

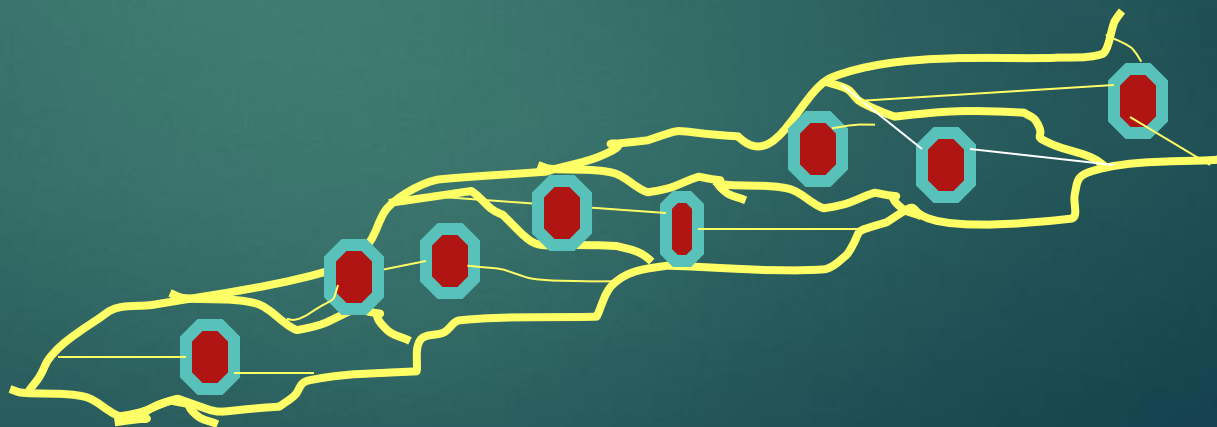
Konzervační zubní lékařství I.

1. přednáška

KOMPOZITNÍ VÝPLŇOVÉ MATERIÁLY 1.DÍL

Kompozitní materiály

Chemicky vázaná kombinace
vhodného síťovaného polymeru s
anorganickým plnivem.



Historie

Dimetakrylátý

Bowen 1960 – Bowen

Bucoconore 1955 –



Složení kompozitních materiálů

- Polymerní matrix
- Plnivo
- Vazebný systém (vazebná činidla)
- Iniciační systém
- Pigmenty na bázi oxidů kovů, regulátory viskozity, fluorescenční látky, látky regulující rozptyl světla a UV absorbéry pro zabránění světelné degradace kompozitů

Polymerní matrix

– Monomery na bazi dimetakrylátů hlavně Bis-GMA, UDMA v kombinaci s dimetakryláty o nižší viskozitě –

TEDMA (trietylénglykoldimetakrylát) a HDDMA (hexadioldimetakrylát) aj.

Polymerní matrix

– Ormocery (Organic Modified Ceramic).

Akrylátové nebo metakrylátové funkční skupiny jsou vázány na křemičité domény rozměrů nanočástic.

Polymerací vznikají anorganicko-organické hybridní materiály.

Redukovaná kontrakce, dobrá abrazní odolnost, výborné optické vlastnosti.

Polymerní matrix

- Silorany (Siloxan a Oxiran)

Polymerují otevíráním epoxidových cyklů – minimální polymerční smrštění. Mají zcela odlišný chemický charakter, kationovou polymeraci iniciovanou složitějším typem třísožkového fotoiniciačního systému. Lze je kombinovat pouze se speciálními adhezivními systémy na bázi epoxidů.

Kompozitní materiály podle plniva – nyní 4 základní skupiny Craig 2003

- Mikrofilní
- Mikrohybridní
- Nanohybridní
- Nanofilní

Vlastnosti kompozitních materiálů

–	Plnivo	Pojivo		
Pevnost v tlaku			↑	↓
Pružnost			↓	↑
Polymerační kontrakce			↓	↑
Pnutí			↑	↓
Nasákavost			↓	↑

Mikrofilní kompozity

- Obsahují nanočástice pyrogenního oxidu křemíku (silika) o velikosti 0,04 -0,2 μm . Pro dosažení vyššího stupně plnění se přidávají ve formě organického plniva (předpolymer)- továrně zpolymerovaný kompozit pod tlakem a rozemletý. Kromě toho jsou v kompozitu i amotné silika částice (ovlivňují reologické vlastnosti – viskozitu a tixotropii)

Mikrohybridní kompozity

- Obsahují částice barnatého a strontnatého borosilikátového skla, zirkončito-křemičitého skla nebo částice křemene o střední velikosti menší než $1\mu\text{m}$, dále částice siliky pro nastavení reologických vlastností. Vysoký stupeň plnění 77 -84 hm%.

Nanohybridní kompozity

- Obsahují jak nanoplnivo, tak submikronové částice skla používané pro výrobu mikrohybridních kompozitů. Vysoká mechanická odolnost, výborné estetické vlastnosti ale v porovnání s nanofilními kompozity horší leštitelnost.

Nanofilní kompozity

- Obsahují směsi primárních a aglomerovaných částic stejného složení. Primární částice sestávají z jednotlivých nanočástic o velikosti okolo 20nm – např. zirkončitokřemičitého skla. V důsledku jejich velkého povrchu tyto částice výrazně snižují viskozitu z nich připravených kompozitních materiálů.

Nanofilní kompozity

- Proto se k dosažení vysokého stupně plnění používají směsi primárních částic a jejich aglomerátů o průměrné velikosti $0.6\mu\text{m}$ označované jako nanoclustery.

Pevnost podobná mikrohybridním kompozitům, vynikající leštitelnost a estetické vlastnosti. Rozptyl světla nanočásticemi přináší vysokou míru translucence.

Nanofilní kompozity

- Na černém pozadí rozptylují modré světlo, což dává nanofilním kompozitům opalescenci blízkou sklovině.

Vazebná fáze

propojení organické matrix a částic plniva zajišťují molekuly organofunkčních silanů. Molekula silanu obsahuje dva typy funkčních skupin:

1. Alkoxy skupinu –hydrolyzuje a reaguje se silanolovou skupinou na povrchu částic skla
1. Metakrylátovou funkční skupinu – schopnost kopolymerace s akrylátovými nebo metakrylátovými monomery kompozitu

Význam vazebné fáze

- Rovnoměrná distribuce plniva v matrix – dokonalý přenos zatížení kompozitu na vyztužující částice plniva a odolnost kompozitu proti působení vnějšího prostředí, snížení abrazivity. Zvyšuje také smáčivost plniva pro pryskyřici při výrobě – vysoký stupeň naplnění.

Iniciační systémy

– Podstatou tuhnutí kompozitů je radikálová polymerace.

Chemicky iniciované materiály:

Dibenzoylperoxid a terciární aromatický amin.

Světlem tuhnoucí materiály:

Kafrchinon a aktivátor na bázi aminu

(dimethylaminietylmetakrylát)

Kafrchinon

- Je intenzivně žlutý
- Působením světla se dále rozkládá – změna zabarvení kompozitu.
- U samoleptacích vazebných systémů může přítomnost kyselých složek ovlivňovat aktivitu aminového koiniciátoru a snižovat účinnost polymerace.
- Maximum absorpce 470 nm

Jiné typy fotoiniciátorů

- PPD (1 –fenyl-1,2 propandion)
- Skupina alkylfosfinoxidů (MAPO, BAPO)

Maximum absorpce u PPD 410nm

U MAPO a BAPO 390 nm

Další komponenty kompozitních materiálů

- ▶ Pigmenty na bázi oxidů kovů, regulátory viskozity, fluorescenční látky, látky regulující rozptyl světla a UV absorbéry pro zabránění světelné degradace kompozitů

Připojení kompozitních materiálů k zubním tkáním

- ▶ Mikromechanická vazba mikroretence, mechanická adheze
- ▶ Specifická adheze
 - Fyzikální (mezimolekulární vazebné síly)
 - Chemická (iontová, kovalentní, kovová)

