. Chemickou vazbu na tvrdé zubní tkáně využívají jen adhezivní systémy, které na nich nejsou schopny vytvořit mikroretenci [3, 4]. Adhezivní vazba na keramické systémy a kompozita s využitím silanu spočívá v obou zmíněných principech [5].

Možnosti navázání adhezivní vazby

Adhezivní vazbu lze navázat na následující tkáně a materiály:

- sklovina
- dentin (cement)
- kompozitní pryskyřice
- keramika s obsahem skla

Navázání mikromechanické adhezivní vazby u všech zmíněných substrátů probíhá analogicky a skládá se z následujících kroků:

1. vytvoření mikroretence
2. vytvoření vazebné nebo penetrační kompatibility mezi substrátem a pryskyřicí (priming)
3. aplikace adheziva

1.1.1. Adhezivní systémy

Dentální adhezivní systémy (adheziva) jsou kompozitní pryskyřičné směsi, které spolu s přídatnými komponenty a procesy slouží k nastolení adhezivní vazby [4].

Dentální adhezivní systémy jsou původně určeny k nastolení adhezivní vazby na tvrdé zubní tkáně. Jsou ale analogickým způsobem sekundárně využívány i k vytvoření adheze při fixaci kompozitních materiálů a dentálních keramických systémů.

Samotné adhezivní systémy jsou složeny z hydrofobních a hydrofilních akrylátových a metakrylátových monomerů, organických rozpouštědel, fotoiniciátorů a dalších komponentů [4].

1.1.1.1. Historie adhezivních systémů

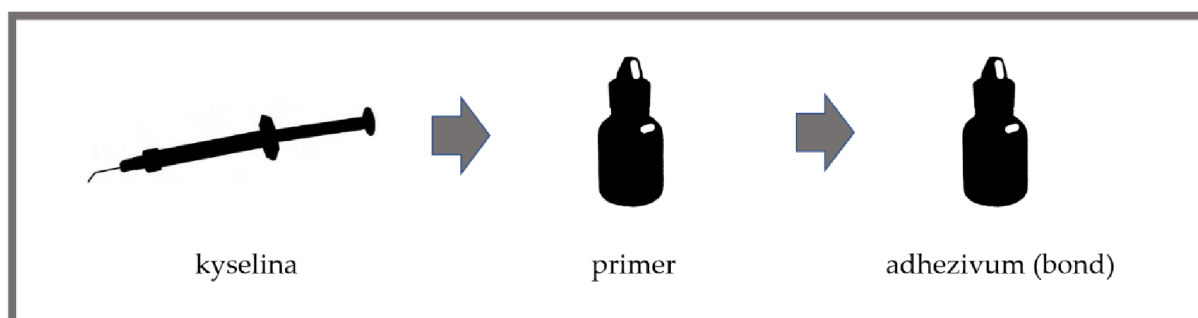
Z historického pohledu lze rozdělit adhezivní systémy do sedmi generací. Každá generace vyjadřuje technologický pokrok, který do devadesátých let dvacátého století

vedl k nastolení co nejsilnější adhezivní vazby, kdežto od zmíněných devadesátých let jde vývoj spíše cestou zjednodušení postupu aplikace adhezivních systémů za určitého snížení maximální síly adhezivní vazby [4].

První tři generace vzniklé do osmdesátých let dvacátého století nedosahovaly dostatečně silné adhezivní vazby (méně než třetina síly vazby v porovnání se 4. generací). Tyto tři generace adhezivních systémů se již desítky let nevyskytují na trhu, a proto nebudou v této práci dále popisovány [3, 4, 6, 7, 8, 9].

1.1.1.2. 4. generace adhezivních systémů

Čtvrtá generace adheziv využívá pracovní postup etch-and-rinse a dosahuje mikromechanické adhezivní vazby na sklovinu a dentin. Pracovní postup čtvrté generace adheziv se skládá ze tří kroků. Prvním krokem navázání adheze na tvrdé zubní tkáň je leptání tvrdých zubních tkání kyselinou fosforečnou, druhým krokem je aplikace dentinového primeru a třetím je aplikace samotného adheziva (bondu) (Obr. 1) [3, 4, 6].



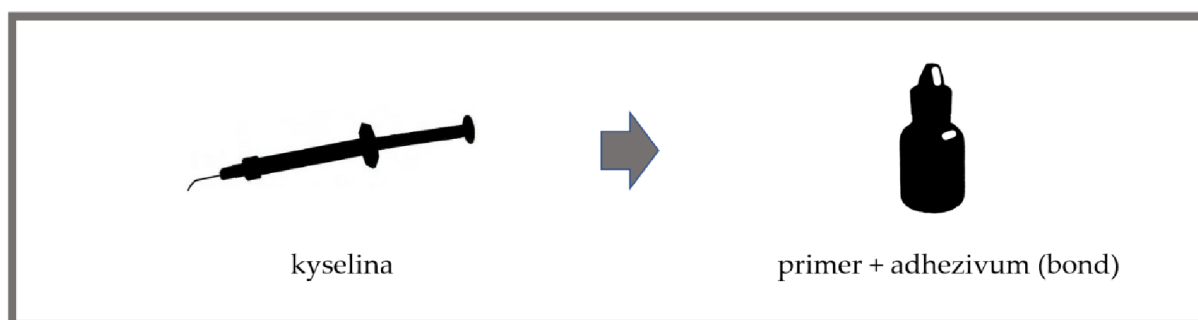
Obr. 1. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 4. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Tato generace adheziv si od devadesátých let drží primát v síle adhezivní vazby. Ta dosahuje až 30 MPa [6], proto jí bude v dalších kapitolách věnována zvýšená pozornost. Nevýhodou této generace adhezivních systémů je složitost postupu, který je velmi náchylný k chybám ošetřujícího lékaře, které vedou ke snížení výsledné síly adhezivní vazby [3, 10].

Tato generace se stala takzvaným zlatým standardem a výsledky ostatních generací jsou k ní často vztahovány jako k etalonu [3].

1.1.1.3. 5. generace adhezivních systémů

Pátá generace vznikla spojením druhého (primer) a třetího kroku předchozí generace (bond). Jde tedy o dvoukrokové adhezivní systémy. Tyto adhezivní systémy stále využívají pracovní postup etch-and-rinse a dosahují mikromechanické adhezivní vazby na sklovinu a dentin [11]. Jejich postup navázání adhezivní vazby na tvrdé zubní tkáň spočívá v leptání tkání kyselinou a aplikaci samoprímovacího bondu (Obr. 2) [3].



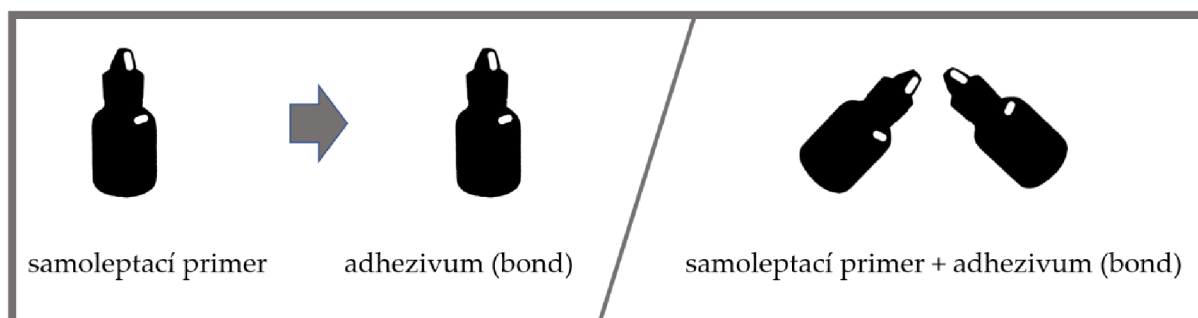
Obr. 2. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 5. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

U starších systémů této generace lze zpochybnit zjednodušení jejich postupu, protože je doporučeno bond aplikovat dvakrát [4]. Poprvé jako primer, podruhé jako bond. Síla adhezivní vazby je snížena na 25 MPa [3, 6]. Samoprímovací bond vykazuje zhoršenou penetraci naleptaného dentinu [4] a je díky hydrofilní povaze rozpustnější ve slině [3].

1.1.1.4. 6. generace adhezivních systémů

Šestá generace přinesla revoluční změnu v přístupu k leptání tvrdých zubních tkání. Tento systém již nevyužívá samostatně aplikovanou kyselinu fosforečnou (etch-and-rinse postup), která leptá tvrdé zubní tkáň a odstraňuje z nich smear layer (preparační drť) [3]. Tyto adhezivní systémy využívají samoleptací primery, které leptají tvrdé zubní tkáň a smear layer do sebe inkorporují [3]. Tento princip nazýváme self-etch. Po aplikaci tohoto primeru následuje aplikace bondu. Jde tedy o dvoukrokový systém. Některé adhezivní systémy této generace spočívají ve smíchání samoleptacího primeru s bondem a jejich společné aplikaci. V tomto případě jde o jednokrokový systém [6, 12]. U obou typů adhezivních systémů ale stále platí, že jde o dvoulahvičkové

systemy (Obr. 3). Typ adhezivní vazby, kterého tyto systémy dosahují, se odvíjí od kyselosti samoleptacího primeru [4, 6]. Tento vliv bude popsán u následující generace.



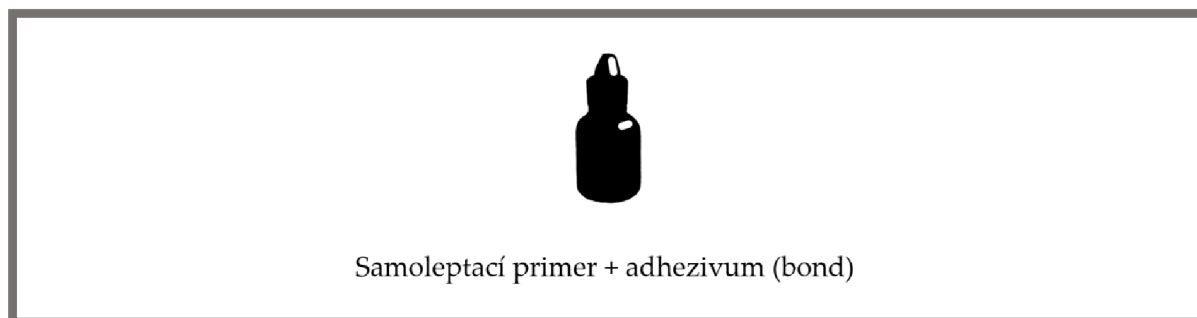
Obr. 3. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 6. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Některá adheziva 6. generace dosahují vysoké síly adhezivní vazby (až 30 Mpa) [6]. Výhoda self-etch přístupu spočívá ve zjednodušení postupu, odstranění možnosti přeleptání tkání a kolapsu kolagenních vláken [11]. Jejich další výhodou je, že díky méně agresivnímu leptání a využití smear layer výrazně snižují permeabilitu dentinu [4].

1.1.1.5. 7. generace adhezivních systémů

Sedmá generace adhezivních systémů přímo navazuje na šestou generaci. Tato generace se od předcházející liší v uchování obou složek v jedné lahvičce (Obr. 4) [11, 13]. Jde tak o jednokrokový jednolahvičkový self-etch systém. Tento systém tedy přinesl finalizaci zjednodušení postupu nastolení adhezivní vazby. Charakteristika těchto adheziv je shodná s předchozí generací [6]. Tyto adhezivní systémy mohou být svým složením kompatibilní jak se self-etch a selective-etch technikami, tak s etch-and-

rinse technikou a mohou obsahovat silany či jiné promotory chemické vazby. V takovém případě se označují jako univerzální adhezivní systémy [3].



Obr. 4. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 7. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Typ adhezivní vazby, kterého tyto systémy dosahují, se odvíjí od kyselosti adhezivního systému [6]:

- Adheziva se silnou aciditou jsou schopna leptat tvrdé zubní tkáně a vytvářejí hybridní vrstvu velmi podobnou etch-and-rinse adhezivům. Adhezivní vazba těchto systémů stojí zejména na principu mikromechanické vazby.
- Adheziva se střední aciditou vytvářejí tenčí hybridní vrstvu s obsahem hydroxyapatitu, na který se chemicky vážou. Mechanismus adhezivní vazby je tedy smíšený.
- Adheziva se slabou aciditou mají nízkou schopnost leptat (zejména sklovinu) a závisí hlavně na chemické vazbě na hydroxyapatit, která není schopna ve sklovině dosáhnout síly vazby mikromechanické. Tento nedostatek lze kompenzovat technikou selective-etch, kdy je před aplikací adhezivního systému sklovina leptána [3].

Chemická vazba na hydroxyapatit je popsána u několika monomerů, avšak dlouhodobě stabilní chemickou vazbu poskytuje pouze jeden z nich: 10-MDP (10-Methakryloyloxydecyl dihydrogenfosfát) [14, 15].

Hydrofilita těchto adhezivních systémů způsobuje jejich přetrvávající sorpci vody [16].

1.1.2. Sklovina

Sklovina je svrchní tvrdá zubní tkáň anatomické korunky zubu. Sklovina je tedy určena k přímému kontaktu s rozměňňovanou potravou a tomu odpovídají i její fyzikální vlastnosti a složení. Jedná se o nejtvrďší tkáň obratlovců včetně člověka.

Sklovina je acelulární, neobsahuje tedy buňky. Ameloblasty zodpovědné za tvorbu skloviny jsou z jejího povrchu strženy v procesu prořezání zubu. Proto není sklovina schopna se aktivně obnovovat [17]. Sklovina je vysoce mineralizovaná tkáň tvořená prizmaty hydroxyapatitu [3, 17]. Prizmata jsou podlouhlé útvary o průřezu klíčové dírky nebo podkovy a velikosti 0,5 až 4 μm probíhající od dentinosklovinné hranice k povrchu korunky. Jednotlivá prizmata jsou tvořena silně minoritní bílkovinnou matrix a krystaly hydroxyapatitu [17]. Prizmata jsou obklopena interprizmatickou hmotou, v jejímž složení je zvýšen podíl proteinové matrix a krystaly v ní jsou uloženy kolmo k průběhu prizmat [17]. Prizmata a interprizmatická hmota mají tendenci se chovat při leptání rozdílně, což přispívá ke vzniku mikroretence. Nejsvrchnější část skloviny je tvořena aprizmatickou sklovinou, kde nejsou krystaly nijak uspořádány [17].

Sklovina obsahuje jen velmi malé množství vody (2 %) [17]. Voda ale hraje důležitou součást remineralizačních procesů skloviny a je součástí její estetiky. Vyschlá sklovina má křídovou barvu.

1.1.2.1. Mikromechanická adhezivní vazba na sklovinu

Mikromechanickou adhezivní vazbu na sklovinu využívají adhezivní systémy 4. a 5. generace, tedy systémy techniky etch-and-rinse, dále všechna adheziva 6. a 7. generace při postupu selective-etch a kyselejší adheziva 6. a 7. generace při využití techniky self-etch.

Principem této adhezivní vazby je odstranění smear layer (preparační drtě) a vytvoření velkého styčného povrchu substrátu s výskytem mikroskopických prohlubní a podsekřivin, do kterých je poté (nebo souběžně) aplikováno samotné adhezivum. S využitím kapilárních sil adhezivum penetruje tento mikrorelief, a je tak po polymeraci na mikroskopické úrovni zaklesnuto do těchto prohlubní a velmi silně se udržuje na povrchu skloviny [3, 18, 19].

Následný postup je vztažený k využití 4. generace adheziv. Novější adheziva eliminují některé kroky nastolení mikroretenční adhezivní vazby.

Vytvoření mikroretence je zajištěno leptáním kyselinou fosforečnou o koncentraci 32 až 37 % [6]. Leptání skloviny trvá 30 sekund [3, 6]. Kyselina odstraní smear layer překrývající sklovinu a vyleptá na povrchu skloviny mikrorelief, jehož vzhled je dán odolností jednotlivých mikroskopických částí skloviny vůči leptání [3, 4, 6]. Kyselina se pro naše účely vyrábí ve formě gelu, který usnadňuje její aplikaci a udržení na požadovaném místě. Samotná kyselina rozpuštěná ve vodě je jinak nízkoviskózně tekutá. Gel je po uplynutí doby leptání smyt proudem vody se vzduchem. Voda by měla způsobit naprostou neutralizaci kyseliny, proto je doporučen oplach po dobu minimálně 30 sekund [6]. Povrch skloviny je potom vysušen proudem vzduchu.

Před leptáním je možné sklovinu otryskat oxidem hlinitým. Tryskání zvětší povrch, na který bude kyselina působit, a leptáním je tak vytvořena komplexnější mikroretence. U navazování adheze na povrchovou sklovinu se pískováním můžeme alespoň částečně zbavit aprizmatické skloviny, a tím pravděpodobně zvýšit sílu adhezivní vazby na sklovinu [20, 21, 22, 23].

Zvýšení adhezivní vazby pískováním prizmatické skloviny před leptáním je sporné. Pískování bez následného leptání výrazně snižuje sílu adhezivní vazby [24].

K penetraci mikroreliefu naleptané suché skloviny není nutná aplikace hydrofilního dentinového primeru. V případě, že je sklovina připravována současně s dentinem, se nevyhneme překrytí skloviny dentinovým primerem. Ten však vazbě na sklovinu neškodí, naopak je svým vysycháním schopen strhnout přebytečnou vodu z předcházejícího oplachu, a tím umožnit kompletní zatečení hydrofobního adheziva [4].

Adhezivum aplikujeme prostým nanesením na povrch skloviny microbrushem. Vrstvu redukuje proudem vzduchu a v případě, že to není kontraindikováno, polymerujeme (Tab. 1).

Chemickou adhezivní vazbou na sklovinu se tato práce zabývá v kapitole věnované adhezivním systémům, které ji využívají.

Tab. 1. Přehled kroků navázání mikromechanické adhezivní vazby na sklovinu (4. generace adheziv). Kroky, které nejsou nutné, jsou označeny šedou barvou písma.

Mikroretence	Pískování korundovým práškem Leptání H ₃ PO ₄ 30 s
Priming	X
Adhezivum	Aplikace adheziva (polymerace)

1.1.3. Dentin

Dentin je mineralizovaná tkáň podobná kosti, která tvoří vnitřní část pláště korunky i kořene. Je tvořena mineralizovanou kolagenní matrix a tubuly [3, 17]. Tubuly procházející dentinem jsou paralelně seřazeny a směřují od vrstvy odontoblastů v pulpě až k dentinosklovinné hranici. Dentinové tubuly jsou vyplněny Tomesovými vlákny – výběžky odontoblastů [17]. Dentin obsahuje celulární složku, přestože jádra odontoblastů jsou uložena v pulpě [17]. Odontoblasty jsou spolu s ameloblasty zodpovědné za tvorbu dentinosklovinné hranice, která samotná splňuje veškeré prvky mikroretenční adhezivní vazby, a stala se tak vzorem pro princip adheze v oboru zubního lékařství (biomimetika). Odontoblasty pak dále v průběhu celého života produkují dentin, ať už je to fyziologický primární a sekundární dentin, nebo reakční, terciární dentin [17]. I díky této celulární složce má dentin ve svém složení velké zastoupení vody (20 % objemu) [17], což se v historii stalo překážkou úspěšného nastolení adhezivní vazby [3]. Extratubulární dentin je tvořen organickou a neorganickou složkou. Organická složka je tvořena zejména vlákny kolagenu typu I a anorganická složka zejména malými krystaly hydroxyapatitu [17].

1.1.3.1. Mikromechanická adhezivní vazba na dentin

Mikroretenční adhezivní vazbu na dentin využívají adhezivní systémy 4. a 5. generace, tedy systémy techniky etch-and-rinse, dále adheziva 6. generace s kyselými primery a kyselá adheziva 7. generace při využití techniky self-etch či selective-etch.

Principem této adhezivní vazby je odstranění smear layer a vytvoření velkého styčného povrchu substrátu s výskytem mikroskopických prohlubní a průchodů způsobených odhalením kolagenních vláken a otevřením dentinových tubulů, do kterých je poté (nebo souběžně) aplikován dentinový primer, který je schopen prostoupit vodou nasyceným prostředím. Samotné hydrofobní adhezivum tak díky dentinovému primeru penetruje i do prostředí, které je s ním jinak neslučitelné. Adhezivum je po polymeraci na mikroskopické úrovni zaklesnuto do prohlubní a také mezi kolagenní vlákna a silně se udržuje na povrchu dentinu. Vrstva, která vzniká promísením dentinových komponent a kompozitního vazebného systému, se nazývá hybridní vrstva [3, 25, 26, 27].

Následný postup je vztažený k využití 4. generace adheziv. Novější adheziva eliminují některé kroky nastolení mikromechanické adhezivní vazby.

Vytvoření mikoretence je zajištěno leptáním kyselinou fosforečnou o koncentraci 32 až 37 % [6]. Leptání dentinu trvá 15 sekund [6]. Kyselina odstraní smear layer překrývající dentin. Smear layer tvoří zátky v ústí otevřených dentinových tubulů. I z těchto míst je leptáním odstraněn [3]. Kyselina dále odstraní povrchovou část anorganické složky dentinu, a odhalí tak kolagenní vlákna, jejichž změť spolu s otevřenými tubuly poskytuje mikoretenční reliéf [3]. Kyselina fosforečná je s produkty reakce po uplynutí doby leptání smyta proudem vody se vzduchem [6]. Voda by měla způsobit naprostou neutralizaci kyseliny, proto je doporučen oplach po dobu minimálně 15 sekund.

Množství vody na povrchu dentinu je poté redukováno proudem vzduchu. Naší snahou však v případě dentinu není jeho vysušení. Voda udržuje vzpřímená a nezkolabovaná kolagenní vlákna. Odstraněním vody a kolapsem kolagenních vláken dochází k radikálnímu snížení mikoretenčního potenciálu kolagenních vláken [6]. Dentin musí být před aplikací primeru mírně vlhký [4]. Pokud je naopak pokryt vrstvou vody, bude voda zbytečně redukovat koncentraci primeru, a tím bude snižovat jeho účinnost. V ideálním případě je dentin makroskopicky jen mírně vlhký a je na něm minimální množství vody, které udrží vzpřímená kolagenní vlákna, ale nezpůsobí přílišné snížení koncentrace primeru. Případné pochybnosti o koncentraci primeru lze vyřešit jeho opakovaným použitím. Dentinový primer aplikujeme jemnými vtíravými pohyby microbrushe. Přílišný tlak nástroje může způsobit mechanický kolaps kolagenních vláken [28]. Následně je primer redukován proudem vzduchu. Dentinový primer obsahuje hydrofilní monomery, díky kterým dokáže primer penetrovat spleť odhalených kolagenních vláken a otevřené dentinové tubuly vyplněné vodou. Vtíravé pohyby microbrushe prostupu primeru napomáhají. Primer v penetrovaném prostoru vytvoří amfifilní prostředí, do kterého později bude schopen penetrovat hydrofobní adhezivum (bond) [3, 4]. Primer zároveň drží vzpřímená kolagenní vlákna i po vytlačení a nuceném vypaření velké části vody z prostoru [3, 4]. Vypařování vody způsobuje vaporizující rozpouštědlo primeru (např. etanol a aceton), které vodu strhává s sebou [4]. Primer se později chemicky váže s adhezivem při jeho polymeraci [4].

Pokud je dentin adhezivně připravován se sklovinou, dáváme přednost vlhkému prostředí, které vyžaduje dentin, před absolutně suchým prostředím, které je ideální pro sklovinu. Přebytečnou vodu ze skloviny dokáže vaporizovat primer, který je při aplikaci na dentin bezděčně použit i na ni [4].

Po redukci primeru jemně aplikujeme microbrushem adhezivum, a pokud to není kontraindikováno, jeho vzduchem redukovanou vrstvou polymerujeme (Tab. 2). Při zhotovení přímých prací (např. výplní) je doporučeno adhezivum polymerovat, aby nedošlo ke kolapsu kolagenních vláken mechanickým tlakem při adaptaci kompozitního výplňového materiálu [28].

Chemickou adhezivní vazbou na dentin se tato práce zabývá v kapitole věnované adhezivním systémům, které ji využívají.

Tab. 2. Přehled kroků navázání mikromechanické adhezivní vazby na dentin (4. generace adheziv).

Mikroretence	Leptání H ₃ PO ₄ 15 s
Priming	Aplikace dentinového primeru
Adhezivum	Aplikace adheziva (polymerace)

1.1.4. Kompozitní pryskyřice

Kompozitní pryskyřice se v zubním lékařství využívají jako adheziva, výplňové materiály, adhezivní fixační cementy, ale i jako materiály sloužící k výrobě nepřímých fixních náhrad tvrdých zubních tkání a zubů. Je možné z nich vyrábět inlaye, onlaye, fazety, korunky i provizorní můstky. Protože jejich estetika ani mechanická odolnost nedosahují úrovně keramik, hrají roli zejména při ošetřeních s omezeným rozpočtem. V případě inlayí a onlayí však rozhodně nejde o paliativní ošetření a kompozitní pryskyřice jsou zubními lékaři často upřednostňovány pro svou verzatilitu a bezpečnost postfixačních úprav.

Při vrstvení kompozitních výplní jsou na sebe kladeny jednotlivé inkrementy výplně. Čerstvě zpolymerizovaný inkrement na svém povrchu stále uchovává jisté množství monomerů, jelikož polymerace není nikdy totální (zejména na povrchu je vrstva monomerů inhibovaná kyslíkem v atmosféře) [28, 29]. Tyto nezpolymerované monomery jsou tak volné pro kopolymeraci s monomery z další vkládané vrstvy kompozitního materiálu. Po polymeraci následné vrstvy materiálu tak vzniká vzájemné chemické propojení těchto dvou inkrementů formou vytvoření sdílených polymerových řetězců. Fakticky se tak obě vrstvy spojí v jednu a hranice mezi nimi není dohledatelná. Nejedná se tedy o adhezivní vazbu, ale o kohezní sílu a chemickou vazbu, které udržují jednotlivé vrstvy ve spojení [29, 30].

Laboratorně vyrobená kompozitní rekonstrukce či starší kompozitní výplň však prochází procesem obroušení či leštění, monomery mohou být vyplaveny či mohou vytékat, dále s časem monomery postupně samovolně kopolymerují s okolními monomery a polymery [28, 29]. Někdy se proto hovoří o vyžralé kompozitní pryskyřici (anglicky aged), která nemá dostatek monomerů pro navázání výše popsané vazby [29, 31]. Vyžralá kompozitní pryskyřice poskytuje 20 až 75% původní kohezní síly a na takovýto povrch je třeba využití adhezivní vazby [29, 31, 32, 33].

1.1.4.1. Adhezivní vazba na vyžralou kompozitní pryskyřici

Adhezivní vazba na vyžralou kompozitní pryskyřici je založena na mikromechanické složce, chemické vazbě (kohezi) k pojivu a v případě využití silanu i na chemické vazbě na křemičité plnivo.

Prvním krokem navázání adhezivní vazby na vyžralou kompozitní pryskyřici je otryskání korundovým abrazivem. Pískování zajistí na povrchu kompozitní pryskyřice mikrorelief, který poté poskytne mikromechanickou složku vazby. Pískování povrchu propůjčuje prokazatelné zvýšení síly adhezivní vazby při tryskání 50 µm práškem korundu ze vzdálenosti 1 cm po dobu 10 s při tlaku 2 bar [29]. Celá rekonstrukce musí být vyčištěna od písku proudem vody či alkoholem. Jediné zrnko abraziva na povrchu rekonstrukce může způsobit její nedosednutí.

Jako alternativní metoda se jeví leptání křemičitého plniva pomocí kyseliny fluorovodíkové, ale její efekt na sílu adhezivní vazby na vyžralou kompozitní pryskyřici není signifikantní, přestože určitým způsobem změní mikrorelief kompozitní pryskyřice [29].

Za určitých podmínek může být výhodné aplikovat na pískovaný povrch silan. Silan je schopen navázat chemickou siloxanovou vazbu na křemičité plnivo. Silan se bude zároveň později chemicky vázat na adhezivum. Vytvoří tak chemický vazebný můstek mezi těmito dvěma materiály, které by bez využití silanu nebyly schopny chemickou vazbu vytvořit. Ve studii D'Arcangela a Vaniniho měla skupina vzorků silanizovaná po pískování stejnou sílu adhezivní vazby jako pískovaná skupina [29].

Poté aplikujeme microbrushem adhezivum (bond, míněna poslední lahvička zvoleného adhezivního systému, která je schopná polymerovat), a pokud to není kontraindikováno, jeho vzduchem redukovanou vrstvu polymerujeme (Tab. 3).

Pro doplnění následují doporučení výrobců kompozitních materiálů určených k laboratorní výrobě rekonstrukcí.

Ivoclar Vivadent (Schaan, Lichtenštejnsko) vyrábí Nexco Paste a pro jeho fixaci doporučuje tryskání korundem při tlaku 1 bar, silanizaci pomocí univerzálního materiálového primeru Monobond Plus s obsahem silanu a poté aplikaci pryskyřičného cementu, například duálně tuhacího Multilink Automix bez aplikace adheziva [34].

3M (St. Paul, USA) vyrábí bločky Lava Ultimate a doporučuje je adhezivně připravovat následovně: Pískování korundem (50 µm) tlakem 2 bar do zmatnění povrchu, dále aplikace Singlebond Universal – univerzálního adheziva s obsahem silanu s využitím duálně tuhacího pryskyřičného cementu RelyX Ultimate [35].

GC Europe (Leuven, Belgie) vyrábí kompozitní materiál Gradia Plus a přikládá prezentaci následného postupu: Pískování, aplikace materiálového primeru G-Multi PRIMER s obsahem silanu, aplikace G-Premio BOND – univerzálního adheziva a fixace pomocí duálně tuhacího pryskyřičného cementu G-CEM LinkForce [36].

Tab. 3. Přehled kroků navázání adhezivní vazby na vyzrálou kompozitní pryskyřici. Kroky, které nejsou nutné, jsou označeny šedou barvou písma.

Mikroretence	Pískování korundovým práškem
Priming	Aplikace silanu
Adhezivum	Aplikace adheziva (polymerace)

1.1.5. Keramika

Dentální keramika je z pohledu složení i možností adhezivní fixace širokým pojmem, proto je třeba ji na úvod klasifikovat. Názvy jednotlivých keramických systémů se odvíjejí od jejich stěžejního plniva, předložená klasifikace se zakládá na obsahu skla (pojiva) v keramickém systému (Tab. 4).

Tab. 4. Přehled nejpoužívanějších dentálních keramik v rámci základní klasifikace dle obsahu skla.

Keramika s obsahem skla	Polykrystalická keramika
Živcová Leucitová Lithium disilikátová	Zirkoniová

Postup navázání adhezivní vazby na keramické systémy se odvíjí právě od typu keramiky, a to z důvodu rozdílného obsahu skla v ní.

Živcová keramika je zastaralá a z trhu je téměř kompletně vytlačena ostatními typy keramických systémů, proto jí dále nebude věnována pozornost.

1.1.5.1. Adhezivní vazba na keramiku s obsahem skla

Adhezivní vazba na dentální keramické systémy s obsahem skla je založena jak na mikromechanické složce, tak na složce chemické.

Povrch keramiky je nejdříve upraven tak, aby vznikl velký styčný povrch tohoto substrátu s výskytem mikroskopických prohlubní a podsekřivin (mikromechanická složka). Poté je povrch ošetřen silanem (materiálovým primerem), aby byla skrze něj umožněna chemická vazba keramiky (jejího neodleptaného pojiva) na adhezivum [37].

Následný postup je vztažen k adhezivům bez obsahu silanu. Některé (univerzální) adhezivní systémy silan obsahují, a postup navázání vazby tím zjednodušují.

Vytvoření mikroretence je zajištěno leptáním kyselinou fluorovodíkovou o koncentraci 5 až 9 % [38]. Leptání leucitové keramiky trvá 60 sekund [39], u lithium disilikátové keramiky postačí 20 sekund [39, 40]. Kyselina leptá skelné pojivo a vyleptá

na povrchu keramiky mikrorelief, jehož vzhled je dán odolností plniva vůči leptání [37, 41, 42].

Kyselina se pro naše účely vyrábí ve formě gelu, který usnadňuje její aplikaci a udržení na požadovaném místě. Samotná kyselina rozpuštěná ve vodě je jinak nízkoviskózně tekutá. Gel je po uplynutí doby leptání smyt proudem vody se vzduchem. Voda by měla způsobit naprosté odplavení kyseliny, proto je doporučen zevrubný oplach. Povrch keramiky je poté vysušen proudem vzduchu.

Před leptáním je možné keramiku otryskat oxidem hlinitým. Tryskání zvětší povrch určený k reakci, a leptáním je tak potom vytvořena komplexnější mikroretence. Tryskání povrchu keramiky je ale spojeno s podezřením na vznik mikroprasklin v křehké keramice, což má za následek nižší odolnost rekonstrukce vůči prasknutí [5]. Pro adhezivní přípravu jejich výrobků výrobci keramických systémů s obsahem skla využití tryskání nedoporučují [39, 40].

Naopak po leptání je doporučeno výrobcem Porcelain Etch (Ultradent, South Jordan, USA) (nikoliv podmíněno výrobcí keramických systémů) odstranění produktů reakce kyseliny fluorovodíkové se sklem [38] (SiF_4 a H_2SiF_6) [37]. Tyto produkty jsou rozpustné ve vodě a jsou vesměs odstraněny už vodní sprayí, přesto výrobce doporučuje využití kyseliny fosforečné pro očištění povrchu nejen od těchto produktů, ale i od nestabilních podleptaných úlomků plniva. K tomuto účelu lze využít i ultrazvukovou čističku. Dopad těchto procesů na mikroskopický vzhled povrchu byl odmítnut [37, 43].

Přese vše lze zevrubné odstranění toxické kyseliny fluorovodíkové, jejich toxických produktů a uvolněných mikrostruktur z povrchu považovat za prospěšné či přinejmenším za neškodné.

Využití kyseliny fluorovodíkové intraorálně je sporné pro její toxicitu a možnost topického poškození měkkých tkání. Výrobce IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnsko) vylučuje intraorální použití [40]. Výrobce Porcelain Etch (Ultradent, South Jordan, USA) připouští její využití intraorálně v případě izolace kofferdamem [44].

Po osušení je aplikován silan (materiálový primer), ten má za úkol navázat chemickou siloxanovou vazbu na naleptanou keramiku (resp. na její pojivo obsahující křemík). Silan se bude zároveň později chemicky vázat na adhezivum. Silan tak vytvoří chemický vazebný můstek mezi těmito dvěma materiály, které by bez využití silanu nebyly schopny chemickou vazbu vytvořit [37, 45].

Silan je dodáván v řídkém roztoku, který je microbrushem vetřen do naleptaného povrchu keramiky a nechá se působit po dobu 60 vteřin [38]. Přebytečného rozpouštědla se zbavíme proudem vzduchu nebo horkým vzduchem [37, 38, 40, 45]. Aplikace silanu prokazatelně zvyšuje sílu adhezivní vazby na keramiku s obsahem skla [37, 46, 47].

Poté microbrushem aplikujeme adhezivum (bond, míněna poslední lahvička zvoleného adhezivního systému schopná polymerovat), a pokud to není kontraindikováno, jeho vzduchem redukovanou vrstvou polymerujeme (Tab. 5).

Tab. 5. Přehled kroků navázání kombinované adhezivní vazby na keramiku s obsahem skla. Kroky, které nejsou nutné, jsou označeny šedou barvou písma.

Mikroretence	Pískování korundovým práškem Leptání HF 20/60 s Odstranění produktů reakce: H ₃ PO ₄ / UZV čistička
Priming	Aplikace silanu
Adhezivum	Aplikace adheziva (polymerace)

1.1.5.2. Adhezivní vazba na polykrystalickou keramiku

Základem problematiky adhezivní vazby na polykrystalickou keramiku je absence křemičitého skla (pojiva) v jejím složení. Aplikace kyseliny fluorovodíkové pro účely vytvoření mikromechanické složky adhezivní vazby je v tomto případě bezúčelná [45, 48, 49, 50].

Další překážku představuje absence křemíku ve složení polykrystalické keramiky, což vylučuje navázání chemické adhezivní vazby silanem [48]. Zirkoniová keramika se stala během posledních patnácti let hegemonek na poli polykrystalických keramik, proto budou následující odstavce věnovány právě jí.

Zirkoniová keramika se díky svým mechanickým vlastnostem, estetice a ekonomickému potenciálu na trhu velmi dobře prosazuje [48, 51]. Její vývoj probíhá velmi rychlým tempem a během posledních deseti let relativně úspěšně řeší nedostatky zirkoniové keramiky. Potíže s nedostatečnou translucencí a možností chippingu při fazetování zirkonie do jisté míry kompenzovalo představení její 3. generace [51]. Zirkoniová keramika tak v posledních letech vytlačuje

metalokeramiku na její okrajové indikace [51]. Otázkou ale stále zůstává vytvoření bezpečné, jednoduše navázatelné a silné adhezivní vazby, která by umožnila adhezivní fixaci. Problematika adhezivní vazby na zirkonii je dnes pod drobnohledem vědecké komunity a na toto téma lze dohledat velké množství literatury, která závratným tempem přibývá [48].

Aktuálně není v tématice adheze na zirkoniovou keramiku ustanoven konsenzus a není stanovena jednotná, bezpečná a funkční procedura pro navázání adhezivní vazby na zirkoniovou keramiku [48, 51]. Autoři předkládají široké spektrum adhezivních příprav povrchu zirkoniové keramiky [48, 51]. Nejstudovanější techniky lze rozdělit do dvou základních skupin dle přístupu k navázání adhezivní vazby [48]:

- mikromechanické
- kombinované

Mikromechanická adhezivní vazba na zirkoniovou keramiku

Pískování

Samostatné pískování povrchu korundovým abrazivem před aplikací adheziva zvyšuje sílu fixace zirkoniové keramiky zvýšením smáčivosti a vytvořením mikroretencí [48, 51]. Síla takové fixace ale není dostatečně silná [48, 52, 53]. Pískování korundem způsobuje mikropraskliny ohrožující fyzikální vlastnosti zirkoniové keramiky [48, 51, 54, 55, 56, 57, 58].

Leptání

Leptání kyselinou fosforečnou, kyselinou fluorovodíkovou nebo kyselinou dusičnou přináší horší výslednou vazbu než pískování [48, 59, 60, 61, 62].

Kombinovaná adhezivní vazba na zirkoniovou keramiku

Pískování a chemický promotor

Pískování následované aplikací tzv. univerzálního adheziva (adhezivní systém s obsahem silanu a/nebo jiných chemických promotorů) nebo aplikací chemického promotoru a adheziva zvláště je nejčastěji studovaným postupem [48].