Rozhodující je mechanická adheze prostřednictvím vazebných (adhezivních) systémů



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

Leptání kyselinou ortofosforečnou



35% - 37% kyselina ortofosforečná
silika částice
barvivo

Bond

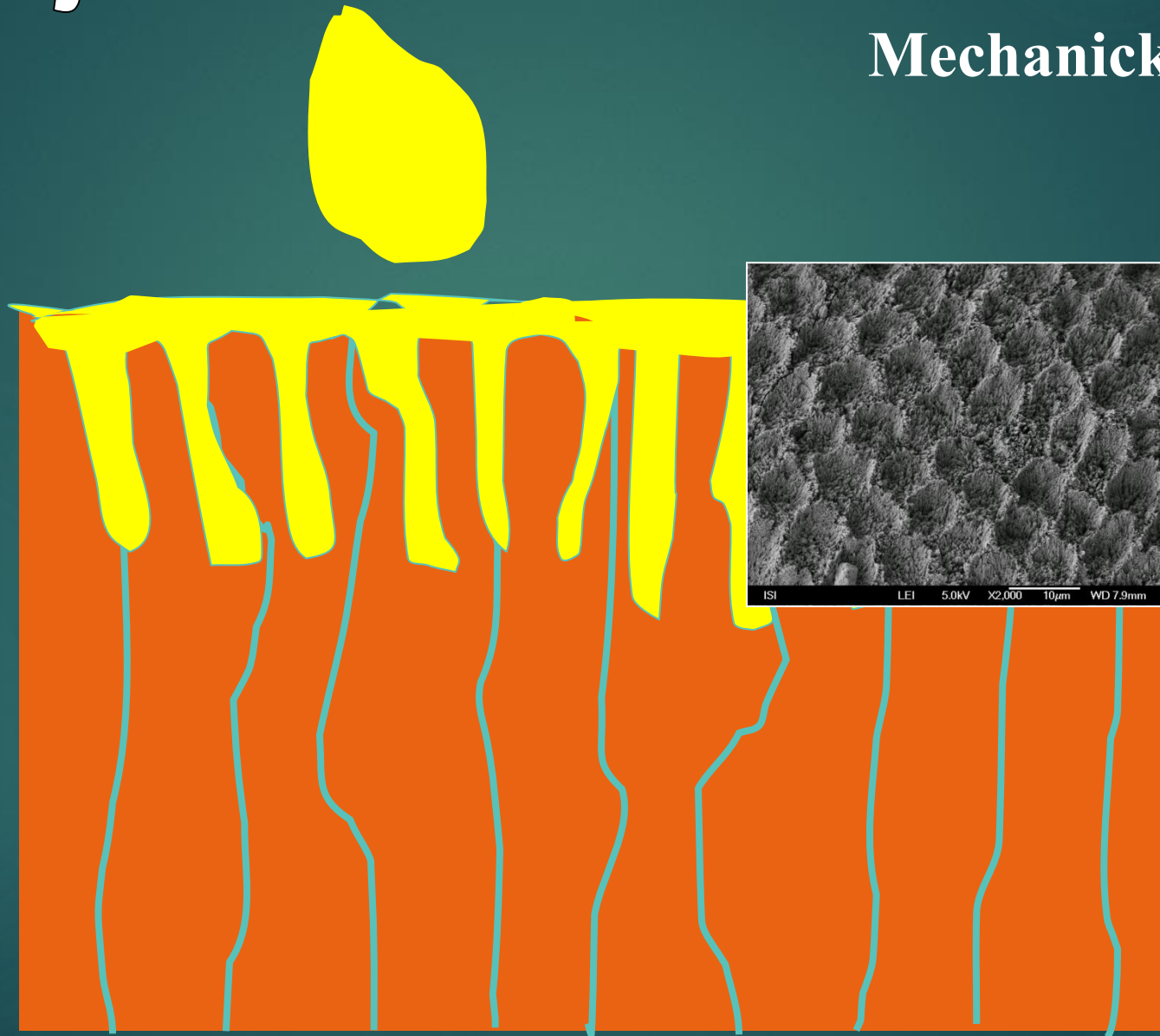
–Zatéká do nerovností ve sklovině, kopolymeruje s kompozitem

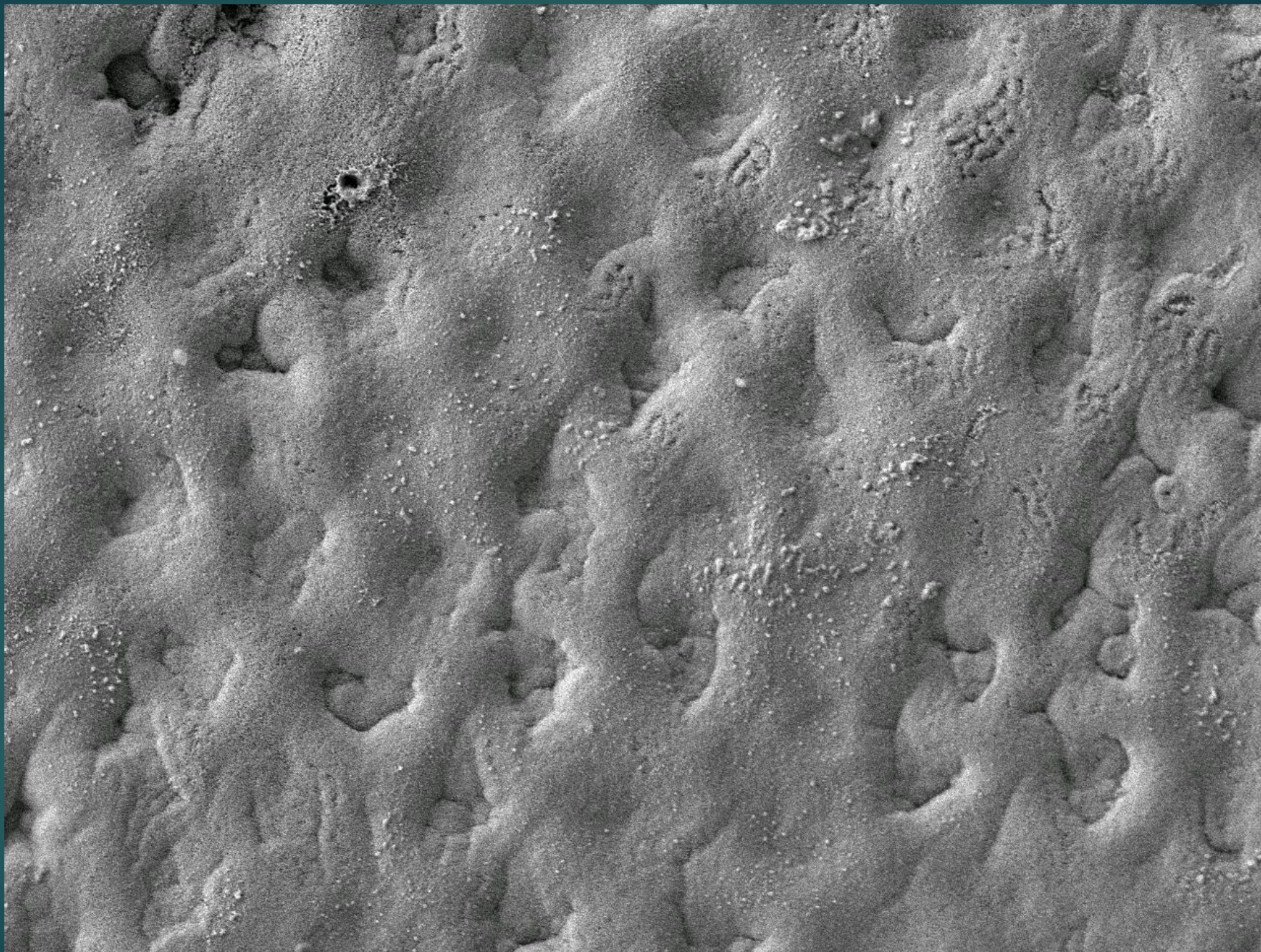
Stejné složení jako kompozitní pryskyřice – neobsahuje plnivo nebo jen velmi málo.

Připojení ke sklovině

27

Mechanické





ISI

LEI

5.0kV

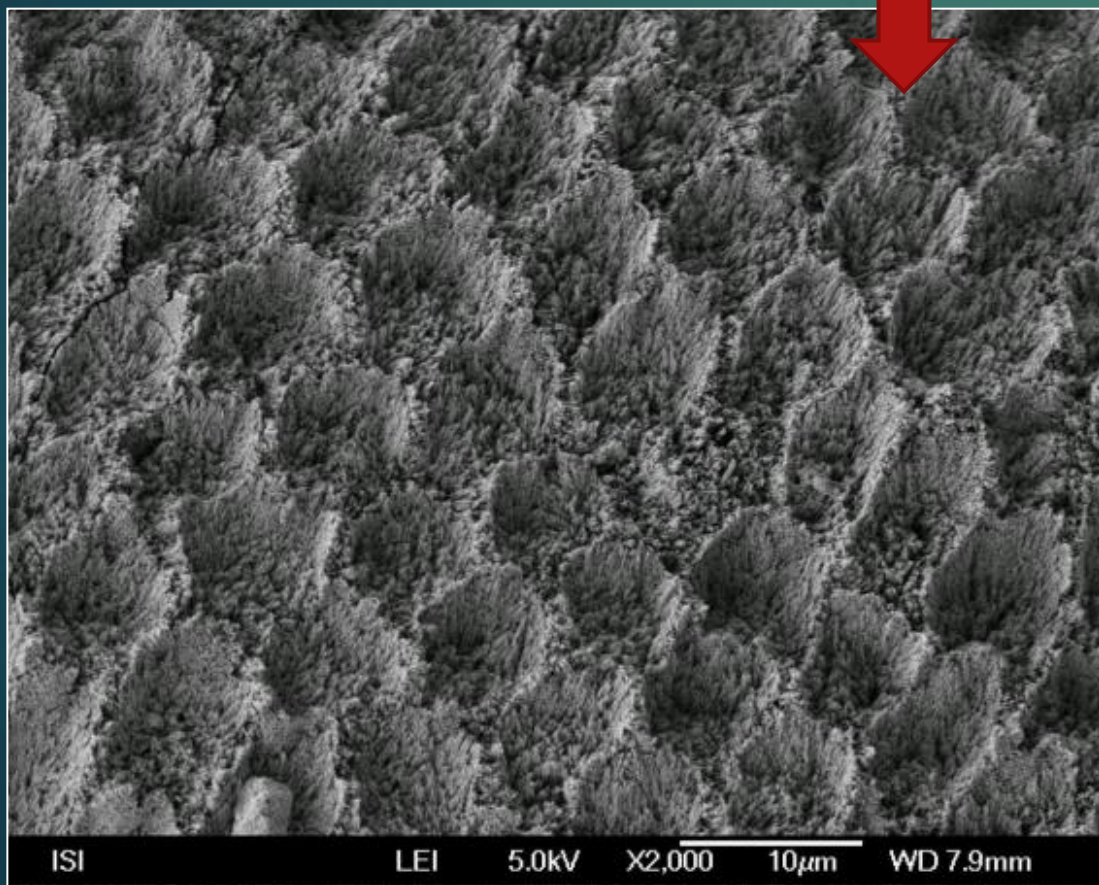
X2,000

10µm

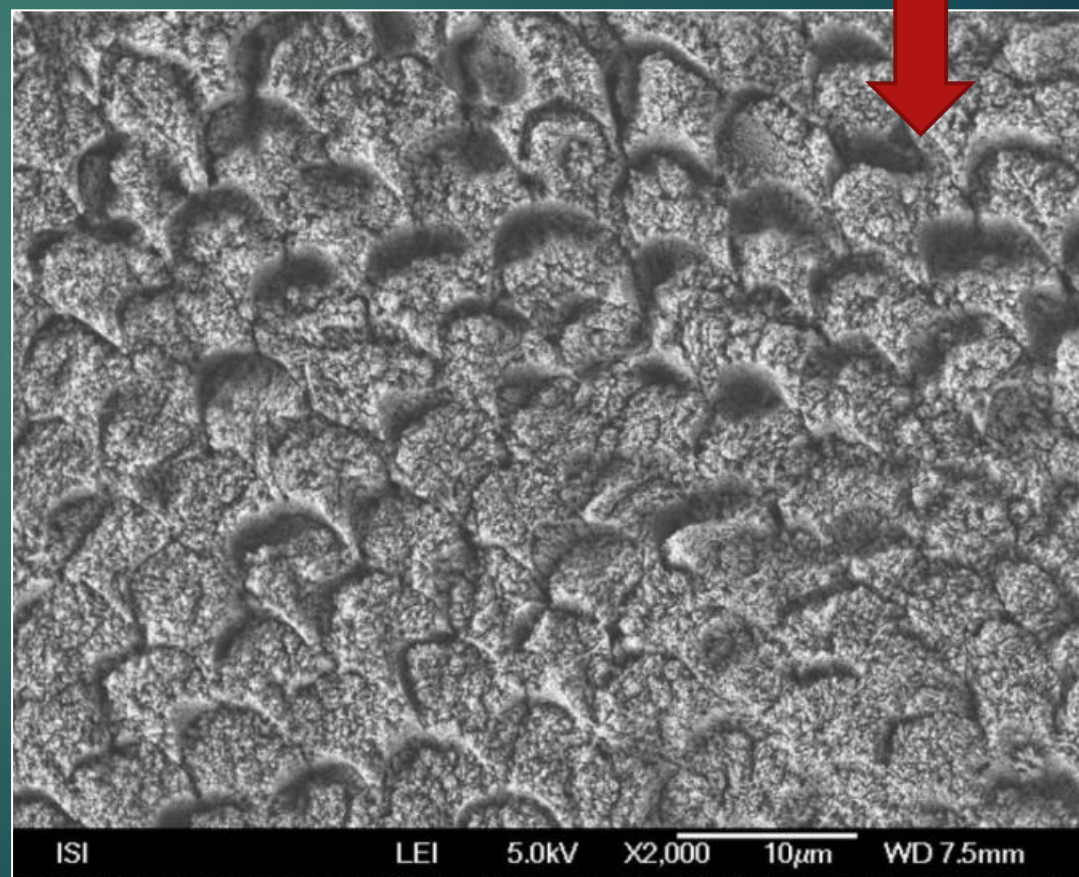
WD 7.7mm

Obraz skloviny po odstranění aprismatické vrstvy a leptání kyselinou ortofosforečnou

Intraprizmatický typ



Periprizmatický typ



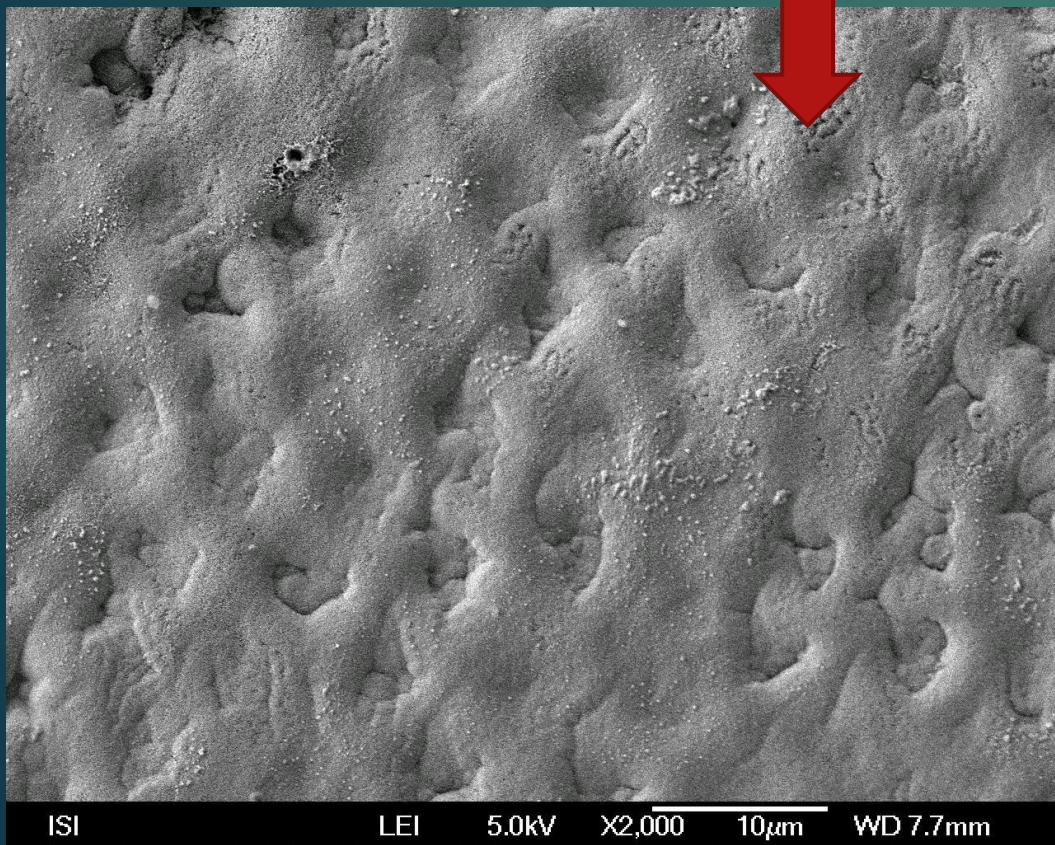
Obraz aprizmatické skloviny před a po leptání kyselino ortofosforečnou

30

Aprizmatická sklovina

Aprizmatický typ naleptání

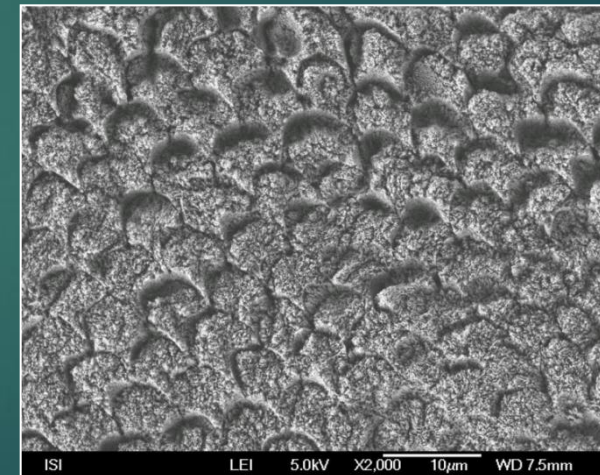
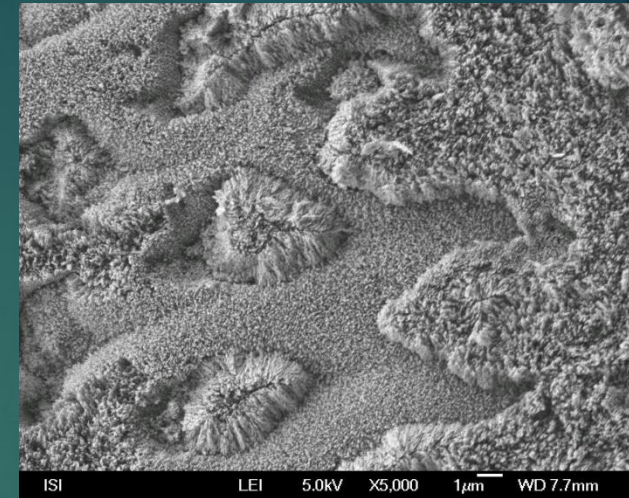
troubalikov
a@gmail.c
om



KYSELINA PŮSOBÍ I NA APRIZMATICKOU
SKLOVINU PO 10 S.