Chemickými promotory jsou většinou organofosfáty. Organofosfáty dokážou vytvořit vazbu P-O-Zr na jednom svém konci a na druhém jsou schopny kopolymerovat

s monomery kompozitních pryskyřic [51]. Nejužívanějším z nich se stal 10-MDP (10-Methakryloyloxydecyl dihydrogenfosfát) [48].

Pískování povrchu následované aplikací univerzálního adheziva s obsahem 10-MDP prokazatelně zvyšuje sílu adhezivní vazby na zirkoniovou keramiku [48, 51, 63, 64, 65, 66, 67, 68].

10-MDP je ovšem nestabilní ve vodním prostředí a podléhá hydrolytické degradaci, síla vazby tak s časem výrazně klesá, což jinak nadějnou metodu z vědeckého pohledu diskvalifikuje [48, 51, 67, 68, 69, 70].

Ostatní organofosfáty vyžadují vytvoření dlouhodobých nezávislých studií pro ověření jejich dlouhodobé funkčnosti. Nevýhoda pískování spočívající v ohrožení mechanických vlastností zirkoniové keramiky přetrvává i u této metody [48].

Tribochemical silica coating (TSC) a silan

Tribochemie je podobor chemie zabývající se chemickými reakcemi vznikajícími na základě otěru dvou různých látek. Technika TSC využívá korundové abrazivum obalené křemíkem. Náraz tohoto typu abraziva na povrch zirkoniové keramiky způsobí zdrsnění povrchu a zároveň inkorporaci křemíku do struktury této keramiky. Na takto inkorporovaný křemík je poté možné navázat chemickou vazbu aplikováním silanu [48, 51, 63, 71, 72, 73].

Nevýhoda pískování spočívající v ohrožení mechanických vlastností zirkoniové keramiky přetrvává i u této metody, přestože se zdá být dostatečným relativně nízký tlak 1,8 až 2,8 bar [48]. Technika TSC vykazuje stabilnější výsledky než využití pískování a 10-MDP [51]. Výsledky této metody jsou slibné, přesto stále není stanoven bezpečný doporučený postup této techniky navázání adhezivní vazby [48].

Závěr této sekce nabízí přehled doporučení vybraných výrobců, kteří se touto problematikou zabývají.

Ivoclar Vivadent (Schaan, Lichtenštejnsko) nabízí kompletní řešení pro výrobu a fixaci zirkoniové keramiky. Tento výrobce doporučuje pískování povrchu zirkoniové keramiky korundovým abrazivem maximálním tlakem 1 bar následované aplikací univerzálního primeru Monobond Plus. Ten obsahuje metakrylátové fosforečnany (organofosfáty), které se chemicky spojují se zirkonií. Výrobce vylučuje využití kyseliny fosforečné v postupu adhezivní přípravy, jelikož ta může obsadit vazebná místa pro metakrylátové fosforečnany [40, 74].

Kuraray Noritake Dental (Tokio, Japonsko) také poskytuje celý systém pro výrobu a fixaci zirkonie. Doporučuje nspecifikované pískování, použití primeru s obsahem silanu a 10-MDP (organofosfát, chemická vazba na oxid zirkoničitý) Clearfill Ceramic Primer Plus následované využitím samoadhezivního cementu Panavia V5 s obsahem 10-MDP. Výrobce udává zvýšenou stabilitu síly vazby oproti starší generaci cementu [75, 76].

Kerr (Orange, USA) nenabízí ve svém portfoliu zirkonii, nabízí ale následující řešení pro její fixaci: Pískování zirkonie korundem při tlaku cca 4,1 bar. Aplikace adheziva (bez dentinového primeru) OptiBond eXTRa Universal adhesive s obsahem GPDM (organofosfát) následované použitím pryskyřičného cementu NX3 [77, 78].

Výrobci volí metodu pískování a chemického promotoru, kdy do různé míry nerespektují možnost ohrožení mechanických vlastností zirkoniové keramiky pískováním. U některých využívaných organofosfátů je vědecky prokázána degradace ve vodním prostředí, a tím i ztráta chemické složky adhezivní vazby. Pro funkci ostatních organofosfátů není k dispozici dostatek dat [48]. Proto lze pochybovat o správnosti použití pojmu adhezivní fixace. Pro jeho oprávněné užití je totiž třeba navázat na zirkonii vazbu, která (stejně jako je tomu u dentinosklovinné hranice) bude schopna díky dostatečně rozostřenému přechodu adhezivního systému na zirkonii plošně a kontinuálně předávat okluzní tlaky transferované spíše křehkou zirkoniovou rekonstrukcí na povrch spíše elastické kompozitní pryskyřice [79]. Pokud nebude komplex pryskyřičného fixačního cementu a adhezivního systému dlouhodobě schopen kontinuálního přenosu sil a zirkoniová keramika bude muset svou tvrdostí odolávat okluzním silám samostatně, lze pro odlišení tohoto postupu od konvenční techniky fixace používat pojem „fixace adhezivními prostředky“ nikoliv adhezivní fixace.

1.2 Přípravné adhezivní aditivní techniky

Adhezivní fixace laboratorně zhotovených náhrad je procesně komplikovaný postup, který zahrnuje kromě aplikace samotného cementu i adhezivní přípravu substrátů (skloviny, dentinu, kompozitních výplní a dostaveb i vnitřního povrchu laboratorně zhotovené rekonstrukce). Adhezivní fixace také ve většině případů vyžaduje časově náročnou přípravu pracovního pole. Samotné nastolení adhezivní vazby je stěžním prvkem tohoto postupu a představuje jeho nejnáročnější součást.

Technická náročnost provedení adhezivní fixace je ale bohatě kompenzována silou této fixace. Ta dokáže udržet laboratorní rekonstrukci i v situacích, kdy by konvenční fixační technika selhala. Týká se to případů, kdy nejsou dodrženy veškeré technické požadavky pro preparaci pahýlu (výška pahýlu, jeho povrch či konicita atd.) nebo kdy pahýl není vůbec přítomen (preparace pro onlay či fazetu).

Právě fundamentální nutnost silné adhezivní vazby společně se snahou o zachování zdravých a odolných tvrdých zubních tkání vedla ke snahám o vývoj technik, které nastolení této vazby napomáhají.

Jde o techniky immediate dentin sealing (IDS), resin coating (RC) a deep margin elevation (DME), jež pojí následující charakteristiky:

- Aplikují se v okamžiku následujícím po preparaci tvrdých zubních tkání, před provedením situačního otisku.
- Jsou neinvazivní.
- Využívají různé formy aplikace adhezivních vazebných systémů a kompozitních pryskyřic.
- Prokazatelně zvyšují sílu adhezivní vazby na tvrdé zubní tkáně nebo zjednodušují proces adhezivní fixace laboratorně zhotovených rekonstrukcí, čímž prodlužují životnost protetického ošetření.

1.2.1. Immediate dentin sealing

Immediate dentin sealing (IDS) je adhezivní aditivní technika využívaná v protetickém zubním lékařství. Technika IDS spočívá v aplikaci specifického vazebného systému na dentin ihned po preparaci pro jakoukoliv laboratorně zhotovenou adhezivní rekonstrukci, zejména onlay (Obr. 5) [28, 80]. Tato vrstva je tak přítomna v okamžiku otiskování, v provizorním období i po fixaci rekonstrukce. Díky aplikaci před otiskem je tato vrstva reprezentována i na děleném modelu při zhotovení rekonstrukce v laboratoři.

1.2.1.1. Postup techniky IDS

Nasazení kofferdamu a nastolení absolutního suchého pole

Kofferdam je naprosto stěžejní pro práci s kompozitními materiály v prostředí dutiny ústní. Udržuje podmínky pro bezproblémové nastolení adhezivní vazby na dentin. Nedovoluje infiltraci substrátu ani vazebného systému slinou či krví. Pokud dochází k nasazení kofferdamu po preparaci, je vhodné jemně oživit povrch kavity (pahýlu) například jemným brouskem či preparační koncovkou ultrazvuku pro odstranění nečistot a zbytků měkkých tkání či krve.

Identifikace dentinu

Zjišťujeme průběh dentinosklovinné hranice tak, abychom byli schopni identifikovat rozsah dentinu. V případě pochybností lze povrch preparace naleptat 2 až 3 sekundy kyselinou fosforečnou. Sklovina se bude jevit matná, zatímco dentin zůstane lesklý. Po leptání je doporučeno oživení preparace pro zrušení účinku kyseliny [28].

Výběr adhezivního systému

Výrobci adhezivních systémů se v posledních mnoha letech snaží o vývoj systémů s nižší citlivostí techniky aplikace. Výsledkem těchto snah jsou adhezivní systémy 7. generace (self-etch, one-bottle). Aplikace těchto adheziv je jednoduchá a připouští méně chyb lékaře [28]. Přesto si 4. generace (etch-and-rinse) adheziv udržuje svou pozici na trhu jako tzv. zlatý standard adheze. Tyto adhezivní systémy zaručují

nejvyšší sílu adhezivní vazby [81, 82]. Proto je doporučeno pro techniku IDS využít 4. generaci adhezivních systémů [28].

Dalším parametrem adhezivních systémů důležitým pro techniku IDS je viskozita adhezivního systému. Vysoce viskózní adhezivní systémy vytváří tlustou vrstvu. Jelikož je vrstva IDS před fixací tryskána pískovačkou, dochází u řidších adhezivních systémů k jejich kompletnímu odstranění [83].

Vysoce plněná adheziva mají vůči pískování větší odolnost [83].

Aplikace adhezivního systému

Aplikace adhezivních systémů se řídí obecnými pravidly vycházejícími z doporučení výrobců. V případě preferované 4. generace adheziv je postup následující:

- Leptáme dentin po dobu 15 sekund a následně jej bohatě opláchneme vodní sprayí.
- Dentin musí být po leptání uveden do stavu nejvhodnějšího pro tzv. wet-bonding. Nesmí být přesušen, což by způsobilo kolaps kolagenních vláken. Na jeho povrchu ale nesmí ležet ani vrstva vody, která by ředila aplikovaný primer. Vhodné podmínky pro aplikaci primeru zajistíme krátkým osušením povrchu dentinu vzduchem nebo savkou.
- Aplikujeme dentinový primer. Využíváme jemné pohyby microbrushe pro vmasírování primeru do mikrostruktur dentinu. Přebytky primeru jsou odstraněny proudem vzduchu či savkou. Otázkou volby je opakovaná aplikace dentinového primeru. Cílem této variace postupu je zvýšení koncentrace primeru na povrchu dentinu. Dentinový primer se při aplikaci mísí s vodou na povrchu dentinu a s tekutinou z dentinových tubulů.
- Microbrushem aplikujeme adhezivum (bond) a jeho přebytky odstraníme proudem vzduchu či savkou. Adhezivum je polymerováno světlem po dobu 20 sekund. Techniku lze doplnit výplňovým kompozitním materiálem v případě nutnosti vykrytí podsekřivin [28]. Kyslík obsažený v atmosféře způsobuje vznik oxidované vrstvy adheziva během polymerace. Tato povrchová vrstva je zpolymerovatelná jen do relativně nízké úrovně, a obsahuje tak vyšší koncentraci monomerů. Tato vrstva má silný vazebný potenciál s materiály, kterými je následně překryta. Tohoto faktu se využívá při zhotovení kompozitní výplně. Vrstva monomerů však může mít potenciál k vazbě na A-silikonovou otiskovací hmotu. Nezpolymerovaná vrstva adheziva proto může způsobovat defekty v otisku. Z tohoto důvodu se zdá

vhodné opětovně zpolymerovat vrstvu IDS překrytou glycerinovým gelem, který kyslík neobsahuje [28].

Odhalení skloviny

Účelem techniky IDS je překrytí dentinu. Zamezit adhezivnímu systému v překrytí skloviny není vzhledem technice jeho aplikace možné. Sklovinu proto odhalíme jemným brouskem [28].

Výběr otiskovací hmoty a otiskování

Výběr otiskovací hmoty se odvíjí od dvou faktorů. Prvním je přesnost reprodukce otiskovací hmoty. Dostatečnou přesnost pro situační otisk mají pouze A-silikonové a polyéterové otiskovací hmoty. Druhým faktorem je možnost interakce s čerstvě aplikovaným kompozitním materiálem. Pro tuto interakci mají potenciál obě přesné otiskovací hmoty. Experimentální výzkum poukazuje na to, že na povrchu A-silikonové otiskovací hmoty nevznikají defekty způsobené kontaktem s čerstvou vrstvou adheziva, pokud je tato vrstva vyleštěná a polymerovaná pod vrstvou glycerinového gelu. Polyéterové otiskovací hmoty trpí defekty, i pokud je vrstva IDS takto ošetřena. Je tedy doporučeno využití A-silikonových otiskovacích hmot [28].

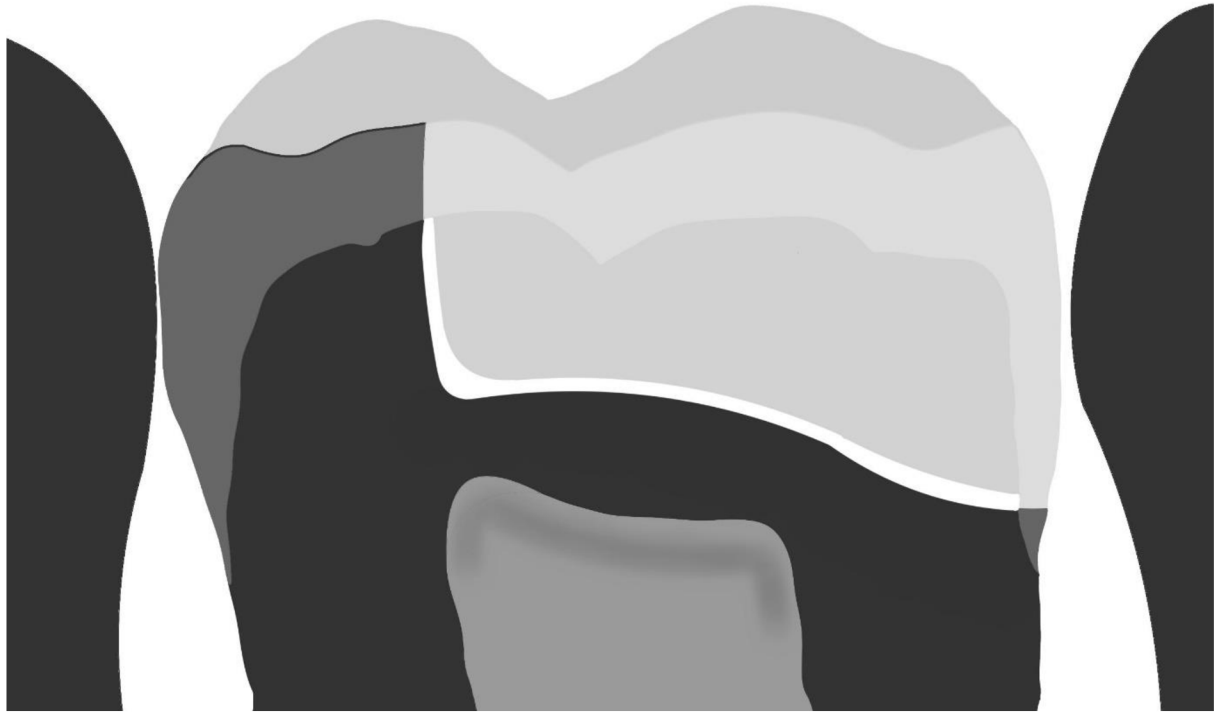
Provizorní výplň

Vzhledem k následné adhezivní fixaci se nedoporučují provizorní výplňové materiály obsahující eugenol. Eugenol omezuje polymeraci kompozitních materiálů.

Nejvhodnější variantou se zdají být elastické, světlem tuhnoucí, provizorní kompozitní výplňové materiály (Clip, VOCO, Cuxhaven, Německo nebo Telio CS Onlay, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnsko atd.), které je možno odstranit pouhou sondou. Před aplikací těchto materiálů je však nutno povrch zubu izolovat glycerinem, aby nedošlo k adhezivní vazbě k vrstvě IDS [80].

Před adhezivní fixací náhrady je třeba nasadit kofferdam a odstranit provizorní výplň. Vrstva IDS je upravena jako jakýkoliv „vyzrálý“ kompozitní materiál bez zbytkového monomeru. Pro vytvoření mikroretencí se nedoporučuje využívat rotační ani ruční nástroje, neboť hrozí odstranění kompletní vrstvy IDS, či dokonce makroskopická změna geometrie preparace. Naopak je vhodné využít pískování povrchu částicemi korundu o velikosti 50 μm [28]. Vrstva IDS se po pískování musí jevit jako matná. Celá preparace i její široké okolí je vyčištěno od písku proudem vody. Jediné zrnko abraziva na povrchu preparace může zapříčinit nedosednutí náhrady.

Dále se adhezivně připravuje sklovina; k adhezivní fixaci využíváme pryskyřičný cement. Adhezivní příprava skloviny a vrstvy IDS před použitím cementu se odvíjí od typu použitého cementu a typu adhezivního systému.



Obr. 5. Příklad využití techniky immediate dentin sealing. (Zdroj: archiv autora)

1.2.1.2. Výhody vyplývající z využití techniky IDS

Čerstvě napreparovaný dentin poskytuje nejvyšší adhezivní vazbu

Technika IDS hermeticky překrývá povrch dentinu ihned po preparaci. Nedovoluje tak kontaminaci dentinu během provizorní fáze ošetření [28]. Provizorní výplně často trpí okrajovou netěsností (microleakage) a uvolněním. Bez aplikace IDS dochází v takovém případě k infiltraci dentinu krví, slinami a bakteriemi. I materiál samotné provizorní výplně znečišťuje mikrostrukturu dentinu a tím omezuje sílu budoucí adhezivní vazby, a to i pokud nejde o provizorní výplňový materiál s obsahem eugenolu [28, 84, 85, 86].

Technika IDS zvyšuje sílu adheze na dentin [28, 46]. Úlohu v této skutečnosti pravděpodobně hraje i následující fakt. V případě, kdy IDS není aplikováno, je před

fixací onlaye provedena adhezivní příprava skloviny a dentinu. Adhezivum ani cement nejsou před dosazením onlaye polymerovány. Vnitřní povrch onlaye má tak při dosazení potenciál mechanicky utlačit odhalená kolagenní vlákna a tím snížit sílu adheze na dentin podobným mechanismem jako přesušení dentinu po jeho naleptání [28, 87, 88, 89, 90, 91].

IDS dále snižuje riziko vzniku spáry [28, 46].

IDS redukuje postpreparační hypersenzitivitu

Senzitivita dentinu je dle obecně přijímané hydrodynamické teorie způsobena pohybem tubulární tekutiny. Dentinové tubuly jsou během preparace dentinu otevřeny a tubulární tekutina z nich proto vytéká, což způsobuje charakteristickou bolest. Z tohoto důvodu se v průběhu preparace v dentinu využívá anestezie. K vytékání tekutiny částečně dochází i po preparaci, pokud není dentin hermeticky uzavřen. Postpreparační hypersenzitivita je způsobena i odstraněním skloviny, která funguje jako tepelná izolace. Dentin tak do určité míry není izolován od termických stimulů, pokud není kavita vyplněna provizorní výplní nebo pokud tato výplň netěsní.

Leptání dentinu kyselinou fosforečnou odstraňuje smear layer z ústí dentinových tubulů, a způsobuje tak zvýšení pohybu tubulární tekutiny, pokud není dentin náležitě překryt hybridní vrstvou [4].

Technika IDS dentin hermeticky uzavírá, zastavuje tak výtok tubulární tekutiny a prokazatelně omezuje výskyt postoperační hypersenzitivity [28, 92, 93].