ROZHODUJÍCÍ JE ORIENTACE
SKLOVINNÝCH PRIZMAT

PLYNULÝ PŘECHOD KOMPOZITU NA ZUB
ZAJISTÍME ZÁBRUSEM





Bond

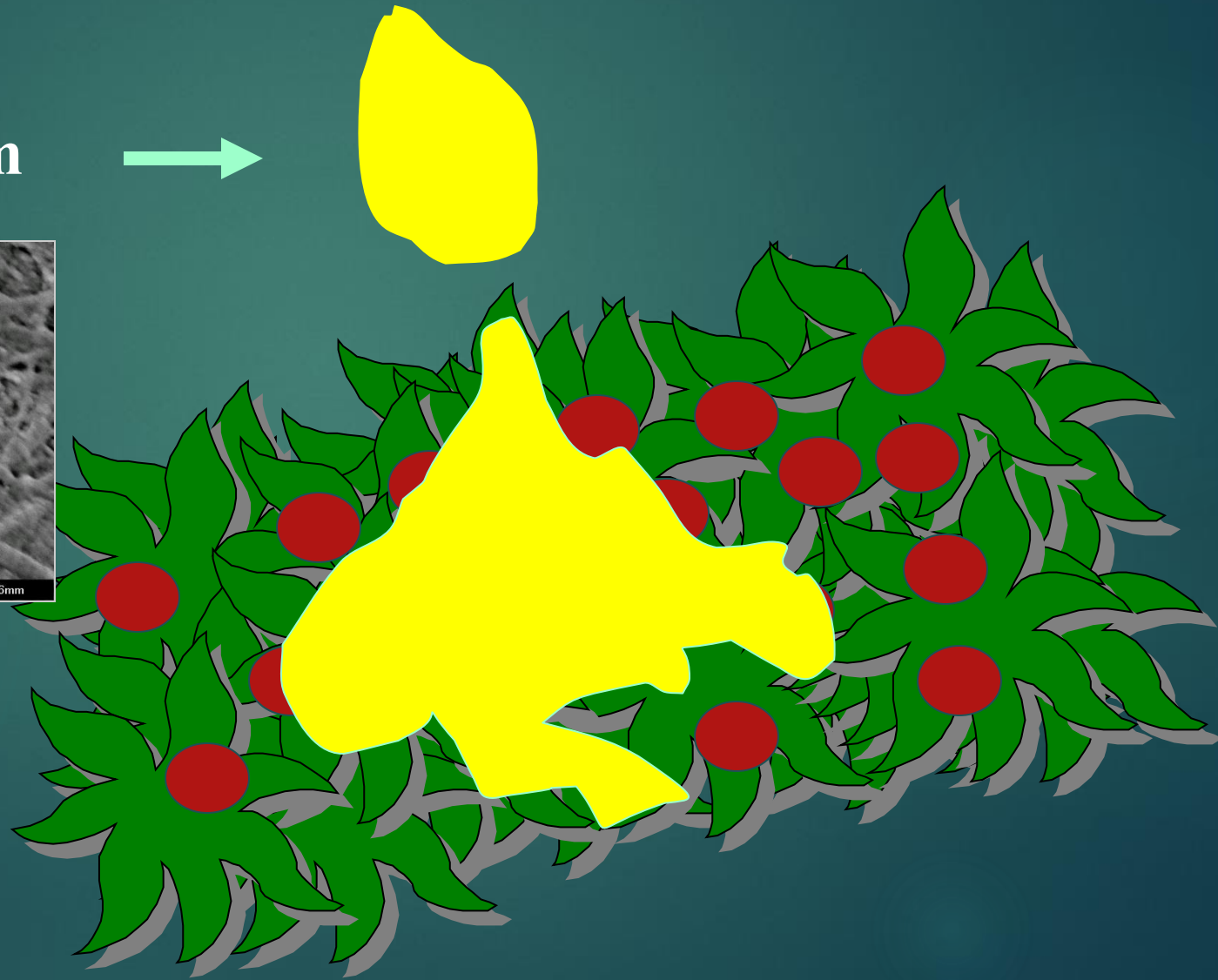
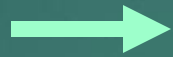
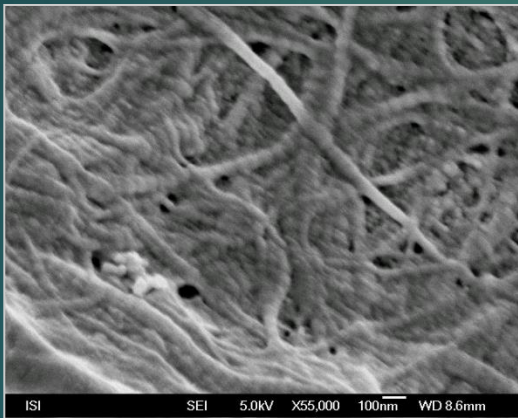
- Čistý bond je hydrofobní pryskyřice. Nemůže fungovat v dentinu.

Připojení k zubovině

Převážně mechanické

34

Vazebný systém



historie

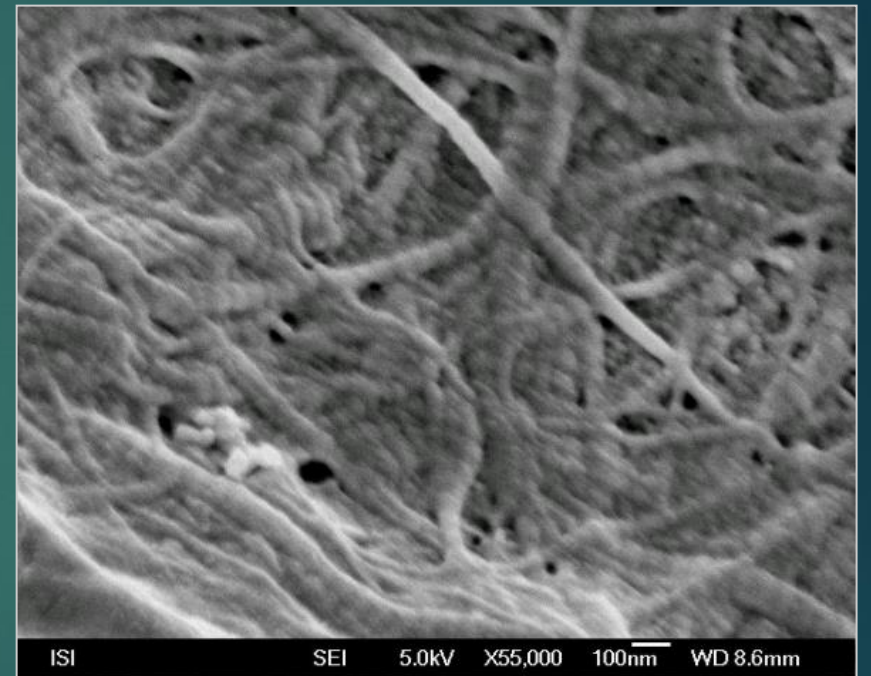
35

- ▶ Fusayama 19
- Adhezivní příp
- Yoshida. Nako
- Van Meerbek



Dentin

- Vždy vlhký
- Vyšší obsah organických látek
- Nízká povrchová energie – špatná smáčivost
- Smear layer



Dentin

Nelze smáčet hydrofobním bondem. Je riziko, že kolagenní síť zkolabuje a vznikne netěsnost.

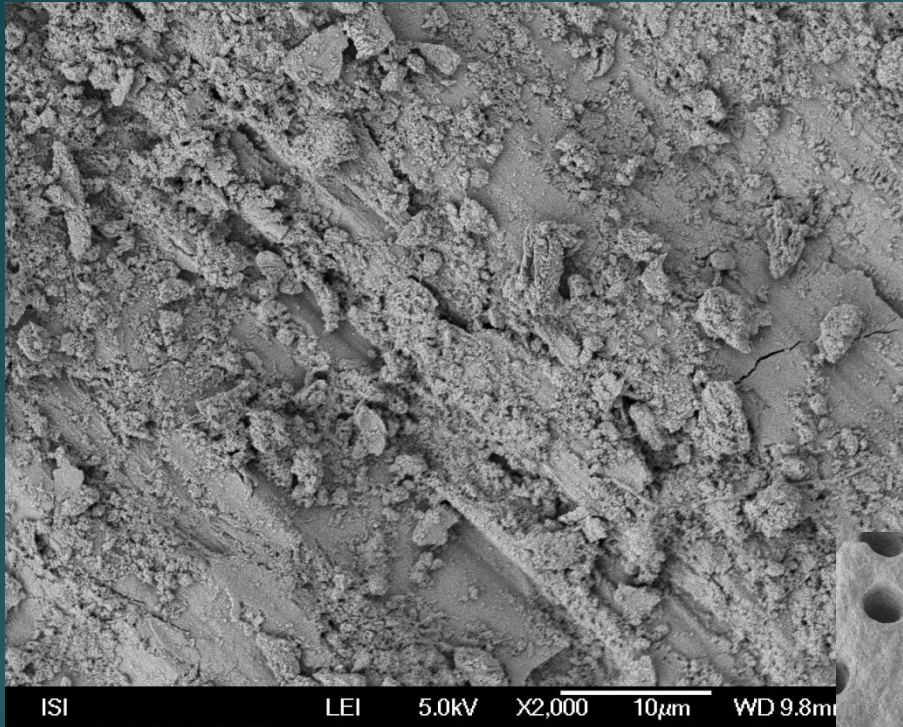
Proto je třeba primer.

Primer

Otvírá kolagenní síť dentinu a brání jejímu kolapsu.

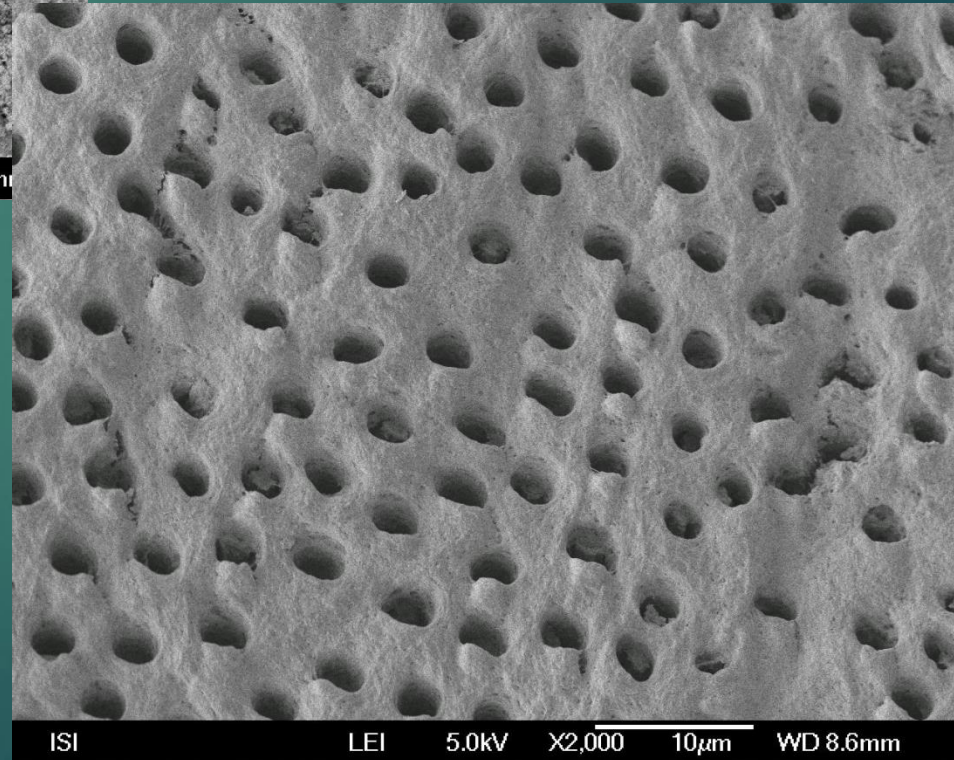
Obsahuje amfifilní pryskyřice (mají hydrofilní a hydrofobní část molekuly) a rozpouštědlo.

Rozpouštědlo se odpaří a primer prosytí dentin. Jeho hydrofobní část kopolymeruje s kompozitem.

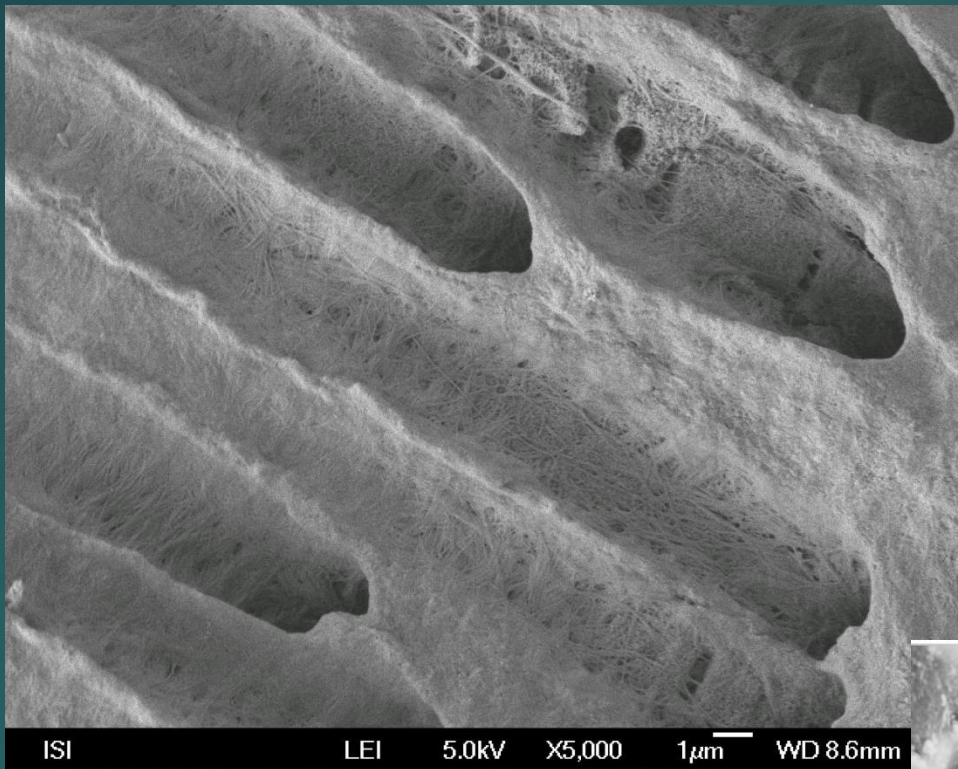


Smear layer

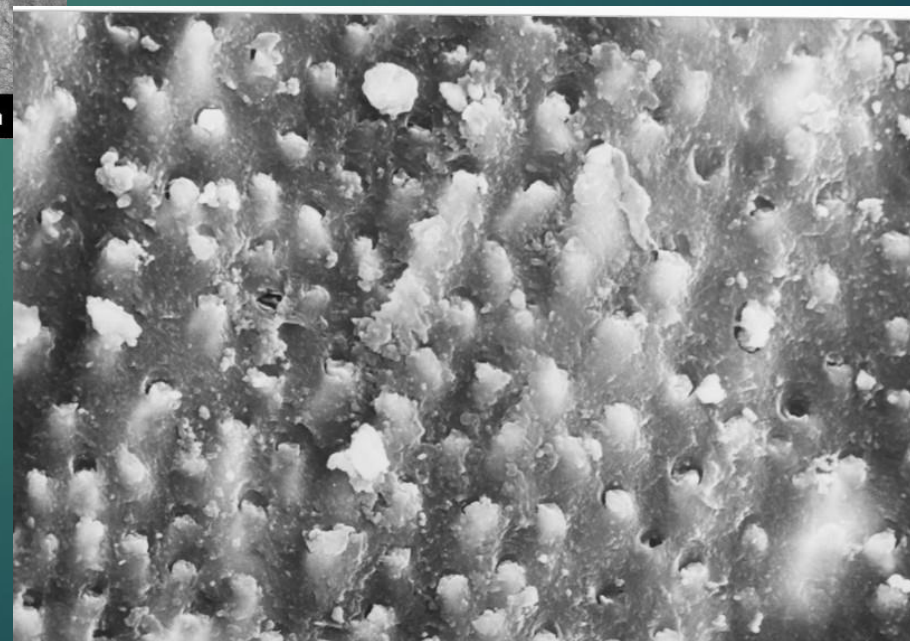
Dentin po ošetření kyselinou



Otvřené dentinové tubuly a odvápněný povrch kolagenní sítě



Dentinové tubuly s pryskyřicí



Bond

- Prosyť kolagenní síť dentinu ošetřenou primerem a zatéká do nerovností ve sklovině, kopolymeruje s kompozitem.

- **Primer a bond mohou být v jedné lahvičce**

Leptání nemusí být zvláštní krok.

Kyselá složka může být spojena s primerem a může se tedy upustit od leptání jako separátního kroku.



Samoleptací vazebné systémy

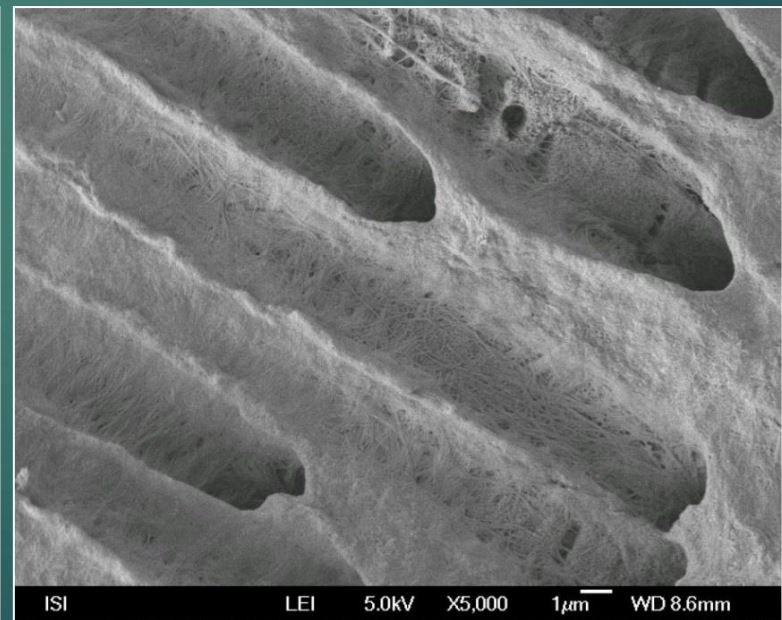
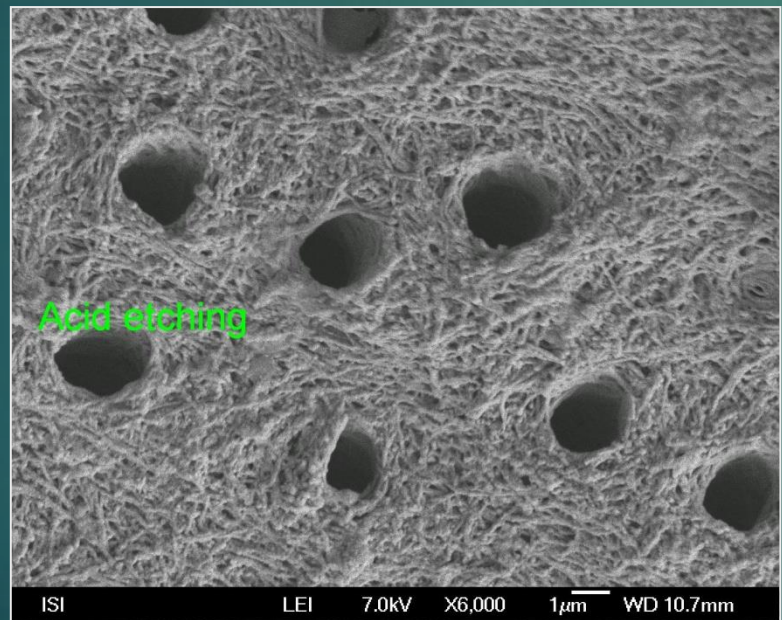
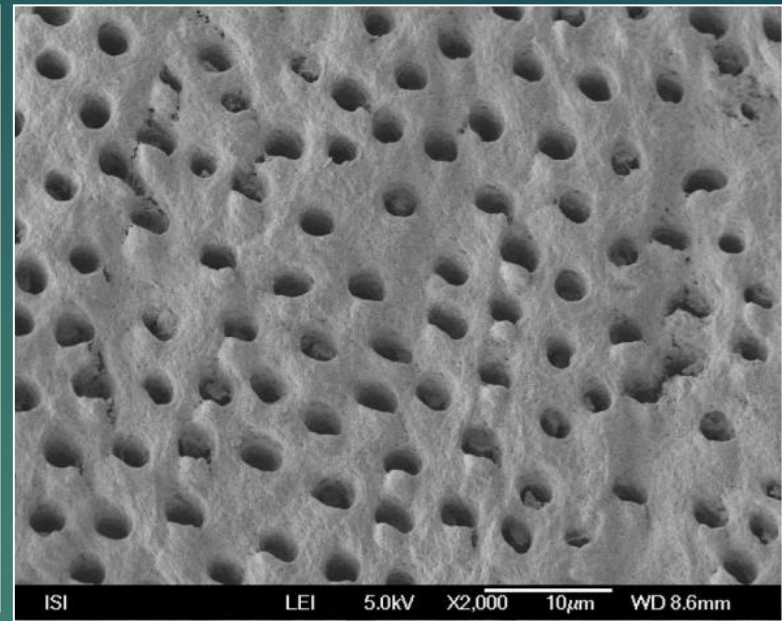
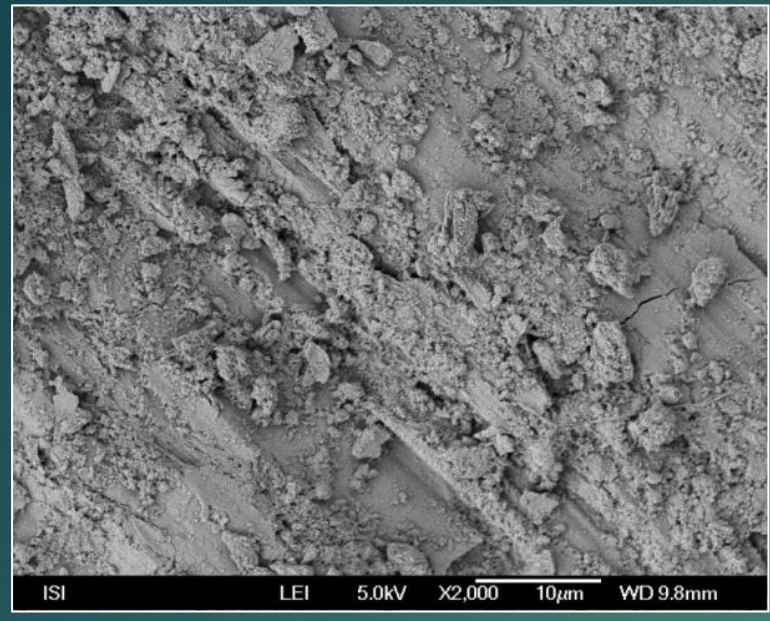
Klasifikace adheziv