IDS umožňuje „vyzrání“ vazby na dentin bez zátěže

Síla adhezivní vazby na dentin se v průběhu času zvyšuje. Za to je pravděpodobně zodpovědný pomalu probíhající kopolymerační proces mezi jednotlivými monomery [28]. Reis et al. poukázali na signifikantní zvýšení síly vazby během období prvního týdne [94]. V případě přímé dostavby je nekompletně zpolymerovaná vrstva adheziva zatěžována kontrakcí výplňového materiálu. V případě onlaye bez použití IDS a přímé dostavby je navíc „nedozrálá“ adhezivní vrstva pod imediátním okluzním tlakem. Technika IDS umožňuje kompletní polymeraci adheziva před zapojením okluzní zátěže [28].

IDS umožňuje vazbu na dentin a na sklovinu za ideálních podmínek.

Zatímco na dentin je při aplikaci vrstvy IDS adhezivní vazba nutně navázána ve vlhkém prostředí (wet bonding), adhezivní vazba na sklovinu je nastolena až v průběhu cementace. Může tedy být provedena v suchém prostředí, které je pro sklovinu ideální. Tato skutečnost je při běžné aplikaci adhezivního systému 4. a 5. generace nuceně ignorována, upřednostňuje se náročnější navázání vazby na dentin [28, 80].

1.2.2. Resin coating

Myšlenka techniky resin coating (RC) pochází ze začátku 90. let 20. století, a je tedy starší než technika immediate dentin sealing [95, 96]. Z klinického pohledu však lze techniku resin coating pokládat za proceduru navazující na provedení IDS.

Technika resin coating je adhezivní aditivní technika využívaná v protetickém zubním lékařství. Obecně je technika RC vnímána jako překrytí čerstvě napreparovaného dentinu a skloviny vrstvou nízkoviskózního self-etch (6. a 7. generace) adhezivního systému následované aplikací tenké vrstvy nízkoviskózního výplňového kompozita (flow) před otiskem pro laboratorně zhotovenou adhezivně fixovanou rekonstrukci. Je třeba ovšem dodat, že někteří autoři se od takovéto podoby resin coatingu alespoň částečně odklání. Tento fakt bude diskutován níže.

K doplnění kontextu nutno podotknout, že v databázích lze pod názvem „resin coating“ dohledat i jinou, nesouvisející techniku překrývání výplní vrstvou laku [97]. Dále je třeba upozornit na nezaměnitelnou techniku „hydrophobic resin coating“, při které je za účelem zvýšení adhezivní vazby kompozitní pryskyřice na vrstvu samoleptacího vazebného systému (6. a 7. generace) dodána přídatná vrstva hydrofobického vazebného systému (např. Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnsko) [98].

1.2.2.1. Thin resin coating

Nikaido et al. ve své přehledové studii předkládají dvě možné odchylky od již popsaného postupu [95].

První modifikace nazývaná thin resin coating je určena pro preparace pro adhezivně fixované korunky. Thin RC spočívá v překrytí čerstvě napreparovaného pahýlu dvojí vrstvou nízkoviskózního adhezivního systému 6. nebo 7. generace před otiskem. Dvojitá vrstva adheziva je autory obhajována, protože vytváří tlustší film a nabízí silnější adhezivní fixaci korunky (Obr. 6) [99, 100].

Vrstva takového adhezivního systému při jedné aplikaci má maximální tloušťku pouze 15 μm (srov. experiment s Optibond FL níže) [96]. Dvojnásobná aplikace přináší tloušťku přibližně 20 μm [96]. Studie Takahashiho uvedla rozsah tlouštěk čtyř různých adhezivních systémů 7. generace dokonce takto: Jedna aplikace 5–6,7 μm , dvě aplikace

12,7–13,3 μm [99]. Dvakrát aplikovaný adhezivní systém vykazoval výrazně vyšší sílu adhezivní vazby než jednou aplikovaný adhezivní systém [99, 100].

Kusakabe et al. dodávají, že by tloušťka vrstvy adhezivního systému při aplikaci na pahýl měla zůstat relativně nízká, aby neovlivňovala okraj preparace a prvky zajišťující retenci náhrady [101]. Tlustší vrstva standardního RC (označovaný v této souvislosti jako „thick“ RC) deformuje geometrii preparace a není pro pahýly preparované pro korunky doporučen [96]. Thin resin coating se mimo využití 6. nebo 7. generace adheziva a aplikace na sklovinu plně překrývá s technikou IDS, ale je u něj předpokládán nižší benefit než u techniky IDS [95]. Výhody, které přináší standardní „thick“ RC převažují benefity „thin“ RC a je proto doporučen pro onlaye [95, 102]. Přesto „thin“ RC zvyšuje sílu adhezivní fixace [103].



Obr. 6. Příklad využití techniky „thin“ resin coating pro překrytí dentinu a sklovinu po preparaci na adhezivně fixovanou korunku. (Zdroj: archiv autora)

1.2.2.2. Úprava geometrie kavity pomocí techniky resin coating

Druhá modifikace postupu spočívá naopak v lokálním ztluštění vrstvy flow kompozita za účelem úpravy geometrie kavity pro nepřímou zhotovenou onlay (Obr. 7)

[95]. Preparace pro nepřímou adhezivně fixovanou rekonstrukci jako je onlay je koncipována dle následujících faktorů:

- 1) ochrana zdravých tvrdých zubních tkání,
- 2) odstranění skloviny nepodložené dentinem jako prevence její fraktury,
- 3) umožnění vsazení nepřímé rekonstrukce.

A právě ve třetím bodě sehrává úprava geometrie preparace pomocí RC zásadní roli. Pokud se totiž po odstranění kariézního dentinu a nepodložené skloviny v geometrii preparace vyskytují podsekřiviny, nebude žádná možnost přesně zhotovenou onlay dosadit. V tom případě lze uvažovat o dvou možnostech odstranění podsekřivin. První možnost úpravy geometrie je otevření podsekřiviny rotačními nástroji, což ovšem neodpovídá modernímu trendu snahy o zachování zdravých tvrdých zubních tkání. Druhou (vhodnější) možností je vykrytí podsekřiviny pomocí kompozitního výplňového materiálu, v případě menších podsekřivin pomocí flow kompozita.



Obr. 7. Příklad využití techniky resin coating k vykrytí podsekřiviny. (Zdroj: archiv autora)

Jak již bylo zmíněno, součástí techniky RC je procedura shodná s technikou IDS, tedy překrytí čerstvě napreparovaného dentinu vrstvou adhezivního systému. Tím technika RC přejímá výhody vycházející z IDS. Vrstva RC chrání pulpu a dentin

zformováním hybridní vrstvy [95,104, 105]. Technika RC zvyšuje sílu adhezivní vazby na dentin [104, 105, 106, 107, 108, 109, 110].

Technika resin coating snižuje možnost výskytu microleakage (mikrospáry) [111].

Aplikace RC na dentin prokazatelně snižuje senzitivitu preparovaného dentinu během provizorního období [92, 112, 113].

Technika RC zlepšuje vnitřní adaptaci (přesnost dosedu) laboratorně zhotovené rekonstrukce [102, 106].

V dostupné literatuře převažuje pro techniku („thick“) RC využití 6. generace adhezivního systému [95, 102, 114].

Samoadhezivní adhezivní systémy méně otevírají dentinové tubuly, a mají tak potenciál výrazněji snižovat postpreparační hypersenzitivitu [114].

Technika RC má potenciál vyrušit nevýhodu samoadhezivních pryskyřičných cementů spočívající v nižší síle vazby na dentin a sklovinu [114].

1.2.3. Deep margin elevation

Rozsáhlé defekty v distálním úseku dosahující do oblasti cementosklovinné hranice patří mezi klinické situace, které jsou poměrně obvyklé. Ke kompromitaci cementosklovinné hranice dochází zejména na základě výskytu zubního kazu na aproximálních ploškách premolárů a molárů. Pokud je indikována laboratorně zhotovená adhezivně fixovaná rekonstrukce (zejm. onlay), setkáváme se u takovýchto defektů s potížemi, které lze rozdělit na potíže biologického a potíže technického charakteru [115].

Biologické potíže spočívají v možnosti porušení biologické šíře. Biologická šíře uvozuje vzdálenost mezi jakoukoliv náhradou tvrdých zubních tkání a hřebenem alveolární kosti relativně konsenzuálně na 3 mm [116, 117, 118, 119, 120].

Tento konsenzus se ustálil na základě výzkumu Gargiula et al. (1961) [121].

Následné výzkumy ovšem předložily komplexnější výsledky. Biologická šíře není konstantní a odvíjí se od druhu konkrétního zubu, lokace, kde je biologická šíře hodnocena, a gingiválního biotypu [120, 122, 123, 124, 125, 126].

Porušení biologické šíře rezultuje v gingivitidu, ztrátu parodontálního attachmentu a resorpci kosti [127].

Technickými potížemi je míněna technická obtížnost preparace, otiskování a adhezivní fixace na subgingivální úrovni. Zmíněné potíže lze přisoudit nedostatečnému přehledu v subgingiválním prostoru, možnosti krvácení z přilehlé gingivy, která může zastiňovat cervikální hranici preparace, a dále v nastolení suchého pole pomocí kofferdamu a omezení izolace při odstraňování přebytků neopolymerovaného fixačního cementu [115, 128, 129].

Za účelem zjednodušení postupu představili v roce 1998 Dietschi a Spreafico svůj koncept techniky, kterou nazvali cervical marginal relocation (CMR, přesun krčkového okraje) [130]. Pojem CMR není zcela ustálený. V roce 2012 Magne referuje o této technice jako o deep margin elevation (DME, vyvýšení hlubokého okraje) [129]. V databázích lze tuto techniku také dohledat jako proximal box elevation (PBE, vyvýšení aproximální skříňky).

Deep margin elevation je neinvazivní adhezivní aditivní technika využívaná v protetickém zubním lékařství. Technika DME spočívá v aplikaci přímého kompozitního výplňového materiálu do nejhlubších oblastí defektu za použití

specifické, či individualizované matrice v napínači (Obr. 11) [129, 130]. Cílem techniky je přesun okraje defektu supragingiválně. Tím je výrazně zjednodušeno otiskování, izolace kofferdamem při adhezivní fixaci a odstraňování přebytku nezpolymerovaného fixačního cementu [129]. Zároveň je tato technika spojena s aplikací IDS a sama lokálně plní účel resin coatingu, protože upravuje geometrii preparace v její cervikální části. Jelikož je ve výsledku tato přímo zhotovená část rekonstrukce v přímém kontaktu s prostředím dutiny ústní, lze techniku DME považovat za zástupce otevřené sendvičové techniky [131].

Jako konkurenční techniku a alternativu k technice DME lze uvést chirurgické prodloužení klinické korunky. Pro tento postup je využíván vysokofrekvenční proud (VFP), rotační nástroje bez použití chlazení či konvenční chirurgická technika pomocí skalpelu v případě posunu měkkých tkání. Pro přesun okraje kosti jsou využívány ruční nástroje či kostní vrtáky. Účelem této techniky je také přesun okraje supragingiválně, v tomto případě ale formou odstranění měkkých a případně i tvrdých (kostních) tkání v okolí defektu za předpokladu zachování či obnovení biologické šíře. Tento postup může v některých případech vyžadovat extenzi chirurgického zákroku měkkých tkání do rozsahu kompletních aproximálních plošek či celého obvodu zubu pro umožnění nasazení funkčního kofferdamu za účelem izolace. Tento postup je invazivní a je spojen s komplikacemi jako ztráta attachmentu parodontálních tkání, vznik pravých chobotů, hypersenzitivita, vznik furkací a ztráta gingivální papily [115, 129, 131, 132].

Techniku DME je doporučeno v případě porušení biologické šíře doplnit chirurgickým prodloužením klinické korunky [115].

Provedení techniky DME podrobně popsal Magne. Dle něj jsou stěžejní součásti techniky následující [129]:

- Izolace pomocí kofferdamu.
- Použití matrice v napínači, která je schopna zasáhnout k cervikálnímu okraji defektu. K tomu může sloužit aproximálně extendovaná či prohnutá matrice. Zároveň musí být matrice nízká či individuálně redukována na výšku 2–3 mm. Cervikálně pevně těsnící matrice se stane s kofferdamem součástí izolace a nastolení absolutního suchého pole. K tomu, aby tento účel plnila, nesmí být od cervikální části defektu retrahována maximální konvexitou zubu, což hrozí u vyšších matic. Adaptace matrice nesmí být omezena měkkými tkáněmi ani kofferdamem (Obr. 8). Využití klínku pro adaptaci matrice k cervikálnímu defektu nebývá možné pro absenci dostatku tvrdých zubních tkání klinické

korunky apikálně od defektu (Obr. 9). Pro stabilní aplikaci matrice je nutná přítomnost dostatečného množství tvrdých zubních tkání bukálně a orálně.

- Po zavedení matrice (Obr. 10) je vhodné jemně oživit preparaci například jemným brouskem či preparační koncovkou ultrazvuku pro odstranění nečistot a zbytků měkkých tkání či krve.
- Provedení techniky IDS a dostavba cervikálního defektu kompozitním výplňovým materiálem. DME je zahájeno technikou IDS a postupem shodným s provedením iniciální fáze zhotovení přímé kompozitní výplně II. třídy dle Blacka (technika snowplow) a jeho výška je přibližně 2 mm. Delší přesuny okraje defektu vyžadují využití techniky matrice v matrici.
- Kontrola, případně odstranění převisu. Odstranění přebytků adhezivního systému a výplňového materiálu. Kontrolní intraorální snímek.



Obr. 8. Situace při použití standardně vysoké matrice. Povšimněte si jejího neadaptovaného cervikálního okraje. (Zdroj: archiv autora)



Obr. 9. Situace při použití standardně vysoké matrice a klínku. Povšimněte si, že klínek není možné zavést pod úroveň okraje hlubokého defektu z důvodu přítomnosti papily. Zavedení klínku tak vede k deviaci matrice, která nemůže výrazně přesáhnout okraj cervikálního defektu. (Zdroj: archiv autora)



Obr. 10. Situace při použití nízké matrice. Povšimněte si jejího adaptovaného cervikálního okraje. (Zdroj: archiv autora)



Obr. 11. Situace provedení techniky IDS a DME. (Zdroj: archiv autora)

Přestože valná většina autorů využívá při technice DME kompozitní výplňové materiály, v literatuře se objevují autoři, kteří pro přesun okraje defektu obhajují využití skloionomerního cementu (GIC, glass ionomer cement) nebo pryskyřici modifikovaného skloionomerního cementu (RMGIC, resin-modified glass ionomer cement) [131, 133, 134]. Tradiční GIC je chemicky tuhnoucí solí kyseliny polyalkenové a ionomerního skla s příměsí fluoridových iontů. RMGIC je směsí GIC a fotopolymerující pryskyřice [135].

RMGIC má oproti GIC výhodnější fyzikální vlastnosti: vyšší kohezivní sílu, pevnost v tlaku a lepší leštitelnost [136]. Charakteristické vlastnosti GIC a RMGIC, které je mohou pro techniku DME favorizovat oproti kompozitním pryskyřicím, jsou následující. Vyžadují pro tuhnutí vlhké prostředí, proto jsou schopny lépe respektovat dentin jako substrát. Jejich teplotní roztažnost je bližší dentinu, proto lépe odolávají termickým inzultům [137].

Jejich nízký modul pružnosti kompenzuje lépe jejich vnitřní napětí po polymeraci, tím se oddaluje debonding a microleakage [134, 138].

Jejich dalšími výhodami v prostředí s minimem přítomné skloviny je jejich silná chemická vazba na dentin a uvolňování fluoridových iontů [134, 139].

V neposlední řadě jsou GIC a RMGIC jednoduché v jejich použití a nevyžadují specifický postup pro navázání vazby na dentin, čímž odpadá značná váha chybové senzitivity postupu.

Chemická polymerace může být v hlubokých defektech výhodou vůči polymeraci světlem [134].

Jako nevýhody oproti kompozitním pryskyřicím jsou popisovány: nižší koheze, horší leštitelnost, relativní rozpustnost a složitější manipulace při aplikaci [131].

Technika DME řeší technické potíže: umožňuje jednodušší otiskování nad úrovní gingivy, zabezpečí prosté nasazení kofferdamu před fixací nepřímé rekonstrukce a dovoluje bezpečné odstranění přebytků nezpolymerovaného fixačního cementu nad úrovní invertovaného kofferdamu.

Problematika DME spočívá v podmínkách daných samotným defektem. V hlubokých cervikálních defektech se setkáváme s velmi tenkou vrstvou skloviny. V některých případech dojde k přechodu defektu přes cementosklovinnou hranici, a v části cervikálního defektu tak sklovina absentuje a je nahrazena cementem. Zatímco adhezivní vazba pryskyřic na sklovinu je předvídatelná a silná [140], adhezivní vazba na cement a dentin čelí mnoha překážkám. Její nastolení je obtížné a neposkytuje

úroveň síly srovnatelnou s adhezivní vazbou na sklovinu [115, 141]. Technika DME není schopna absenci skloviny kompenzovat a jakékoliv adhezivní ošetření hlubokého cervikálního defektu nabízí zvýšenou možnost selhání adhezivní vazby.

Klinicky může být procedura DME technicky omezena znemožněním nastolení absolutního suchého pole pomocí kofferdamu a matrice. V takovém případě je doporučena kombinace chirurgického prodloužení korunky a DME [115].

Technika DME vytváří dva adhezivní spoje v přímém kontaktu s prostředím dutiny ústní, což vytváří podezření, že tato skutečnost může zvyšovat možnost selhání a microleakage [142].

Závěrem nutno podotknout, že technika DME vznikla primárně na praktických základech a dokáže odstranit mnohé z technických potíží spojených s defekty zasahujícími do oblasti cementoskvlovinné hranice, ale neexistuje dostatečné množství studií, které by tuto techniku obhájily na základě důkazů jiných benefitů. K tématu techniky DME je k dispozici několik in vitro studií zabývajících se odolností proti fraktuře, silou adhezivní vazby či marginální adaptací [143, 144, 145, 146].

Počet in vivo studií dosud není pro vyvozování závěrů o prospěšnosti techniky DME dostačující [146, 147, 148, 149].

1.3. Tryskání povrchů

Pro úvod této kapitoly je vhodné vymezení pojmů a přehled základního názvosloví v této oblasti.

Tryskání (otryskávání, pískování, vzduchová abraze) – technologie předúpravy povrchu, kdy dochází k opracování povrchu materiálu proudem jemných částic. Využívá se k očištění povrchu od zbytků nežádoucích povlaků a rzi, stop po obrábění, sražení hran či vytvoření mikrogeometrie povrchu. Tryskáním se zabývá obor Strojírenské technologie [150, 151].

Otryskávání – viz tryskání [151]

Pískování – obecně nejpoužívanější, méně odborná varianta pojmenování tryskání, přesto bude v této práci využívána. Důvodem je zejména anglická literatura v oboru zubního lékařství, která tuto technologii zhusta nazývá sandblasting.

Vzduchová abraze (air abrasion) – pojem řídce využívaný v oboru zubního lékařství. Využívá se pro všechny varianty tryskání, jako jediný ovšem reprezentuje tryskání jako metodu preparace kariézních lézí.

Pískovačka (pískovač, pískovací pistole, tryskací pistole, tryskací zařízení, systém vzduchové abraze) – přístroj využívaný k tryskání. Pojem pískovačka je běžně využíván, i když méně odborný. Výrobce Airsonic Mini-Sandblaster (Hager&Werken, Duisburg, Německo) přesto tento pojem v překladu využívá (sandblaster).