- ▶ Generace
- ▶ Klinicky orientovaná klasifikace podle počtu kroků

Klinicky orientovaná klasifikace adheziv

44

Leptání (Conditioning)	Oplachování	Priming	Bonding
Leptání	Oplachování	Priming a bonding	
Samoleptací primer (Selfetching priming)			Bonding
Samoleptací primer a bond (Selfetching bonding)			



Adheziva využívající leptání kyselinou TEA – vlastnosti

46

- ▶ Vysoce spolehlivá vazba ke sklovině
- ▶ Riziko kolapsu dentinové kolagenní sítě při ostraňování přebytku vody - přesušení
- ▶ Riziko velké demineralizace dentinu:
Špatné prosycení vazebným systémem, degradace matrix metaloproteinázou, hydrolýza kolagenu

Adheziva samoleptací SEA

47

- ▶ Méně spolehlivá vazba ke sklovině
- ▶ Odpadá riziko kolapsu dentinové kolagenní sítě při ostraňování přebytku vody
- ▶ Míra demineralizace dentinu závisí na pH
- ▶ Časová úspora

Obraz skloviny po ošetření

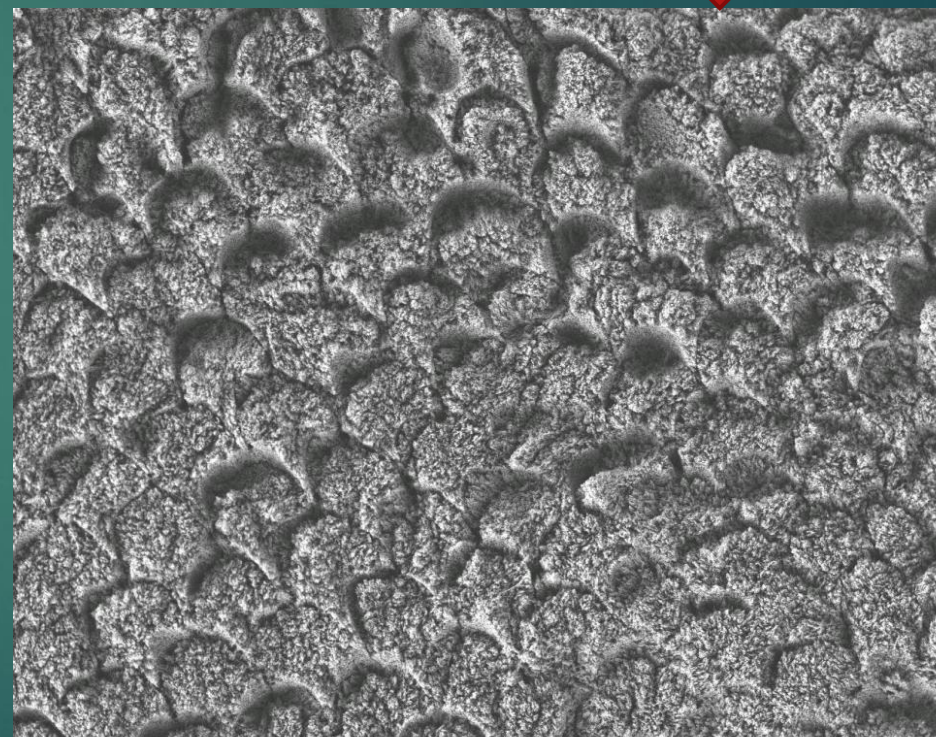
48

SEA



ISI LEI 5.0kV X5,000 1μm WD 7.3mm

TEA

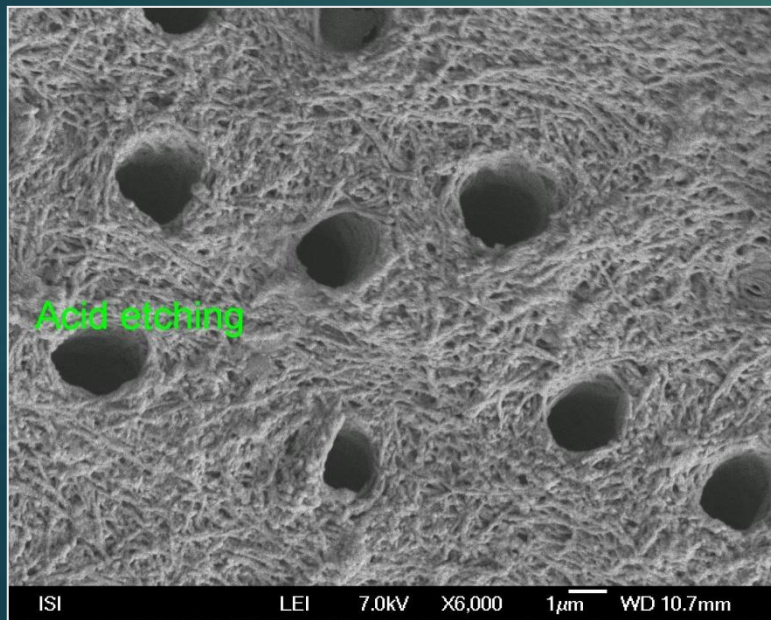


ISI LEI 5.0kV X2,000 10μm WD 7.5mm

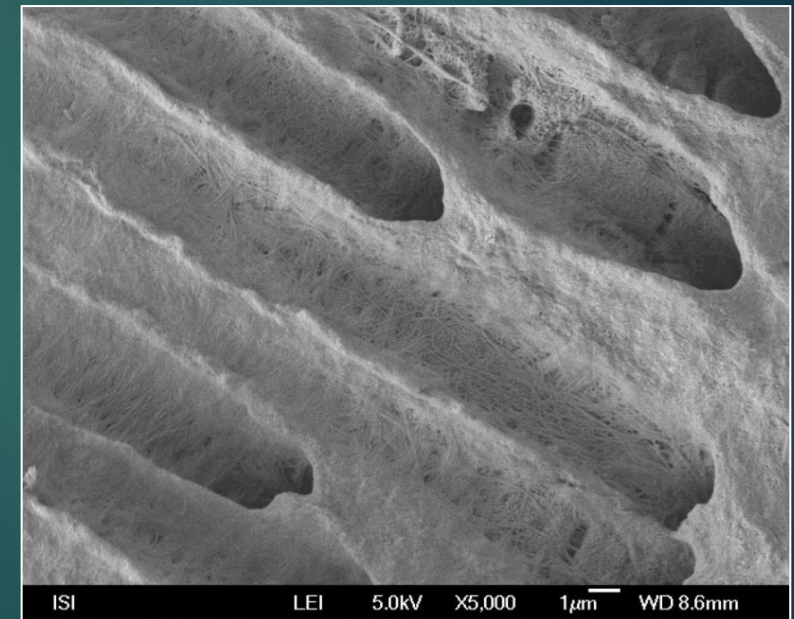
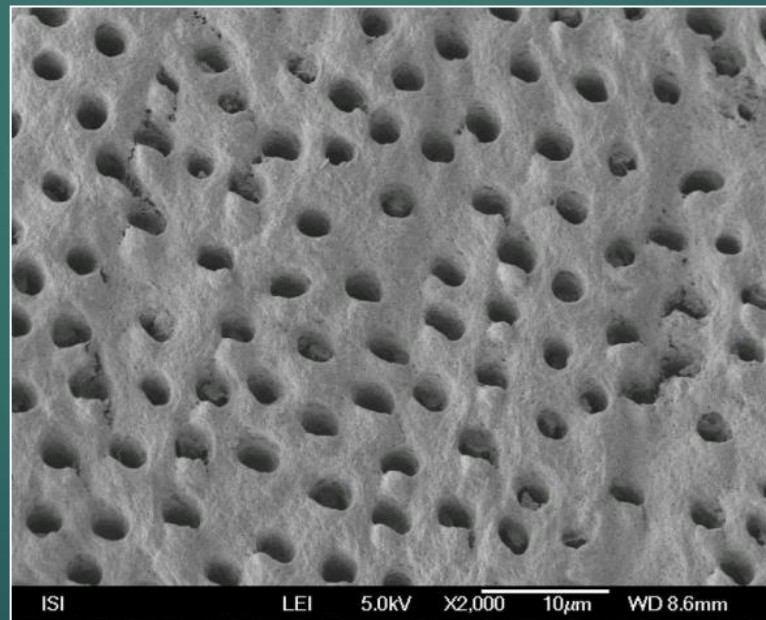
troubalikov
a@gmail.c
om