Pískovač – pojem využívaný pro laboratorní pískovačky ve formě boxu (anglicky sandblasting unit/sandblaster) [152].

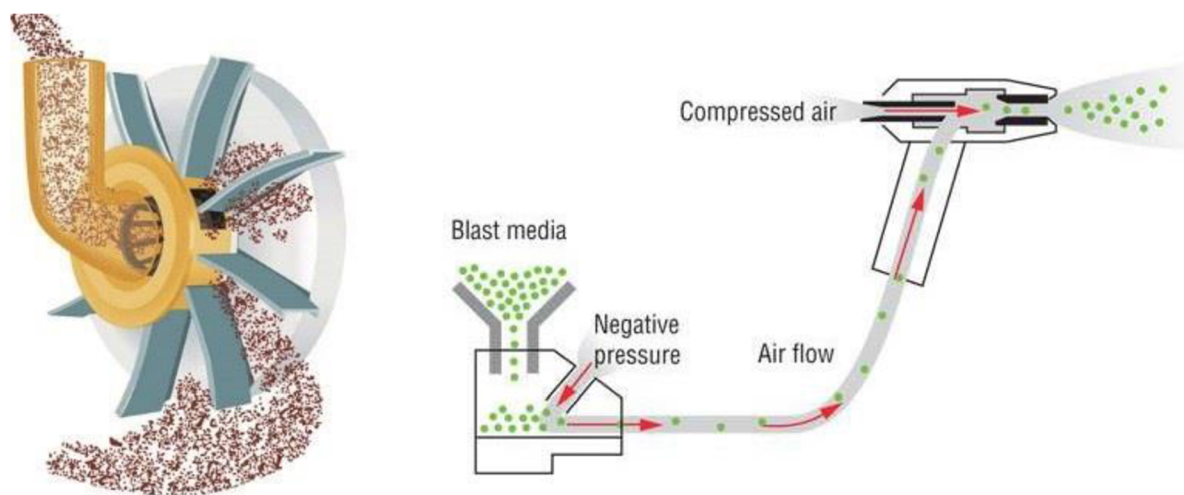
Tryskací/pískovací pistole – pojem v oboru strojírenské technologie. Označuje kompaktní ruční zařízení, které obsahuje zásobník abraziva využívající externí zdroj tlaku vzduchu a které funguje na principu injektorového pneumatického tryskání [153, 154].

Tryskací zařízení – pojem v oboru strojírenské technologie. Označuje samostatně stojící pískovačku s rozměrným zásobníkem abraziva pro průmyslové využití. Využívá tlakové pneumatické tryskání [153, 154].

Systém vzduchové abraze – řídce využívaný pojem v oboru zubního lékařství. Pro svůj výrobek používá tento pojem výrobce RONDOflex plus 360 (KaVo, Bieberach an der Riss, Německo).

1.3.1. Historie pískování

Tryskání je jedna z nejčastěji využívaných metod čištění a úpravy povrchů. Na jeho počátku stál Benjamin Chew Tilghman (1821–1901), který svým patentem z roku 1870 definoval tryskání povrchů pomocí projektilů vrhaných na povrch tryskaných objektů. V tomto patentu také zmínil, že projektily mohou být poháněny nejen proudem jakéhokoliv plynu či kapaliny, ale i jakýmkoliv jiným mechanickým způsobem. Tím tedy stanovil i základní rozdělení metod tryskání na pneumatické tryskání a mechanické tryskání (Obr. 12) [155].



Obr. 12. Vizualizace mechanického tryskání (vlevo) a pneumatického tryskání (vpravo). (Zdroj: [156])

K rozvoji metody tryskání došlo v meziválečném období. V tomto období byl využíván téměř výlučně křemenný písek, který se rozpadal na jemný prach. Operátoři pískovaček proto často trpěli silikózou plic, což vedlo k vývoji nových, například kovových abraziv a k důrazu na ochranu zdraví při procesu tryskání [150].

V roce 1945 představil Robert Black pískování pro využití v zubním lékařství, jako abrazivum sloužila alumina (korund, oxid hlinitý). Účelem byla preparace kavit. První pískovačka pro užití v zubním lékařství byla na trh uvedena v roce 1951. Blackův koncept vykazoval slibné výsledky, ale nezískal si popularitu ze tří zásadních důvodů [20, 157]:

- Se vzduchovou abrazí nelze preparovat přesně definovanou kavitu pro amalgám.
- Tehdy nově představená vzduchová turbína přinášela v porovnání s pískováním výraznou časovou úsporu.
- V tomto čase nebylo vyvinuto dostatečně silné odsávání.

Pískování v tomto ohledu fakticky předběhlo dobu. Teprve v období, kdy se začaly využívat kompozitní výplňové materiály, adhezivní vazba na tvrdé zubní tkáň, kofferdam a výkonné odsávačky, byl tento koncept znovuobjeven a začal být využíván ve stomatologických praxích [157].

1.3.2. Využití pískování v zubním lékařství

Jak již bylo uvedeno, pískování se využívá k očištění povrchu od zbytků nežádoucích povlaků a rzi, stop po obrábění, ke sražení hran či k vytvoření mikrogeometrie povrchu. Pokud tato využití transformujeme do oboru zubního lékařství, dojdeme k vyloučení několika z nich. Odstranění stop po obrábění je ekvivalentem leštění povrchu po preparaci hrubšími brousky. V tomto ohledu je výhodnější využití jemných brousek či leštících gumiček. Tyto nástroje se taktéž využívají ke sražení hran geometrie preparace. Využití tryskání k těmto účelům však není kontraindikováno.

Využití tryskání se tak v zubním lékařství omezuje na odstranění nežádoucích rzi a povlaků (kariézní dentin, plak, cement atd.) a na vytvoření mikrogeometrie povrchu (adhezivní příprava kompozitních pryskyřic, skloviny, mikroretence povrchu slitin kovů atd.)

Seznam intraorálních využití tryskání v zubním lékařství:

- příprava skloviny pro pečetění fisur
- otevírání a rozšiřování fisur
- preparace a příprava povrchu malých defektů způsobených zubním kazem
- příprava povrchu skloviny pro adhezivní fixaci
- čištění a odstraňování zbytků fixačního cementu na povrchu pahýlu
- odstranění biofilmu (plaku), povrchových pigmentací a čerstvě kalcifikovaného zubního kamene (profylaktické pískování)

Seznam extraorálních využití tryskání v zubním lékařství:

- čištění a odstraňování zbytků cementu z nepřímých rekonstrukcí (můstků, korunek)
- adhezivní příprava kompozitních nepřímých rekonstrukcí
- odstranění formovací hmoty z povrchu výrobku (laboratoř)
- zajištění mikroretence na povrchu kovu pro konvenční fixaci a pro fazetování keramikou (laboratoř)
- odstranění oxidů (rzi) z povrchu kovových konstrukcí
- úprava povrchu keramiky v procesu vrstvení

1.3.3. Typy abraziv v zubním lékařství

Korund

Korund se z důvodu své tvrdosti využívá v situacích, kdy se předpokládá úbytek pevného substrátu (pískovaného povrchu). Je tedy vhodný pro všechny indikace tryskání s výjimkou profylaktického čištění biofilmů.

Tvrdot dle Mohsovy stupnice tvrdosti – 9 (sklovina cca 4,5 a dentin 2–2,5)

Korundový prášek je dodáván v různých zrnitostech v rozmezí 25–250 μm . Pro ordinanční pískování je využíván prášek o zrnitosti 27–90 μm (Obr. 13). Prášky pro laboratorní využití lze rozdělit do dvou skupin dle zrnitosti. Jemnější abraziva (25–70 μm) jsou využívána pro odstraňování oxidů z povrchu kovových konstrukcí a úpravě povrchu keramiky v průběhu metody vrstvení. Hrubší abraziva (70–250 μm) jsou využívána pro odstranění zbytků zatmelovacích hmot [152].

Vliv velikosti částic abraziva na substrát bude definován v diskusi experimentální části.



Obr. 13. Korundová abraziva. (Zdroj: [158])

Profylaktická abraziva

Při profylaktickém tryskání se předpokládá zachování povrchu skloviny a využívá se široké spektrum měkkých abraziv (Obr. 14).

Profylaktická abraziva jsou vyráběna na bázi následujících látek:

- hydrogenuhličitan sodný (např. Air-flow Classic, EMS, Nyon, Švýcarsko),
- glycin (např. Air-flow Soft, EMS, Nyon, Švýcarsko),
- erythriol (např. Air-flow Plus, EMS, Nyon, Švýcarsko),
- uhličitan vápenatý (např. Prophypearls, KaVo, Bieberach, Německo),
- hydroxid hlinitý (např. Cavitron Jet-Fresh, Dentsply Sirona, Charlotte, USA).

K profylaktickému pískování jsou využívána abraziva v hrubosti 14–150 μm (14 μm – Air-flow Plus, EMS, Nyon, Švýcarsko; 120 μm – Prophylaxis powder Intense, Mectron, Carasco, Itálie).



Obr. 14. Profylaktická abraziva. (Zdroj: [159])

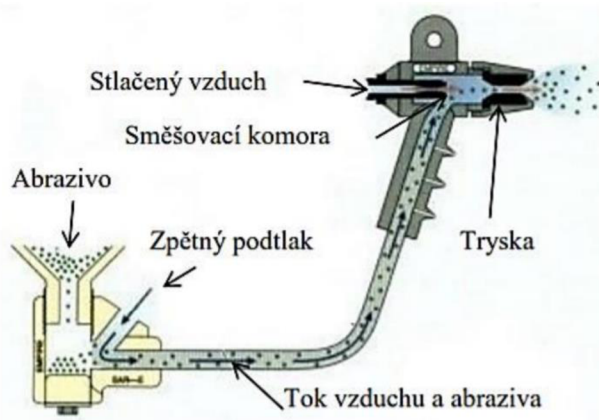
1.3.4. Konstrukce intraorální pískovačky

Intraorální pískovačky jsou zkonstruovány na základě principu pneumatického tryskání. To je založeno na dopravování a urychlování abraziva proudem stlačeného vzduchu. Takto vzniklá směs stlačeného vzduchu a abraziva je skrze trysku přístroje tlakem metána na povrch tryskaného substrátu [154].

Pneumatické pískovačky jsou velmi variabilní. Na rozdíl od mechanických pískovaček se s nimi snadno manipuluje, jsou mobilní a dokážou tryskat geometricky komplexní substráty i nedostupná místa [154].

Rozlišujeme dva druhy pneumatického tryskání: tlakové a injektorové tryskání [150, 154]. Intraorální pískovačky spadají do kategorie injektorového pneumatického tryskání, které využívají všechny tryskací pistole.

Injektorové pneumatické tryskání vychází z principu vzniku podtlaku ve směšovací komoře, který je způsobený prouděním stlačeného vzduchu z externího zdroje. Podtlak ve směšovací komoře vytvořený proudícím vzduchem nasává abrazivum ze zásobníku. To je potom spolu se stlačeným vzduchem vrháno skrze trysku (Obr. 15). Tato konstrukce nevyžaduje přívod tlaku přímo do zásobníku abraziva. Tento princip je naopak využíván u tlakového pneumatického tryskání. Injektorové pneumatické tryskání v porovnání s tlakovým pneumatickým tryskáním dosahuje nižšího výkonu tryskání, ale jde o výrazně jednodušší konstrukci využívanou pro menší tryskací práce [151, 153, 154].



Obr. 15. Schéma injektorového pneumatického tryskání. (Zdroj: [150])

2. Experimentální část

2.1. Cíl disertační práce

Pro tuto disertační práci byly stanoveny tři následující cíle:

- Zjištění tloušťky vrstvy immediate dentin sealing za použití adhezivního systému Optibond FL dle doporučení výrobce.
- Zhodnocení míry vlivu pískování na vrstvu immediate dentin sealing a ověření, či vyloučení hypotézy, že běžný postup pískování může ohrozit samotnou existenci vrstvy immediate dentin sealing.
- Zjištění rozdílu tohoto vlivu za použití dvou typů pískovaček s využitím minimálního tlaku doporučeného jejich výrobcem.

2.2. Materiály a metodika

Pro účely tohoto výzkumu bylo shromážděno dvacet čerstvě extrahovaných dolních třetích molárů bez zubního kazu. Soubor vzorků byl mezi extrakcí a provedením experimentu uložen v 0,1% roztoku thymolu (systematicky 5-methyl-2-(propan-2-yl)fenol). Vzorky byly náhodně rozděleny do dvou skupin po deseti a jejich povrch byl očištěn od zbytků parodontálních měkkých tkání.

Na jednotlivých vzorcích byla provedena standardizovaná preparace. Cílem preparace bylo provedení horizontálního plochého řezu korunkou, který široce exponuje dentin (Obr. 16). Plochá preparace byla zvolena pro umožnění porovnatelnosti jednotlivých vzorků a lokací. Řez samotný byl proveden diamantovaným brouskem s respektem k organické složce dentinu za bohatého chlazení. Finalizace preparace spočívala v zarovnání nerovností a leštění pomocí brusného papíru se zrnitostí P800 dle značení FEPA (Federation of European Producers of Abrasives) a normy ISO 6344-3:1998, která odpovídá hrubosti žlutému diamantovanému brousku využívanému v oboru zubního lékařství.



Obr. 16. Grafické znázornění situace po provedení horizontálního plochého řezu. (Zdroj: archiv autora)

Na takto připravený povrch řezu byl aplikován světlem tuhnoucí adhezivní systém Optibond FL (Kerr, Orange, USA) za striktního dodržení postupu doporučeného výrobcem. Dentin byl leptán 15 sekund pomocí gelu s obsahem kyseliny ortofosforečné o koncentraci 37,5 %. Následně byl gel spolu s produkty chemické reakce 15 sekund oplachován proudem vodního spraye a 3 sekundy sušen proudem vzduchu. Další krok spočíval v aplikaci dentinového primeru. Primer byl 15 sekund jemnými pohyby microbrushe vpravován do struktur naleptaného dentinu. Následně byla vrstva primeru redukována proudem vzduchu po dobu 5 sekund. Následovala aplikace samotného adheziva (bondu) po dobu 15 sekund pomocí microbrushe. Redukce množství adheziva byla dle pokynů výrobce provedena proudem vzduchu s délkou trvání 3 sekund. Takto aplikovaný a redukovaný adhezivní systém byl následně polymerizován světlem po dobu 20 sekund (Obr. 17).



1. Etch dentin/enamel with Kerr Gel Etchant* (37.5% phosphoric acid) for 15 seconds.



2. Rinse thoroughly for 15 seconds.



3. Air dry for 3 seconds. Do not desiccate.



4. Apply PRIME** with light brushing motion for 15 seconds.



5. Air dry for 5 seconds.



6. Using same applicator, apply ADHESIVE with light brushing motion for 15 seconds.



7. Air thin for 3 seconds.



8. Light cure for 20 seconds. Surface is ready for composite placement.

* CAUTION: Contains phosphoric acid. Avoid contact with skin, eyes and soft tissue. In case of contact with skin or eyes, flush immediately with water. Get medical attention for eyes. Do not take internally.
** CAUTION: Avoid contact with skin, eyes, and soft tissue. Wash skin with water after contact. Material may cause dermatitis.

OptiBond, Unidose, and Kerr are trademarks owned by Kerr Corporation.
OptiBond, Unidose, and Kerr are registered with the U.S. PTO and other countries.
©2011 Kerr Corporation.

Obr. 17. Přehled techniky aplikace adhezivního systému Optibond FL doporučené výrobcem. (Zdroj: Kerr, Orange, USA, Technique Summary, Technique card – výrobce dodává jako součást produktu Optibond FL Bottle kit)

Lingvální polovina řezu každého vzorku souboru byla překryta teflonovou páskou, která sloužila jako ochrana vrstvy adhezivního systému před procesem pískování (Obr. 18). Pro každou skupinu vzorků byla zvolena pískovačka a mód tryskání.



Obr. 18. Grafické znázornění situace po aplikaci adhezivního systému a překrytí teflonem. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)



Obr. 19. Grafické znázornění situace při pískování vrstvy adhezivního systému. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)

Skupina 1 byla tryskána pomocí RONDOflex plus 360 (KaVo, Bieberach an der Riss, Německo), mód otryskávání se odvíjel od doporučení výrobce pískovačky – 3,2 bar (minimální doporučený tlak na vstupu), vzdálenost ústí od povrchu 1 mm (doporučení výrobce), proud kolmý na pískovaný povrch (doporučeno výrobcem), přísun vody do ústí aktivován. Pískování probíhalo po dobu 5 sekund a pískován byl celý povrch řezu včetně lingvální poloviny zakryté teflonem (Obr. 19). K otryskávání byl využit prášek o zrnitosti 50 μm .

Skupina 2 byla tryskána přístrojem Airsonic Mini-Sandblaster (Hager&Werken, Duisburg, Německo), mód otryskávání se i v tomto případě řídil doporučeními výrobce – 4 bar (minimální doporučený tlak na vstupu), vzdálenost ústí od povrchu 2 mm (minimální doporučená hodnota), proud kolmý na pískovaný povrch, přísun vody do ústí výrobek nepodporuje. Pískování probíhalo po dobu 5 sekund a pískován byl celý povrch řezu včetně lingvální poloviny zakryté teflonem (Obr. 19). K otryskávání byl využit prášek o zrnitosti 50 μm .

Teflonová páska byla po pískování sejmuta a celý preparovaný povrch byl překryt provizorním cementem Provitemp (Itena Clinical, Villepinte, Francie) (Obr. 20). Důvodem aplikace cementu na povrch adhezivní vrstvy byla jednak ochrana vrstvy adheziva před redukcí vrstvy při následné úpravě vzorku, jednak umožnění pozorování jinak relativně průhledné vrstvy adhezivního systému.

Následně byla na každém vzorku provedena dvojice řezů kolmých na původní preparaci. Jeden z řezů protínal vrstvu adhezivního systému v lingvální polovině vzorku, která, kryta teflonovou páskou, nebyla ovlivněna působením pískování. Druhý kolmý řez odhaloval adhezivní systém ve vestibulární polovině vzorku ovlivněné pískováním. Tímto způsobem bylo možné pozorovat redukcí tloušťky vrstvy adheziva na jednotlivých vzorcích (Obr. 21).



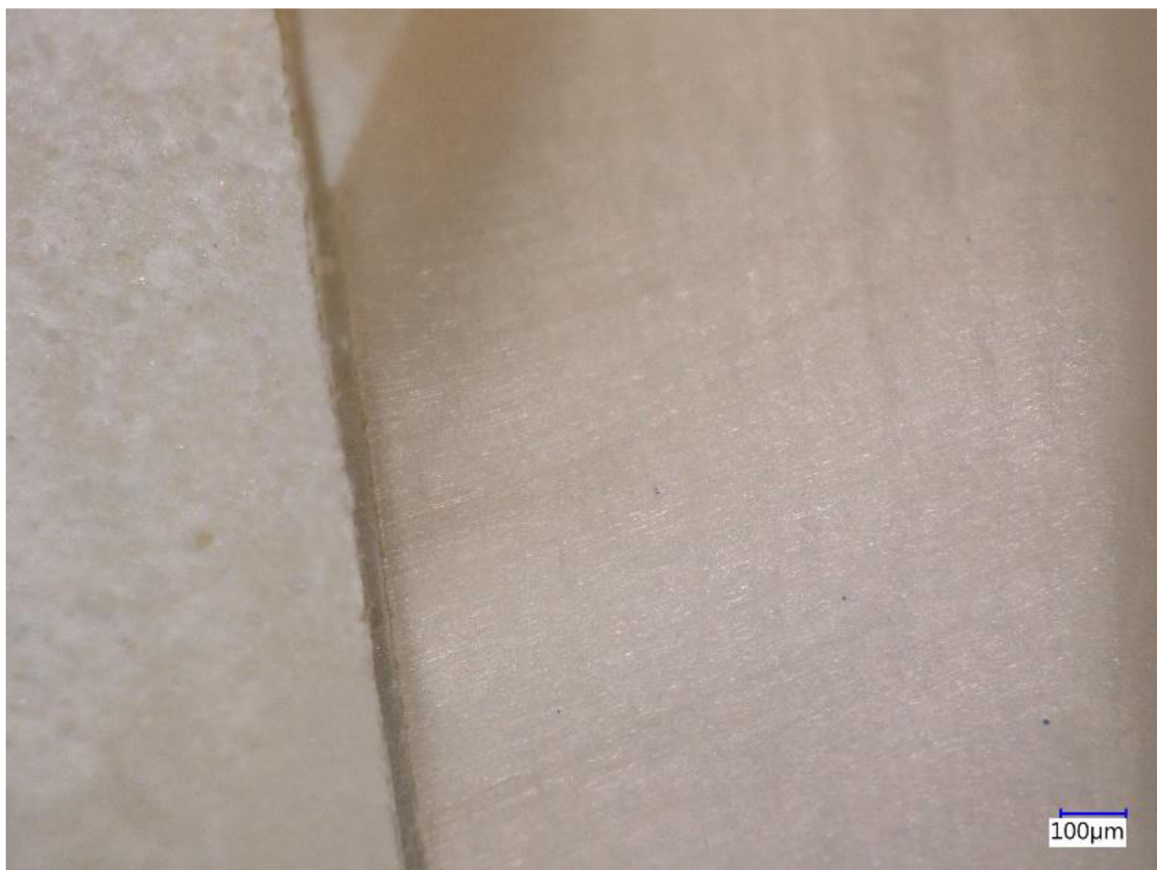
Obr. 20. Grafické znázornění situace po aplikaci provizorního cementu. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)



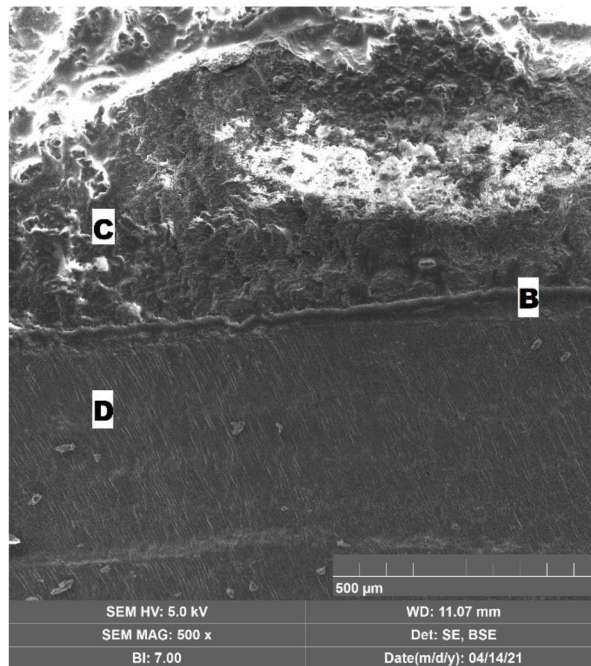
Obr. 21. Grafické znázornění situace při mikroskopickém pozorování po provedení dvou kolmých řezů. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)

Pozorování a měření tloušťky vrstvy adheziva bylo provedeno pomocí digitálního optického mikroskopu (VHX-5000, Keyence, Japonsko) (Obr. 22) s následnou kontrolou elektronovým mikroskopem (VEGA 3LMU, Tescan, Česko) (Obr. 23, Obr. 24). První měření bylo provedeno v náhodném místě při dentinosklovinné hranici, dalších devět měření bylo provedeno v místech s předem danou vzájemnou vzdáleností. Tato vzdálenost byla stanovena tak, aby měření bralo v potaz celou délku odhaleného dentinu.

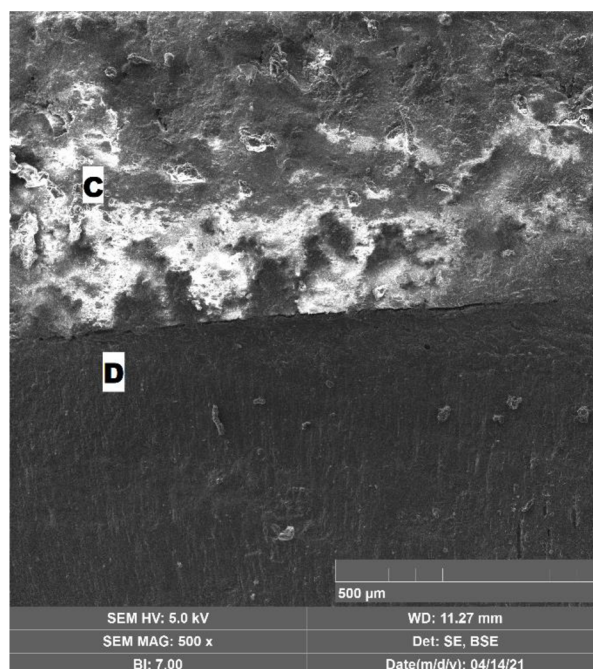
Tuto studii schválila Etická komise FN a LF UP Olomouc pod referenčním číslem 159/21.



Obr. 22. Pohled na kolmý řez pomocí digitálního optického mikroskopu. (VHX-5000, Keyence, Japonsko) (Zdroj: archiv autora)



Obr. 23. Pohled na kolmý řez elektronovým mikroskopem. C – provizorní cement, B – vrstva adhezivního systému, D – dentin (VEGA 3LMU, Tescan, Česko) (Zdroj: archiv autora)



Obr. 24. Pohled na kolmý řez elektronovým mikroskopem. C – provizorní cement, D – dentin, vrstva adhezivního systému kompletně odstraněna. (VEGA 3LMU, Tescan, Česko) (Zdroj: archiv autora)

2.3. Výsledky a statistika

Statistická analýza výsledků byla provedena pomocí aritmetického průměru, směrodatné odchylky a mediánu. Konkrétní výsledky jsou prezentovány v tabulkách (Tab. 6, Tab. 7, Tab. 8 a Tab. 9) a krabicovém grafu „boxplot“ (Obr. 25).

Tab. 6. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 1, chráněno před pískováním (μm).

Vzorek	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Lok. 1	27	18	46	57	70	39	75	53	38	28
2	34	29	75	50	66	30	55	28	18	35
3	20	28	60	39	43	27	39	51	29	78
4	36	31	76	48	36	36	51	29	41	66
5	69	17	57	64	22	48	44	27	73	74
6	73	29	48	59	36	34	35	35	50	51
7	32	31	48	41	25	49	43	43	69	53
8	24	42	27	52	41	71	63	43	38	60
9	33	34	38	53	48	90	49	36	41	58
10	42	40	48	60	61	61	63	28	52	45
Průměr	39	29,9	52,3	52,3	44,8	48,5	51,7	37,3	44,9	54,8
Směr. o.	17,070	7,622	14,485	7,695	15,626	19,096	11,799	9,242	15,965	15,145

Lok. – lokace, Průměr – aritmetický průměr, Směr. o. – směrodatná odchylka

Tab. 7. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 2, chráněno před pískováním (μm).

Vzorek	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Lok. 1	104	40	41	50	29	22	77	49	61	42
2	95	55	35	61	31	26	43	58	70	63
3	113	60	27	48	42	27	53	66	33	38
4	77	49	39	57	28	37	70	91	36	54
5	74	53	42	70	19	41	63	47	47	55
6	100	69	56	41	42	37	48	55	60	51
7	98	42	49	32	51	25	29	56	33	53
8	160	39	37	28	66	38	37	33	29	74
9	120	47	29	44	37	53	80	60	30	48
10	89	43	36	35	18	22	48	81	41	51
Průměr	103	49,7	39,1	46,6	36,3	32,8	54,8	59,6	44	52,9
Směr. o.	23,345	9,155	8,215	12,682	13,957	9,548	16,259	15,813	14,021	9,617

Lok. – lokace, Průměr – aritmetický průměr, Směr. o. – směrodatná odchylka

**Tab. 8. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 1 (RONDOflex plus360, 3,2 bar),
pískováno (μm).**

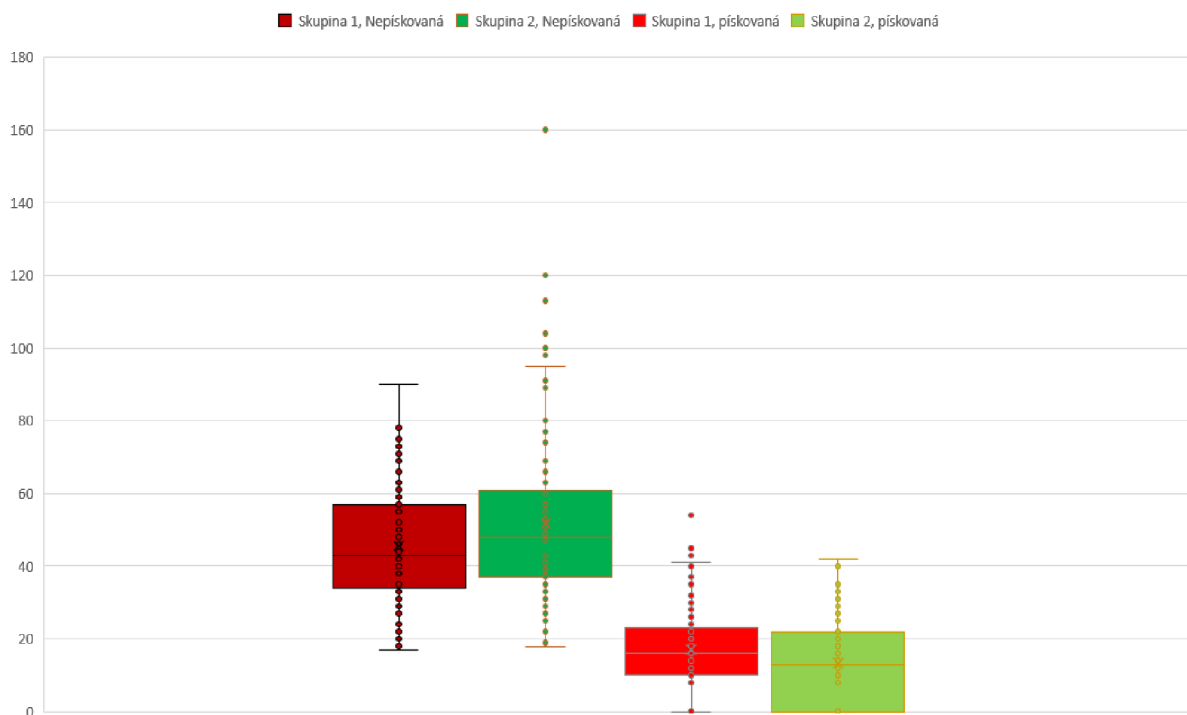
Vzorek	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Lok. 1	21	0	12	28	12	16	40	13	0	23
2	22	0	10	33	0	21	17	26	13	41
3	54	0	15	31	0	9	10	12	22	22
4	45	0	12	16	8	13	21	17	0	19
5	19	28	20	12	16	18	37	22	0	16
6	25	17	16	0	30	32	16	38	0	27
7	15	19	20	0	11	8	17	12	10	15
8	15	0	22	35	0	29	43	10	23	13
9	27	0	20	29	23	24	22	10	30	14
10	13	0	12	22	9	10	17	9	13	28
Průměr	25,6	6,4	15,9	20,6	10,9	18	24	16,9	11,1	21,8
Směr. o.	12,831	10,121	4,110	12,411	9,523	7,975	10,982	8,803	10,578	8,134

Lok. – lokace, Průměr – aritmetický průměr, Směr. o. – směrodatná odchylka

**Tab. 9. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 2 (Airsonic Mini-Sandblaster, 4 bar),
pískováno (μm).**

Vzorek	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Lok. 1	13	12	0	0	13	21	35	14	17	22
2	16	20	0	0	12	0	22	11	0	16
3	25	0	0	0	9	16	31	10	23	26
4	32	0	0	16	22	12	42	18	9	31
5	14	0	0	23	27	0	22	20	0	12
6	28	0	0	41	12	27	27	16	0	18
7	0	0	0	12	29	8	12	13	12	16
8	0	10	0	17	14	0	40	27	0	17
9	17	23	0	20	16	0	22	11	0	33
10	10	16	0	23	13	0	12	19	0	10
Průměr	15,5	8,1	0	15,2	16,7	8,4	26,5	15,9	6,1	20,1
Směr. o.	10,200	8,791	0,000	12,319	6,512	9,635	9,982	4,989	8,191	7,341

Lok. – lokace, Průměr – aritmetický průměr, Směr. o. – směrodatná odchylka



Obr. 25. Krabicový graf (boxplot) zobrazující variabilitu výsledků a statistické operace grafu vlastní.

Tloušťka vrstvy Optibond FL aplikovaného dle instrukcí výrobce je prezentována v Tab. 6, Tab. 7 a na Obr. 25. Aritmetický průměr tloušťky této vrstvy byl bez vlivu pískování v celém souboru vzorků 48,72 μm (Skupina 1 – 45,55 μm a Skupina 2 – 51,88 μm). Během pozorování byl zjištěn značný rozsah hodnot (od 17 do 160 μm), přičemž 94,5 % měření se pohybovalo v rozmezí od 17 do 80 μm a 72,7 % výsledků nad 80 μm bylo zjištěno u vzorku číslo 1 ve Skupině 1.

Tloušťka vrstvy adheziva ve Skupině 1 (RONDOflex plus 360) byla v průměru redukována na 17,12 μm a v této skupině bylo pozorováno 16 % lokací s nulovou hodnotou. Tloušťka vrstvy adheziva ve Skupině 2 (Airsonic Mini-Sandblaster) byla v průměru redukována na 13,25 μm s 31 % lokací s nulovou hodnotou. Hodnoty pozorované a měřené v lokacích, kde bylo pískování provedeno, jsou prezentovány v Tab. 8, Tab. 9 a na Obr. 25.

Z jiného úhlu pohledu lze doložit, že průměrná redukce tloušťky vrstvy adheziva byla ve Skupině 1 (RONDOflex plus 360) 28,43 μm a ve Skupině 2 (Airsonic Mini-Sandblaster) 38,63 μm .

Medián a směrodatná odchylka v jednotlivých skupinách je prezentována v Tab. 10.

Tab. 10. Aritmetický průměr, Medián a Směrodatná odchylka naměřených hodnot v jednotlivých skupinách a nadskupině vzorků chráněných před pískováním.

	Aritmetický průměr	Medián	Směrodatná odchylka
Skupina 1 – chráněno před pískováním	45,55	43	15,86
Skupina 2 – chráněno před pískováním	51,88	48	23,44
Skupina 1 + Skupina 2 – obě chráněny před pískováním	48,72	45,5	20,26
Skupina 1 – pískováno	17,12	16	11,46
Skupina 2 – pískováno	13,25	13	11,14

2.4. Diskuze

Preparace vzorků v této studii byla koncipována tak, abychom získali uniformní podklad pro vrstvu vazebného systému. Adhezivum tak poskytovalo ve všech lokacích a na všech vzorcích co možná nejvhodnější prostředí pro porovnávání jednotlivých měření. Takto koncipovaný výzkum umožnil i vznik situace, kdy byl k dispozici dostatek homogenních a analogických podkladových dat pro porovnání pískovaček použitých ve studii.

Preparace in vivo však v rámci zachování zdravých a stabilních tvrdých zubních tkání nabízí komplexnější geometrii preparace, které je v protikladu s uniformitou preparace v této studii. Preparace v klinických podmínkách se vyznačují množstvím nerovností, konvexit a konkavit, jejichž přítomnost je dána predilekčními místy výskytu zubního kazu.

Zvýšenou rozdílnost tloušťky vrstvy adhezivního systému lze v konvexitách a konkavitách předpokládat v důsledku několika faktorů. Prvním faktorem je povrchové napětí tekutého adhezivního systému. Povrchové napětí je efekt, při kterém se povrch kapalin chová jako elastická blána a pokouší se dosáhnout stavu s nejmenší energií, čehož dosahuje snahou o udržení co možná nejhladšího povrchu při minimalizaci plochy tohoto povrchu. Tento efekt ústí ve ztluštění vrstvy kapaliny smáčející konkavitu, a naopak ztenčení vrstvy kapaliny smáčející konvexitu. Dalším faktorem, který může sehrát svou roli ve výsledné tloušťce adheziva, je využití proudu vzduchu při redukci vrstvy adhezivního systému. Konvexní povrchy jsou relativně více vystaveny proudu vzduchu než povrchy konkávní. V těch navíc může dojít k hromadění tekutého adhezivního systému, který může být na výrazně konkávní povrch proudem vzduchu natlačen bez možnosti opustit prostor ve směru proudu vzduchu. Oba tyto faktory zároveň souvisí s viskozitou použitého adhezivního systému. Konkrétní vliv jednotlivých faktorů na adhezivní systémy nebyl dosud v rámci oboru zubního lékařství kvantifikován.

Stavridakis et al. pozorovali tloušťku vrstvy Optibond FL ve specifické sadě konvexních a konkávních geometrií preparace pro onlay [83]. Vrstva adheziva v této studii nebyla redukována proudem vzduchu. Výsledná tloušťka $87,99 \mu\text{m} \pm 73,76 \mu\text{m}$ poukázala na výrazné rozdíly v jednotlivých lokacích pozorování. Magne et al. uvedli, že se tloušťka adhezivního systému může výrazně lišit podle geometrie povrchu [28,

87]. V průměru udali 60 μm až 80 μm na konvexním povrchu a 200 μm až 300 μm na povrchu konkávním.

Geometrie kavity může hrát roli i při vlivu pískování na tloušťku vrstvy vazebného systému, neboť exponovanější části povrchu mohou být v menší vzdálenosti od ústí pískovačky. Tento faktor spolu s faktory zmíněnými výše má zvýšený potenciál pro obnažení dentinu v konvexních částech povrchu preparace.

Molin et al. popsali vliv tloušťky vrstvy vazebného systému na sílu vazby a poukázali na signifikantní pokles síly adhezivní vazby u vrstvy vazebného systému o tloušťce 20 μm oproti vrstvám o tloušťce 50 μm , 100 μm a 200 μm [160]. 66 % měření pískovaných vrstev vazebného systému v naší studii mělo tloušťku 20 μm a nižší.

Pro naši studii byl zvolen adhezivní systém Optibond FL (Kerr, Orange, USA). Vlastnosti tohoto vazebného systému jsou obecně považovány za vhodné pro provedení techniky immediate dentin sealing a byl jmenovitě indikován k provedení této techniky [28, 46, 80, 83]. Optibond FL představuje jeden z vysoce plněných adhezivních systémů, má vysokou viskozitu, a v porovnání s většinou ostatních adheziv proto vytváří relativně tlustou vrstvu.

Problematikou tryskání se zabývá strojírenská technologie v rámci oboru strojírenství. Zde lze dohledat literaturu, která se věnuje vlivu jednotlivých faktorů tryskání na tryskaný povrch.

Existuje řada faktorů, které ovlivňují dopady pískování na tloušťku vrstvy adhezivního systému. Vedle již zmíněné geometrie kavity je to doba pískování, vzdálenost mezi ústím trysky a pískovaným povrchem, úhel dopadu abraziva na povrch, odolnost vazebného systému vůči pískování, velikost částic prášku využitého k pískování a tlak pískování.

Doba pískování je přímo úměrná počtu kolizí částic prášku s pískovaným povrchem, a ovlivňuje tedy i redukci tloušťky vrstvy adhezivního systému [155]. Vztah doby trvání pískování na úbytek hmoty pískovaného materiálu byl v oboru zubního lékařství potvrzen při studiích o pískování skloviny [161] a dentální zirkonii [162].

Úhel dopadu abraziva na povrch má vliv na intenzitu otryskávání [151, 155]. Největší dopad pískování je zaznamenán při úhlu pískování 45° [155]. Na základě doporučení výrobce RONDOflex plus 360 byl v tomto experimentu zvolen úhel 90°.

Vzdálenost ústí trysky pískovačky od pískovaného povrchu je dalším z faktorů. Odpor prostředí, v tomto případě odpor vzduchu, je soubor všech sil, kterými plyn nebo kapalina působí proti pohybu těles v něm. Odpor je způsoben třením, které

vzniká při prostupování tělesa prostředím. Odpor prostředí závisí na vzdálenosti, kterou těleso urazí. Takto lze vydedukovat, že s delší vzdáleností se snižuje hybnost částic prášku [151]. Efekt odporu vzduchu lze však aplikovat až na vzdálenost od trysky, ve které bylo abrazivum proudem vzduchu pískovačky kompletně urychleno. V trubicích pískovačky proudí stlačený vzduch danou rychlostí. Částice abraziva však nejsou imediátně urychleny, ale postupně přejímají rychlost od proudícího vzduchu. Nejvyšší rychlosti tak částice abraziva dosahují až v oblasti těsně za tryskou, kde je stlačený vzduch zpomalen odporem prostředí pod úroveň rychlosti částic abraziva, a přestává tak předávat částicím hybnou sílu [155].

Signifikance vlivu vzdálenosti mezi 1 mm a 3 mm na redukci skloviny byla odmítnuta [161]. Delší vzdálenost mezi ústím koncovky pískovačky a povrchem skloviny vedla k velkému rozptylu částic z důvodu jejich kuželovitého šíření z ústí pískovačky a vzdálenost delší než 3 mm byla v dutině ústní z důvodu ochrany vedlejších zubů a jiných tkání v okolí zubu označena jako nepoužitelná [161].

Tlak pískování byl pro tuto studii vybrán dle minimálního doporučeného tlaku výrobcem pískovačky. V pilotních pokusech bylo ověřeno, že tlak 3,2 bar, respektive 4 bar měl dopad na makroskopický vzhled vrstvy adhezivního systému. Vyšší tlak nebyl zvolen z důvodu obav z kompletního odstranění vrstvy adheziva během provádění experimentu. Zvýšením tlaku je dosaženo zvýšení hustoty vzduchu a zvýšení rychlosti proudu vzduchu. Oba tyto efekty mají úměrný dopad na tahovou sílu vzduchu a v důsledku i na rychlost částic prášku [151, 155].

Vztah tlaku vzduchu a rychlosti částic prášku je popsán následovně:

$$v^p \propto p^{nV}$$

Kdy v^p reprezentuje rychlost částic, značka α znamená přímou úměrnost, p značí tlak vzduchu. Silový mocnitel nV je závislý na mnoha proměnných, ale z výsledků experimentů vyplývá, že je menší než 1. Tato skutečnost poukazuje na to, že pokud je například tlak zvýšen dvakrát, rychlost částic se zvýší méně než dvakrát [155].

Za další faktor ovlivňující rychlost částic abraziva považujeme hmotnostní průtok abraziva, což je hmotnost abraziva procházející trubicí za sekundu. Zvýšení hmotnostního průtoku abraziva negativně ovlivňuje rychlost částic abraziva. Zvýšení hmoty abraziva tento efekt na celkovou hybnost abraziva však v neurčité míře kompenzuje. Srovnatelný efekt má i zvětšení částic abraziva [155].

Vliv tlaku na redukci pískovaného materiálu byl v oboru zubního lékařství experimentálně prokázán na dentální zirkonii [162].

Ze základních fyzikálních principů vychází i závěr, že zvětšením částic abraziva při zachování jejich rychlosti se zvýší jejich hybnost a zvýší se tím i energie předaná jedinou částicí. Tato dedukce je ovšem platná právě jen pro jednu částici. Počet částic vrhaných pískovačkou se může dle jejich velikosti lišit už jen, pokud uvážíme průchodnost částic trubicí pískovačky. Míra redukce pískovaného objektu tak není odvoditelná pouze ze znalosti změny hybnosti jedné částice. Jak již bylo zmíněno výše, zvětšení částic abraziva má negativní dopad na jejich rychlost [155]. Experimentálně byl na zirkonii naopak zjištěn menší úbytek hmoty vzorku se zvětšením částic [162]. Hrubost pískovaného povrchu je zato větší se zvětšením zrn prachu. Tato skutečnost byla potvrzena při pískování zirkoniové keramiky [163].

Pro předkládaný experiment byla oproti jiným zvolena velikost částic 50 μm . Důvody pro tuto volbu byly dva. Prvním byl fakt, že tato velikost částic je běžně používaná pro ordinační pískování a je využívána v jiných experimentech. Druhým, pragmatickým důvodem byl fakt, že jde o jedinou velikost částic prášku, která je u obou použitých pískovaček výslovně uvedena jako kompatibilní.

2.5. Závěr

Tímto experimentem bylo zjištěno následující:

- Průměrná tloušťka vrstvy IDS je v podmínkách stanovených pro experiment 48,72 μm .
- Pískování má vliv na tloušťku vrstvy IDS, dle stanovených podmínek je vrstva adhezivního systému zredukována o 28,43 μm ve Skupině 1 a o 38,63 μm ve Skupině 2.
- Průměrná tloušťka vrstvy IDS ve Skupině 1 byla pískováním zredukována na 17,12 μm a v této skupině bylo pozorováno 16 % lokací s nulovou hodnotou. Tloušťka vrstvy adheziva ve Skupině 2 byla v průměru redukována na 13,25 μm s 31 % lokací s nulovou hodnotou.
- Volba pískovačky a módu jejího použití měla vliv na míru redukce vrstvy IDS.

Výsledky této studie vedou ke zvážení změny v přístupu k navázání adhezivní vazby při fixaci protetického výrobku. Standardní postup považuje za substráty na straně zubu adhezivní systém (kompozitní pryskyřici) a sklovinu. Takový postup spočívá v pískování vrstvy IDS a následně v leptání skloviny tak, aby jimi byla poskytnuta mikoretence. Následuje aplikace adheziva, které slouží k samotnému navázání adhezivní vazby.

Uvažovaná změna v postupu bere v potaz možnost reexpozice hybridní vrstvy a samotného dentinu při pískování. Vyhodnocuje tedy jako substrát nejen sklovinu, vrstvu IDS, ale i dentin. Navrhovaný adhezivní protokol proto sestává z následujících kroků: pískování vrstvy IDS, leptání skloviny a povrchu vrstvy IDS tak, jako kdyby byla pískováním kompletně odstraněna a byl reexponován dentin, a následná aplikace dentinového primeru a adheziva.

Jiná úprava postupu si klade za cíl zabránění reexpozici dentinu ztluštěním vrstvy pryskyřice pokrývající dentin. V takovém případě je technika IDS doplněna vrstvou flow kompozitního výplňového materiálu [28]. Tato technika (resin coating) patří mezi běžně využívané metody a je indikována zejména při nutnosti vykrytí podsekřivin v preparaci pro onlaye.

3. Literatura

- [1] **Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E.** The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265-73.
- [2] **Buonocore MG.** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-53.
- [3] **Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G.** Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma).* 2017 Jul;8(1):1-17.
- [4] **Dudek M.** **Adhezní spoj a adhezivní systémy.** LKS. 2013;23(11):234-244.
- [5] **Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH.** Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 2018 Jan;34(1):13-28.
- [6] **Minčík J a kol.** *Kariologie.* 1. vydání. Praha, Vydavatelství StomaTeam; 2014.
- [7] **Kugel G, Ferrari M.** The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc.* 2000 Jun;131 Suppl:20S-25S.
- [8] **Broome JC, Duke ES, Norling BK.** Shear bond strengths of composite resins with three different adhesives. *J Dent Res.* 1985;64:244.
- [9] **Tao L, Pashley DH, Boyd L.** The effect of different types of smear layers on dentin and enamel bond strengths. *Dent Mater.* 1988;4:208-216.
- [10] **Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G.** Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24:655-665.
- [11] **Alex G.** Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Compend.* 2008;1(1):20-25.
- [12] **Pashly EL, Agee K, Pashly DH, Tay F.** Effect of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent.* 2002;30:83-90.
- [13] **Mozner N, Salz U, Zimmermann J.** Chemical aspects of selfetching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21:895-910.
- [14] **Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B.** Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2005 Dec;84(12):1160-4.
- [15] **Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B.** Influence of the chemical

- structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008 Aug;87(8):757-61.
- [16] **Tay FR, Pashly DH.** Have dentin adhesives become too hydrophilic. *Can Dent Assoc.* 2003;69:726-731.
- [17] **Balko J, Tonar Z, Varga I a kol.** *Memorix histologie.* 1. vydání. Praha, Triton, 2016.
- [18] **Gwinnett AJ, Matsui A.** A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol.* 1967 Dec;12(12):1615-20.
- [19] **Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P.** Microtensile bond strengths of an etch and rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28:647-660.
- [20] **Baumgartner S, Koletsi D, Verna C, Eliades T.** The Effect of Enamel Sandblasting on Enhancing Bond Strength of Orthodontic Brackets: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2017;19(6):463-473.
- [21] **Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C.** Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* 1999 Jun;69(3):267-75.
- [22] **Wiechmann D.** Lingual orthodontics (Part 3): Intraoral sandblasting and indirect bonding. *J Orofac Orthop.* 2000;61(4):280-91.
- [23] **Espinar-Escalona E, Barrera-Mora JM, Llamas-Carreras JM, Solano-Reina E, Rodríguez D, Gil FJ.** Improvement in adhesion of the brackets to the tooth by sandblasting treatment. *J Mater Sci Mater Med.* 2012 Feb;23(2):605-11.
- [24] **Brauchli L, Muscillo T, Steineck M, Wichelhaus A.** Influence of enamel conditioning on the shear bond strength of different adhesives. *J Orofac Orthop.* 2010 Nov;71(6):411-20.
- [25] **Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T, Vanherle G.** The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent.* 1996;9(4):167-173.
- [26] **Carvalho RM, Mendonça JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR, Pashley DH.** Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res.* 2003 Aug;82(8):597-601.
- [27] **Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G.** Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res.* 1993;72:495-501.

- [28] **Magne P.** Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):144-155.
- [29] **D'Arcangelo C, Vanini L.** Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent.* 2007 Jun;9(3):319-26.
- [30] **Boyer DB, Chan KC, Reinhardt JW.** Build-up and repair of light-cured composites: bond strength. *J Dent Res.* 1984 Oct;63(10):1241-4.
- [31] **Turner CW, Meiers JC.** Repair of an aged, contaminated indirect composite resin with a direct, visible-light-cured composite resin. *Oper Dent.* 1993 Sep-Oct;18(5):187-94.
- [32] **Boyer DB, Chan KC, Torney DL.** The strength of multilayer and repaired composite resin. *J Prosthet Dent.* 1978 Jan;39(1):63-7.
- [33] **Azarbal P, Boyer DB, Chan KC.** The effect of bonding agents on the interfacial bond strength of repaired composites. *Dent Mater.* 1986 Aug;2(4):153-5.
- [34] **Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnko.** Nexco Paste, Instructions for Use. (online) (cit. 7.12.2021) dostupné na:
https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/ha2/h13/10453204107294/SR-Nexco-resources-IFUs-SR-Nexco-Paste-IFU.pdf
- [35] **3M, St. Paul, USA.** 3M Lava Ultimate Inlay/Onlay – Step by Step Guide. (online) (cit. 7.12.2021) dostupné na:
<https://multimedia.3m.com/mws/media/1086280O/3m-lava-ultimate-inlay-onlay-guide.pdf>
- [36] **GC Europe, Leuven, Belgie.** Gradia Plus from GC, Case Presentations. (online) (cit. 7.12.2021) dostupné na:
https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/gradia-plus/manual/MAN_Case_Presentations_en.pdf
- [37] **Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF.** Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014 Jul;30(7):e147-62.
- [38] **Ultradent, South Jordan, USA.** Ultradent Etch and Silane Sales Sheet. (online) (cit. 4.12.2021) dostupné na:
<https://assets.ctfassets.net/wfptrcrbtkd0/2nWPthaaMIU0ELG5ai72hZ/3cf0fc861c5616634e4d201da7a955b2/Ultradent-Porcelain-Etch-and-Silane-Sales-Sheet-68303AR13.pdf>
- [39] **Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnko.** Ivoclar Vivadent All-Ceramics, Preparing for cementation. (online) (cit. 4.12.2021) dostupné na:

https://www.ivoclarvivadent.com/en_US/downloadcenter/?dc=us&lang=en#details=4844

- [40] **Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnsko.** IPS e.max Clinical Guide. (online) (cit. 4.12.2021) dostupné na: https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/h72/h68/10453255421982/ips-e-max-clinical-guide.pdf
- [41] **Horn HR.** Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983;27:671–84.
- [42] **Simonsen RJ, Calamia JR.** Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 1983;62:297.
- [43] **Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J.** Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002;18:380–8.
- [44] **Ultradent, South Jordan, USA.** Porcelain Etch. (online) (cit. 4.12.2021) dostupné na: <https://www.ultradent.com/products/chemistries/hydrofluoric-acid/procelain-etch>
- [45] **Kern M.** Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol* 2009;23:1097–111.
- [46] **van den Breemer CR, Gresnigt MM, Cune MS.** Cementation of Glass-Ceramic Posterior Restorations: A Systematic Review. *Biomed Res Int* 2015;2015:148954.
- [47] **Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN.** Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont.* 2008 Jun;17(4):294-9.
- [48] **Comino-Garayoa R, Peláez J, Tobar C, Rodríguez V, Suárez MJ.** Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Surface Pretreatments and Resin Cements. *Materials (Basel).* 2021 May 22;14(11):2751.
- [49] **Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B.** Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2014 Apr;93(4):329-34.
- [50] **Kern M.** Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater.* 2015 Jan;31(1):8-14.
- [51] **Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L.** Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. *Dent J (Basel).* 2019 Aug;7(3):74.
- [52] **Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA Jr.** The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010 Apr;103(4):210-20.

- [53] **Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF.** Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):84-92.
- [54] **Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CH.** Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *J Dent.* 2012 Sep;40(9):723-35.
- [55] **Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, Bornholdt S, Haase F, Kersten H, Kern M.** Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016 Mar;115(3):341-9.
- [56] **Yamaguchi H, Ino S, Hamano N, Okada S, Teranaka T.** Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dent Mater J.* 2012;31(3):472-80.
- [57] **Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS.** The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater.* 2011 Jul;27(7):651-63.
- [58] **Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP.** Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004 Nov 15;71(2):381-6.
- [59] **Yoshida K.** Influence of cleaning methods on resin bonding to saliva-contaminated zirconia. *J Esthet Restor Dent.* 2018 May;30(3):259-264.
- [60] **Lee Y, Oh KC, Kim NH, Moon HS.** Evaluation of Zirconia Surfaces after Strong-Acid Etching and Its Effects on the Shear Bond Strength of Dental Resin Cement. *Int J Dent.* 2019 Jul 1;2019:3564275.
- [61] **Saleh NE, Guven MC, Yildirim G, Erol F.** Effect of different surface treatments and ceramic primers on shear bond strength of self-adhesive resin cement to zirconia ceramic. *Niger J Clin Pract.* 2019 Mar;22(3):335-341.
- [62] **Xie H, Cheng Y, Chen Y, Qian M, Xia Y, Chen C.** Improvement in the Bonding of Y-TZP by Room-temperature Ultrasonic HF Etching. *J Adhes Dent.* 2017;19(5):425-433.
- [63] **Bömicke W, Schürz A, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S.** Durability of Resin-Zirconia Bonds Produced Using Methods Available in Dental Practice. *J Adhes Dent.* 2016;18(1):17-27.

- [64] **Grasel R, Santos MJ, Rêgo HC, Rippe MP, Valandro LF.** Effect of Resin Luting Systems and Alumina Particle Air Abrasion on Bond Strength to Zirconia. *Oper Dent.* 2018 May/Jun;43(3):282-290.
- [65] **Lopes GC, Spohr AM, De Souza GM.** Different Strategies to Bond Bis-GMA-based Resin Cement to Zirconia. *J Adhes Dent.* 2016;18(3):239-46.
- [66] **Ahn JJ, Kim DS, Bae EB, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, Lee SH.** Effect of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma (NTP) and Zirconia Primer Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Resin Cement. *Materials (Basel).* 2020 Sep 5;13(18):3934.
- [67] **Zhao L, Jian YT, Wang XD, Zhao K.** Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2016 Nov;116(5):790-796.
- [68] **Yang L, Chen B, Xie H, Chen Y, Chen Y, Chen C.** Durability of Resin Bonding to Zirconia Using Products Containing 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate. *J Adhes Dent.* 2018;20(4):279-287.
- [69] **Chen C, Chen Y, Lu Z, Qian M, Xie H, Tay FR.** The effects of water on degradation of the zirconia-resin bond. *J Dent.* 2017 Sep;64:23-29.
- [70] **Xie H, Li Q, Zhang F, Lu Y, Tay FR, Qian M, Chen C.** Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better? *Dent Mater.* 2016 Mar;32(3):403-11.
- [71] **Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A.** Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):745-53.
- [72] **Heikkinen TT, Lassila LV, Matinlinna JP, Vallittu PK.** Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand.* 2007 Aug;65(4):241-8.
- [73] **Araújo AMM, Januário ABDN, Moura DMD, Tribst JPM, Özcan M, Souza ROA.** Can the Application of Multi-Mode Adhesive be a Substitute to Silicized/Silanized Y-TZP Ceramics? *Braz Dent J.* 2018 May-Jun;29(3):275-281.
- [74] **Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnko.** Monobond Plus, Scientific documentation. (online) (cit. 4.12.2021) dostupné na: https://www.ivoclarvivadent.com/en_US/downloadcenter/?dc=us&lang=en#details=5876.
- [75] **Kuraray Noritake Dental, Tokio, Japonsko.** Clearfil Ceramic Primer Plus brochure. (online) (cit. 5.12.2021) dostupné na:

https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21940_1_Ceramic_Primer_Plus_brochure_LR_EN.pdf

- [76] **Kuraray Noritake Dental, Tokio, Japonsko.** Panavia V5, Technical guide. (online) (cit. 5.12.2021) dostupné na:
https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/21940_1_Panavia_V5_Technische_brochure_LR_EN.pdf
- [77] **Kerr, Orange, USA.** OptiBond eXTRa Universal Adhesive, SDS. (online) (cit. 5.12.2021) dostupné na:
https://kavokerr.widen.net/content/gcz043dyy7/original/Optibond-eXTRa-Universal-Adhesive-US-GHS-SDS-3-28-18_final.pdf?u=18sth1&download=true
- [78] **Kerr, Orange, USA.** OptiBond eXTRa Universal, Instructions For Use. (online) (cit. 5.12.2021) dostupné na:
https://kavokerr.widen.net/content/usicjif7gu/original/DMC3235_REV01_OPTIBOND_eXTRa-Universal_eIFU_P16_WEB.pdf?u=18sth1&download=true
- [79] **Vágnerová B.** Tvarové úpravy zubů po léčbě ageneze horních laterálních řezáků mezializací. Disertační práce. Dubovská I. Olomouc, UP, Lékařská fakulta, 2020.
- [80] **Magne P.** IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):594.
- [81] **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G.** Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003 May-Jun;28(3):215-35.
- [82] **De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G.** Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent.* 2003 Dec;16(6):414-20.
- [83] **Stavridakis MM, Krejci I, Magne P.** Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent.* 2005;30(6):747-757.
- [84] **Bertschinger C, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P.** Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. *Am J Dent.* 1996 Jun;9(3):115-9.
- [85] **Paul SJ, Schärer P.** Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil.* 1997 Jan;24(1):8-14.

- [86] **Paul SJ, Schärer P.** The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997 Dec;17(6):536-45.
- [87] **Magne P, Douglas WH.** Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):111-121.
- [88] **McCabe JF, Rusby S.** Dentine bonding--the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J.* 1994 May 7;176(9):333-6.
- [89] **Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A.** Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent.* 1999 May-Jun;24(3):147-55.
- [90] **Dietschi D, Magne P, Holz J.** Bonded to tooth ceramic restorations: in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1995;105(3):299-305.
- [91] **Dietschi D, Herzfeld D.** In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci.* 1998 Dec;106(6):1033-42.
- [92] **Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF.** Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent.* 1992;17:13-20.
- [93] **Cagidiaco MC, Ferrari M, Garberoglio R, Davidson CL.** Dentin contamination protection after mechanical preparation for veneering. *Am J Dent.* 1996 Apr;9(2):57-60.
- [94] **Reis A, Rocha de Oliveira Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LL, Loguercio AD.** The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2004 Spring;6(1):7-11.
- [95] **Nikaido T, Tagami J, Yatani H, Ohkubo C, Nihei T, Koizumi H, Maseki T, Nishiyama Y, Takigawa T, Tsubota Y.** Concept and clinical application of the resin-coating technique for indirect restorations. *Dent Mater J.* 2018 Mar 30;37(2):192-196.
- [96] **Abdou A, Takahashi R, Saad A, Nozaki K, Nikaido T, Tagami J.** Influence of resin-coating on bond strength of resin cements to dentin and CAD/CAM resin block in single-visit and multiple-visit treatment. *Dent Mater J.* 2021 May 29;40(3):674-682.
- [97] **Rizzante FAP, Bombonatti JSF, Vasconcelos L, Porto TS, Teich S, Mondelli RFL.** Influence of resin-coating agents on the roughness and color of composite resins. *J Prosthet Dent.* 2019 Sep;122(3):332.e1-332.e5.

- [98] **Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH, Perdigão J.** Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent.* 2014 May;42(5):595-602.
- [99] **Takahashi R, Nikaido T, Ariyoshi M, Kitayama S, Sadr A, Foxton RM, Tagami J.** Thin resin coating by dual-application of all-in-one adhesives improves dentin bond strength of resin cements for indirect restorations. *Dent Mater J.* 2010 Oct;29(5):615-22.
- [100] **Takahashi R, Nikaido T, Ariyoshi M, Foxton RM, Tagami J.** Microtensile bond strengths of a dual-cure resin cement to dentin resin-coated with an all-in-one adhesive system using two curing modes. *Dent Mater J.* 2010 May;29(3):268-76.
- [101] **Kusakabe S, Tsuruta H, Uno M, Burrow MF, Nikaido T.** Clinical assessment of resin-coating technique applied to exposed dentin after crown preparation. *Dent Mater J.* 2021 Nov 11.
- [102] **Rozan S, Takahashi R, Nikaido T, Tichy A, Tagami J.** CAD/CAM-fabricated inlay restorations: Can the resin-coating technique improve bond strength and internal adaptation? *Dent Mater J.* 2020 Dec 3;39(6):941-949.
- [103] **Ozturk N, Aykent F.** Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):275-81.
- [104] **Uchiyama S, Takahashi R, Sato T, Rozan S, Ikeda M, Inokoshi M, Nikaido T, Tagami J.** Effect of a temporary sealing material on the bond strength of CAD/CAM inlay restorations with resin-coating technique. *Dent Mater J.* 2021 Sep;40(5):1122-1128.
- [105] **Sato T, Takahashi R, Rozan S, Uchiyama S, Baba Y, Vicheva M, Sato A, Ikeda M, Takagaki T, Nikaido T, Tagami J.** The effect of temporary sealing materials and cleaning protocols on the bond strength of resin cement applied to dentin using the resin-coating technique. *Dent Mater J.* 2021 May 29;40(3):719-726.
- [106] **Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J.** Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(2):105-13.
- [107] **Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J.** Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent.* 2003 Sep;16 Spec No:41A-46A.

- [108] **Okuda M, Nikaido T, Maruoka R, Foxton RM, Tagami J.** Microtensile bond strengths to cavity floor dentin in indirect composite restorations using resin coating. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(1):38-46.
- [109] **Sultana S, Nikaido T, Matin K, Ogata M, Foxton RM, Tagami J.** Effect of resin coating on dentin bonding of resin cement in Class II cavities. *Dent Mater J.* 2007 Jul;26(4):506-13.
- [110] **Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J.** Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J.* 2019 Dec 1;38(6):955-962.
- [111] **Kitayama S, Nasser NA, Pilecki P, Wilson RF, Nikaido T, Tagami J, Watson TF, Foxton RM.** Effect of resin coating and occlusal loading on microleakage of Class II computer-aided design/computer-aided manufacturing fabricated ceramic restorations: a confocal microscopic study. *Acta Odontol Scand.* 2011 May;69(3):182-92.
- [112] **Momoi Y, Akimoto N, Kida K, Yip KH, Kohno A.** Sealing ability of dentin coating using adhesive resin systems. *Am J Dent.* 2003 Apr;16(2):105-11.
- [113] **Qiao H, Takahashi R, Nikaido T, Nakashima S, Sadr A, Ikeda M, Tagami J.** Change of dentin permeability in different storage media after resin coating. *Asian Pac J Dent.* 2015;15:33-40.
- [114] **Giannini M, Takagaki T, Bacelar-Sá R, Vermelho PM, Ambrosano GM, Sadr A, Nikaido T, Tagami J.** Influence of resin coating on bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Dent Mater J.* 2015;34(6):822-7.
- [115] **Veneziani M.** Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach. *Eur J Esthet Dent.* 2010 Spring;5(1):50-76.
- [116] **Lanning SK, Waldrop TC, Gunsolley JC, Maynard JG.** Surgical crown lengthening: evaluation of the biological width. *J Periodontol.* 2003 Apr;74(4):468-74.
- [117] **Nevins M, Skurow HM.** The intracrevicular restorative margin, the biologic width, and the maintenance of the gingival margin. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1984;4(3):30-49.
- [118] **Fugazzotto PA.** Periodontal restorative interrelationships: the isolated restoration. *J Am Dent Assoc.* 1985 Jun;110(6):915-7.
- [119] **Ingber JS, Rose LF, Coslet JG.** The "biologic width" a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan.* 1977 Dec;70(3):62-5.
- [120] **Carvalho BAS, Duarte CAB, Silva JF, Batista WWDS, Douglas-de-Oliveira DW, de Oliveira ES, Soares LG, Galvão EL, Rocha-Gomes G, Glória JCR,**

- Gonçalves PF, Flecha OD.** Clinical and radiographic evaluation of the Periodontium with biologic width invasion. *BMC Oral Health.* 2020 Apr;20(1):116.
- [121] **Gargiulo A, Wentz F, Orban B.** Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol.* 1961;32:261–267.
- [122] **Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarresi LI.** The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(2):154–165.
- [123] **Tristao GC, Barboza CA, Jr, Rodrigues DM, Barboza EP.** Supracrestal gingival tissue measurement in normal periodontium: a human histometric study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014;34(1):97–102.
- [124] **Jardini MAN, Pustiglioni FE.** Estudo biometrico do espaco biologico em humanos por meio da sondagem transulcular. *Rev. Pos Grad.* 2000;7(4):295–302.
- [125] **Kois JC.** Altering gingival levels: The restorative connection, Part I: Biologic variables. *J. Esthet Dent.* 1994 Jul;6(1):3–7.
- [126] **Cook DR, Mealey BL, Verrett RG, Mills MP, Noujeim ME, Lasho DJ, Cronin RJ Jr.** Relationship between clinical periodontal biotype and labial plate thickness: an in vivo study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011 Jul-Aug;31(4):345-54.
- [127] **Frese C, Wolff D, Staehle HJ.** Proximal box elevation with resin composite and the dogma of biological width: clinical R2-technique and critical review. *Oper Dent.* 2014 Jan-Feb;39(1):22-31.
- [128] **D'Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M.** Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent.* 2015 Sep;36(8):570-7.
- [129] **Magne P, Spreafico R.** Deep margin elevation: a paradigm shift. *Am J Esthet Dent.* 2012;2:86–96.
- [130] **Dietschi D, Spreafico R.** Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1998 Jan-Feb;10(1):47-54.
- [131] **Vertolli TJ, Martinsen BD, Hanson CM, Howard RS, Kooistra S, Ye L.** Effect of Deep Margin Elevation on CAD/CAM-Fabricated Ceramic Inlays. *Oper Dent.* 2020 Nov;45(6):608-617.
- [132] **Sarfati A, Tirlet G.** Deep margin elevation versus crown lengthening: biologic width revisited. *Int J Esthet Dent.* 2018;13(3):334-356.

- [133] **Francois P, Vennat E, Le Goff S, Ruscassier N, Attal JP, Dursun E.** Shear bond strength and interface analysis between a resin composite and a recent high-viscous glass ionomer cement bonded with various adhesive systems. *Clin Oral Investig.* 2019 Jun;23(6):2599-2608.
- [134] **Grubbs TD, Vargas M, Kolker J, Teixeira EC.** Efficacy of Direct Restorative Materials in Proximal Box Elevation on the Margin Quality and Fracture Resistance of Molars Restored With CAD/CAM Onlays. *Oper Dent.* 2020 Jan/Feb;45(1):52-61.
- [135] **Uno S, Finger WJ, Fritz U.** Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.* 1996 Jan;12(1):64-9.
- [136] **Mitra SB.** Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res.* 1991 Jan;70(1):72-4. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res.* 1991 Jan;70(1):72-4.
- [137] **Besnault C, Attal JP.** Simulated oral environment and microleakage of Class II resin-based composite and sandwich restorations. *Am J Dent.* 2003 Jun;16(3):186-90.
- [138] **Loguercio AD, Alessandra R, Mazzocco KC, Dias AL, Busato AL, Singer Jda M, Rosa P.** Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *J Adhes Dent.* 2002 Summer;4(2):137-44.
- [139] **Loguercio AD, Reis A, Barbosa AN, Roulet JF.** Five-year double-blind randomized clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer and a polyacid-modified resin in noncarious cervical lesions. *J Adhes Dent.* 2003 Winter;5(4):323-32.
- [140] **Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B.** Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:31-44.
- [141] **Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K.** Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005 Mar;24(1):1-13.
- [142] **Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A, Roggendorf MJ.** Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan;17(1):177-83.
- [143] **Roggendorf MJ, Krämer N, Dippold C, Vosen VE, Naumann M, Jablonski-Momeni A, Frankenberger R.** Effect of proximal box elevation with

- resin composite on marginal quality of resin composite inlays in vitro. *J Dent.* 2012 Dec;40(12):1068-73.
- [144] **Zaruba M, Göhring TN, Wegehaupt FJ, Attin T.** Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays. *Acta Odontol Scand.* 2013 Mar;71(2):317-24.
- [145] **Da Silva Gonçalves D, Cura M, Ceballos L, Fuentes MV.** Influence of proximal box elevation on bond strength of composite inlays. *Clin Oral Investig.* 2017 Jan;21(1):247-254.
- [146] **Müller V, Friedl KH, Friedl K, Hahnel S, Handel G, Lang R.** Influence of proximal box elevation technique on marginal integrity of adhesively luted Cerec inlays. *Clin Oral Investig.* 2017 Mar;21(2):607-612.
- [147] **Bresser RA, Gerdolle D, van den Heijkant IA, Sluiter-Pouwels LMA, Cune MS, Gresnigt MMM.** Up to 12 years clinical evaluation of 197 partial indirect restorations with deep margin elevation in the posterior region. *J Dent.* 2019 Dec;91:103227.
- [148] **Juloski J, Köken S, Ferrari M.** Cervical margin relocation in indirect adhesive restorations: A literature review. *J Prosthodont Res.* 2018 Jul;62(3):273-280.
- [149] **Kielbassa AM, Philipp F.** Restoring proximal cavities of molars using the proximal box elevation technique: Systematic review and report of a case. *Quintessence Int.* 2015 Oct;46(9):751-64.
- [150] **Zbořil P.** Optimalizace procesu tryskání, Diplomová práce. Kudláček J. Praha, ČVUT, Fakulta strojní; 2020.
- [151] **Mohyla M.** Technologie povrchových úprav kovů. 2. vydání. Ostrava, VŠB-technická univerzita Ostrava; 2006.
- [152] **Hubálková H, Krňoulová J.** Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství. 1. Vydání. Praha, Galén; 2009.
- [153] **Rauch M.** Vliv tryskání na korozní odolnost oceli. Bakalářská práce. Kreibich V. Praha, ČVUT, Fakulta strojní; 2018.
- [154] **Kreibich V.** Teorie a technologie povrchových úprav. Dotisk. Praha, ČVUT; 1999.
- [155] **Momber A.** Blast cleaning technology. 1st edition. Berlin, Springer; 2008.
- [156] **Gardner Business Media Inc.** Mechanical Finishing Q&A: Blasting Steel Parts to Clean and Profile for Coating Adhesion Specifications. Products finishing. (online) (cit. 27.11.2021) (dostupné na: <https://www.pfonline.com/articles/mechanical-finishing-qa-blasting-steel-parts-to-clean-and-profile-for-coating-adhesion-specifications->)

a

Gardner Business Media Inc. Mechanical Finishing–Air Blast Equipment Types. *Plastics technology*. (online) (cit. 27.11.2021) (dostupné na: <https://www.ptonline.com/articles/mechanical-finishingair-blast-equipment-types>)

- [157] **Hegde VS, Khatavkar RA.** A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. *J Conserv Dent*. 2010 Jan;13(1):4-8.
- [158] **KaVo, Bieberach, Německo.** RONDOflex plus 360/doplňky. (online) (cit. 28.11.2021) (dostupné na: <https://www.kavo.com/cs-cz/instrumenty/rondoflex-plus-360-specialni-nastroje#dopl%C5%88ky>)
- [159] **EMS, Nyon, Švýcarsko.** Prášek Air-flow Classic. (online) (cit. 28.11.2021) (dostupné na <https://www.ems-dental.com/cs/products-overview/air-flow-powder-classic-new-formula>)
- [160] **Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS.** Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater*. 1996;12(4):245-249.
- [161] **Lundgren T, Samuelson A, Clase C, Naoumova J.** How sandblasting on lingual surfaces can be carried out with minimum enamel damage: An in vitro study on human teeth. *Int Orthod*. 2020;18(4):820-826.
- [162] **Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, Wang H, Shen J.** The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *J Adv Prosthodont*. 2015 Jun;7(3):214-23.
- [163] **Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle C.** Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surf. Coat*. 2012;206(19-20):4293-4302.

4. Seznam obrázků

Obr. 1. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 4. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 2. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 5. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 3. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 6. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 4. Schéma postupu navázání adhezivní vazby za použití 7. generace adhezivního systému. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 5. Příklad využití techniky immediate dentin sealing. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 6. Příklad využití techniky „thin“ resin coating pro překrytí dentinu a skloviny po preparaci na adhezivně fixovanou korunku. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 7. Příklad využití techniky resin coating k vykrytí podsekřiviny. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 8. Situace při použití standardně vysoké matrice. Povšimněte si jejího neadaptovaného cervikálního okraje. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 9. Situace při použití standardně vysoké matrice a klínku. Povšimněte si, že klínek není možné zavést pod úroveň okraje hlubokého defektu z důvodu přítomnosti papily. Zavedení klínku tak vede k deviaci matrice, která nemůže výrazně přesáhnout okraj cervikálního defektu. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 10. Situace při použití nízké matrice. Povšimněte si jejího adaptovaného cervikálního okraje. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 11. Situace provedení techniky IDS a DME. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 12. Vizualizace mechanického tryskání (vlevo) a pneumatického tryskání (vpravo) (Zdroj: [156])

Obr. 13. Korundová abraziva. (Zdroj: [158])

Obr. 14. Profylaktická abraziva. (Zdroj: [159])

Obr. 15. Schéma injektorového pneumatického tryskání. (Zdroj: [150])

Obr. 16. Grafické znázornění situace po provedení horizontálního plochého řezu. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 17. Přehled techniky aplikace adhezivního systému Optibond FL doporučené výrobcem. (Zdroj: Kerr, Orange, USA, Technique Summary, Technique card – výrobce dodává jako součást produktu Optibond FL Bottle kit)

Obr. 18. Grafické znázornění situace po aplikaci adhezivního systému a překrytí teflonem. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 19. Grafické znázornění situace při pískování vrstvy adhezivního systému. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 20. Grafické znázornění situace po aplikaci provizorního cementu. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 21. Grafické znázornění situace při mikroskopickém pozorování po provedení dvou kolmých řezů. Mesiální směr (vlevo) v grafickém znázornění reprezentuje lingvální směr v experimentu. (Zdroj: archiv autora)

Obr. 22. Pohled na kolmý řez pomocí digitálního optického mikroskopu. (VHX-5000, Keyence, Japonsko) (Zdroj: archiv autora)

Obr. 23. Pohled na kolmý řez elektronovým mikroskopem. C – provizorní cement, B – vrstva adhezivního systému, D – dentin (VEGA 3LMU, Tescan, Česko) (Zdroj: archiv autora)

Obr. 24. Pohled na kolmý řez elektronovým mikroskopem. C – provizorní cement, D – dentin, vrstva adhezivního systému kompletně odstraněna. (VEGA 3LMU, Tescan, Česko) (Zdroj: archiv autora)

Obr. 25. Krabicový graf (boxplot) zobrazující variabilitu výsledků a statistické operace grafu vlastní.

5. Seznam tabulek

Tab. 1. Přehled kroků navázání mikromechanické adhezivní vazby na sklovinu (4. generace adheziv). Kroky, které nejsou nutné, jsou označeny šedou barvou písma.

Tab. 2. Přehled kroků navázání mikromechanické adhezivní vazby na dentin (4. generace adheziv).

Tab. 3. Přehled kroků navázání adhezivní vazby na vyzrálou kompozitní pryskyřici. Kroky, které nejsou nutné, jsou označeny šedou barvou písma.

Tab. 4. Přehled nejpoužívanějších dentálních keramik v rámci základní klasifikace dle obsahu skla.

Tab. 5. Přehled kroků navázání kombinované adhezivní vazby na keramiku s obsahem skla. Kroky, které nejsou nutné, jsou označeny šedou barvou písma.

Tab. 6. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 1, chráněno před pískováním (μm).

Tab. 7. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 2, chráněno před pískováním (μm).

Tab. 8. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 1 (RONDOflex plus360, 3,2 bar), pískováno (μm).

Tab. 9. Tloušťka vrstvy adheziva, Skupina 2 (Airsonic Mini-Sandblaster, 4 bar), pískováno (μm).

Tab. 10. Aritmetický průměr, Medián a Směrodatná odchylka naměřených hodnot v jednotlivých skupinách a nadskupině vzorků chráněných před pískováním.