Obraz dentinu –

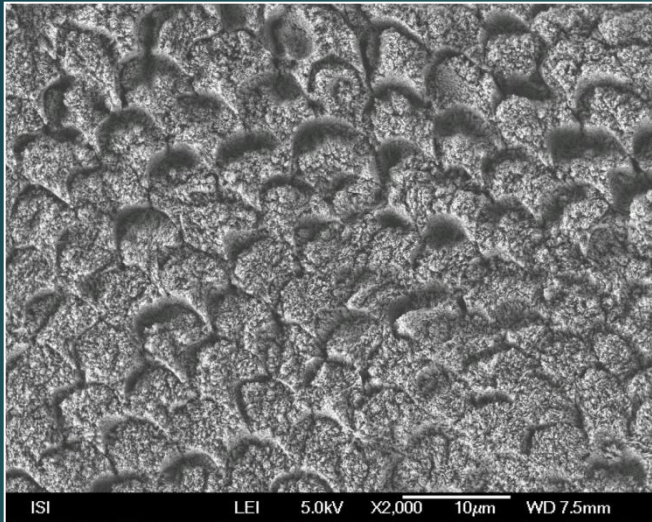
TEA



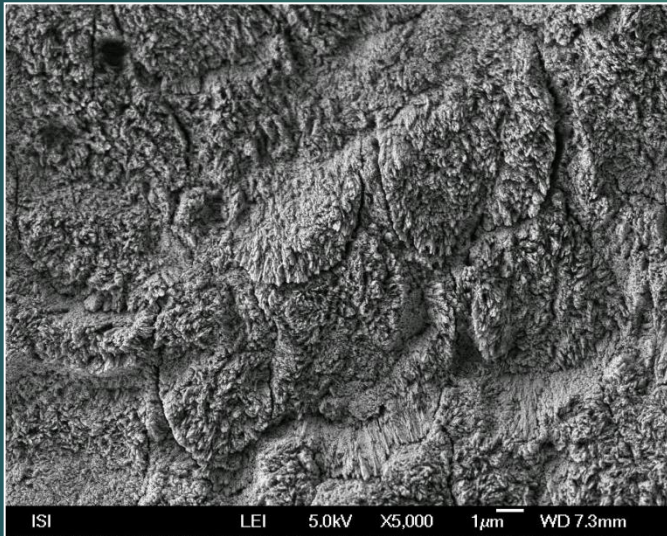
SEA



Samoleptací adheziva jsou
heterogenní skupinou s různou
účinností



TE



SE



Dvoukroková Samoleptací adheziva

- Kyselý hydrofilní primer – odpaření rozpouštědla, penetrace, rozpuštění smear layer
- Hydrofobní bond – zapečetí povrch

Jednokroková samoleptací adheziva

- Menší odolnost spoje, hydrofilní monomery – riziko hydrolýzy

Klasifikace SEA podle morfologie hybridní vrstvy

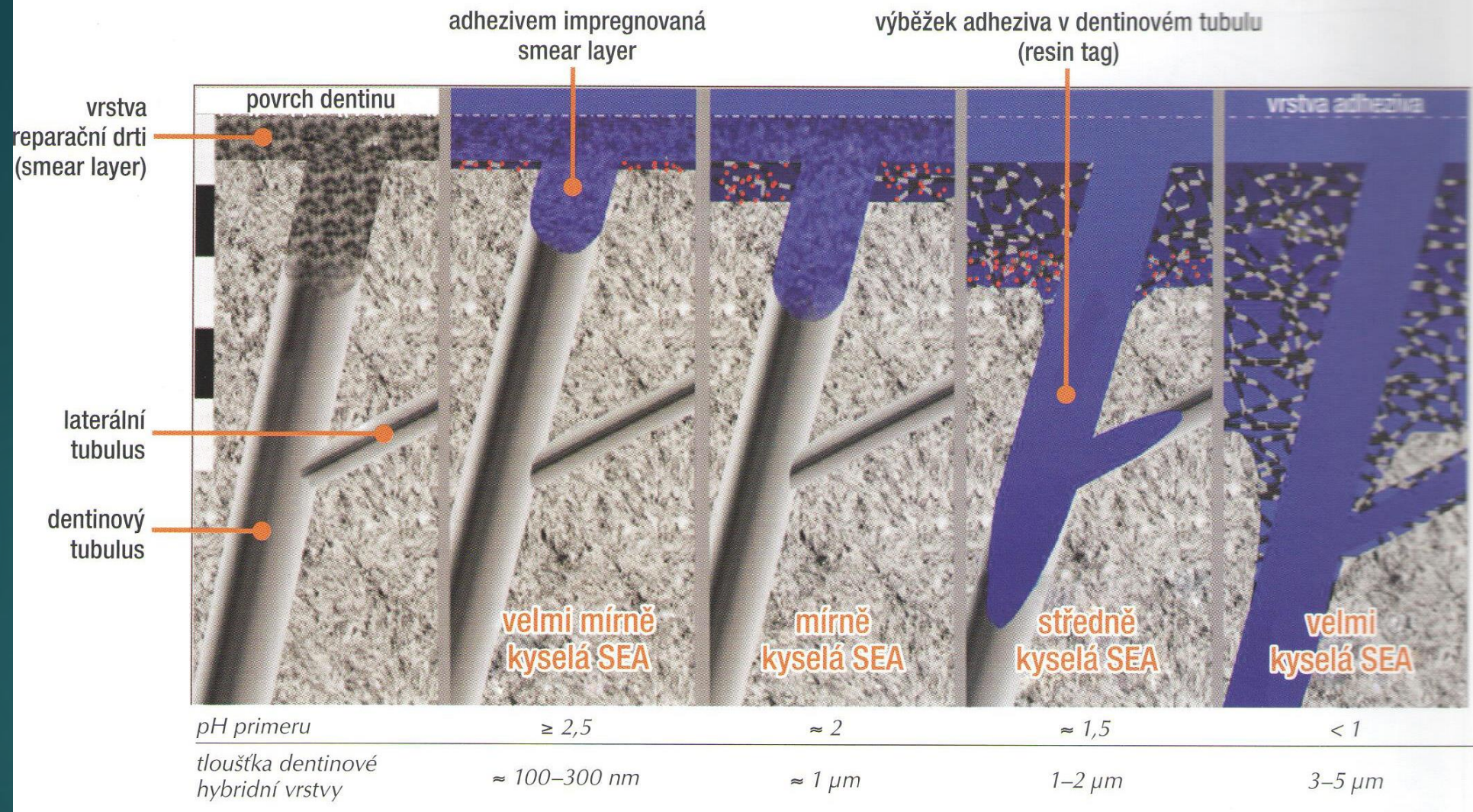
- Silně kyselá samoleptací adheziva
- pH menší než 1
- Vysoká pevnost vazby na sklovinu, dentinová hybridní vrstva 3 - 5 μ m, horší dlouhodobá odolnost vazby.
- *(velká demineralizace, mnoho volných iontů, difuze vody z dentinu, menší stupeň konverze –zbytky kyselého primeru, další rozpouštění v hloubce)*

Klasifikace SEA podle morfologie hybridní vrstvy

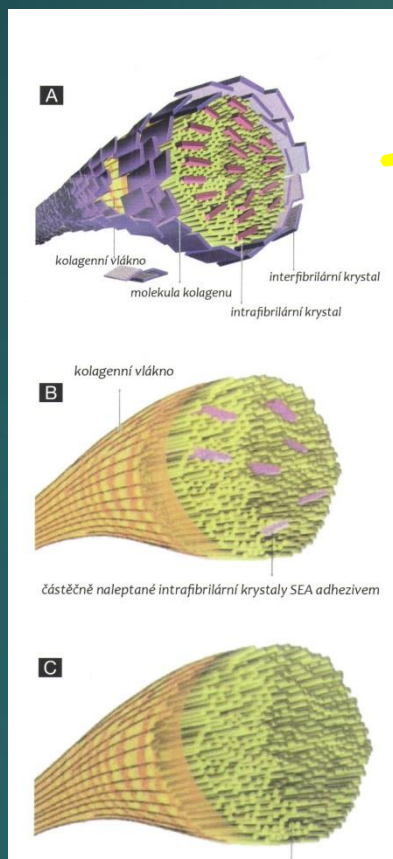
- Středně kyselá samoleptací adheziva
- pH cca 1,5
- Hybridní vrstva má 2 zóny. V horní části kompletní odvápnění vláken, v dolní ještě obsah krystalů hydroxylapatitu.
- *(Monomery se postupně neutralizují)*

Klasifikace SEA podle morfologie hybridní vrstvy

- Slabě kyselá samoleptací adheziva
- pH cca 2
- Problematická vazba ke sklovině, žádný efekt na aprismatickou sklovinu, po odstranění aprismatické skloviny ve sklovině fungovat mohou.
- Dentin mírně demineralizován, dlouhodobá trvanlivost vazby.
- *Kolagenní vlákna chráněna před hydrolýzou a proteolytickými enzymy (zůstává v nich část hydroxyapatitu)*
- *Vedle mikromechanické vazby se uplatňuje i chemická vazba mezi funkčními monomery adheziva a molekulami hydroxyapatitu.*



Zdroj obrázku: Dudek M. Adhezivní spoj a adhezivní systémy I. LKS 11/2013



Kolagenní vlákna s inter a intrafibrilárními krystaly hydroxyapatitu

Kolagenní vlákna s intrafibrilárními Krystaly hydroxyapatitu

Kolagenní vlákna zbavená krystalů hydroxyapatitu

Zdroj obrázku: Dudek M. Adhezivní spoj a adhezivní systémy I. LKS 11/2013



Aktivní a pasivní nanášení adheziva

Ve sklovině platí:

Lehké nanášení je pro naleptanou sklovinu

Vtírání je pro samoleptací systém



V dentinu platí:

Nanášíme vždy aktivně

Adhezivní spoj – faktory ovlivňující jeho kvalitu

- Struktura a složení zubních tkání, adheziva a kompozitního materiálu
- Povrchové vlastnosti zubních tkání, hlavně charakter a přítomnost smear layer, kontaminace vlhkostí, slinou, krví
- Geometrický tvar kavity-velikost a rozložení napětí působících na adhezivní spoj
- Mechanické zatížení adhezivního spoje
- Chemické vlivy přirozeného prostředí dutiny ústní a působení externích látek

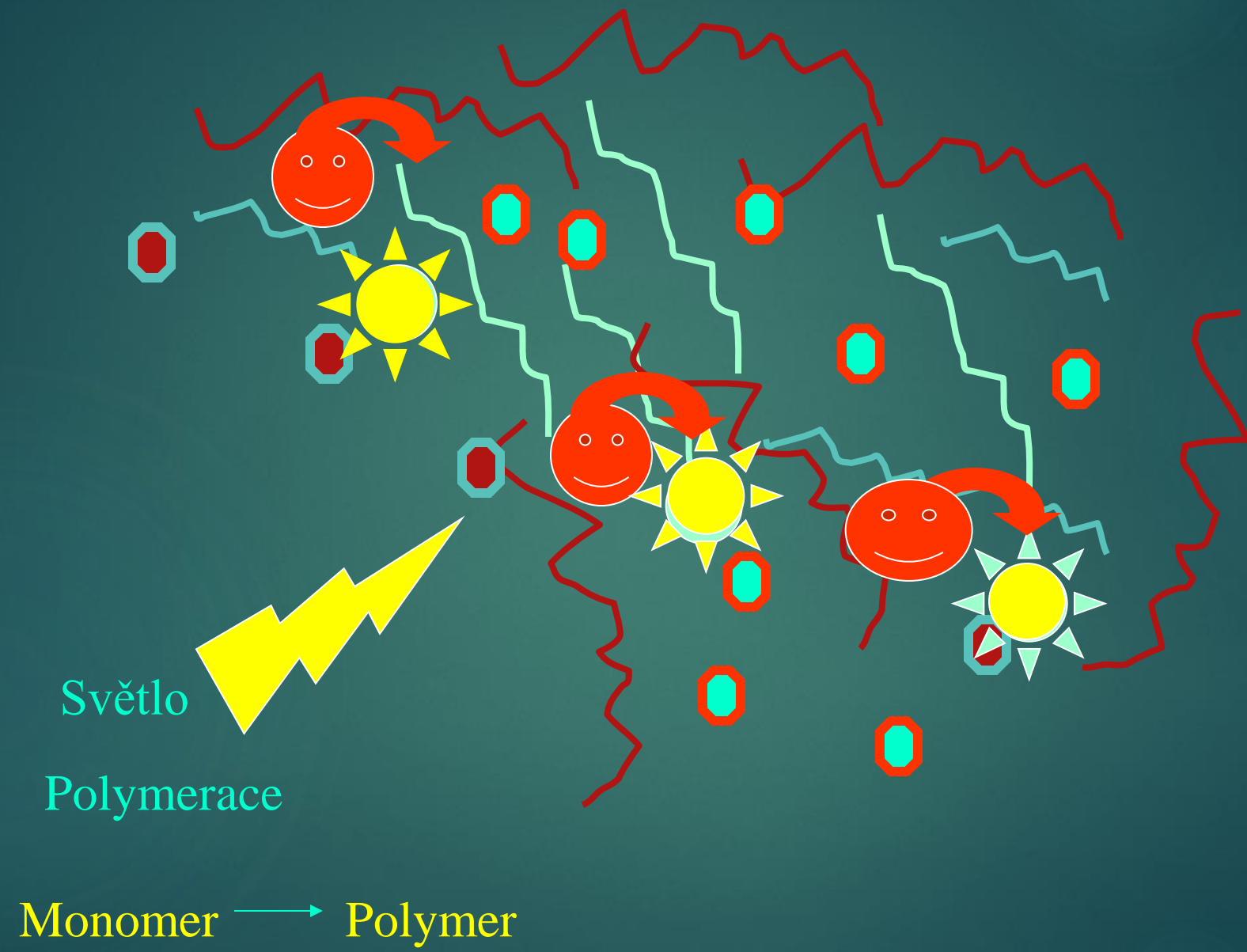
Konzervační zubní lékařství I.

1. přednáška

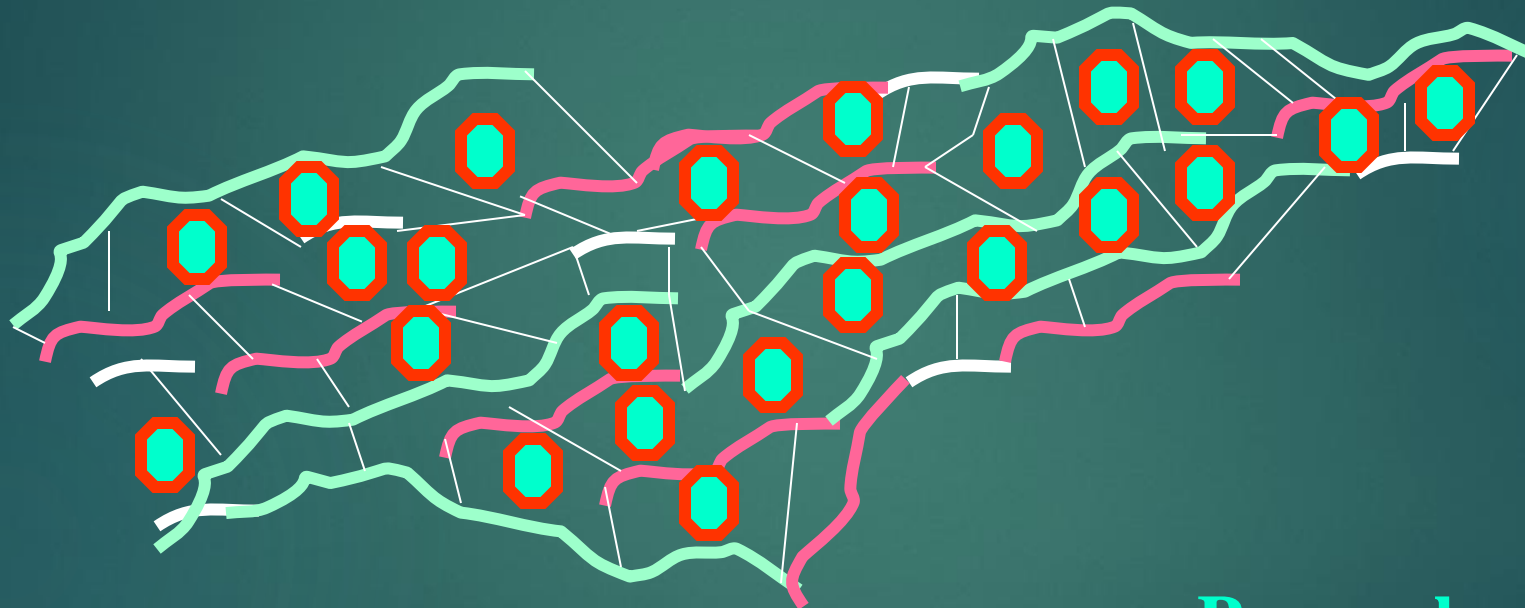
KOMPOZITNÍ VÝPLŇOVÉ MATERIÁLY 2.DÍL

Vlastnosti kompozitních materiálů

—	Plnivo	Pojivo
Pevnost v tlaku	↑	↓
Pružnost	↓	↑
Polymerační kontrakce	↓	↑
Pnutí	↑	↓
Nasákavost	↓	↑



Polymerní síť



-pregelová fáze (kompozit je ještě plastický, molekuly se spojují vzniká pnutí - gel point -postgelová fáze (uplatňuje se polymerační stres – je ohrožen okrajový uzávěr)

Pre -gel
Gel point
Post -gel

Co se děje při tuhnutí?

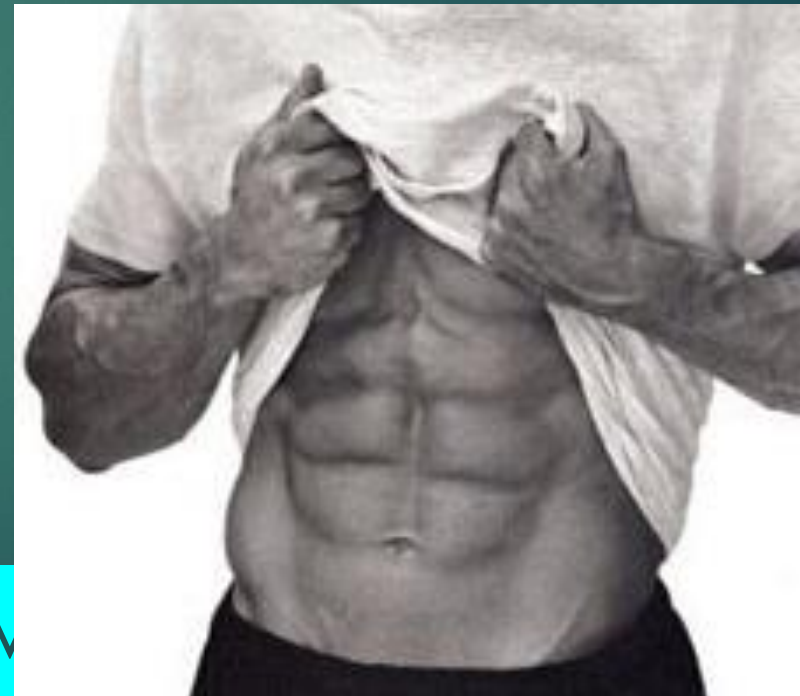
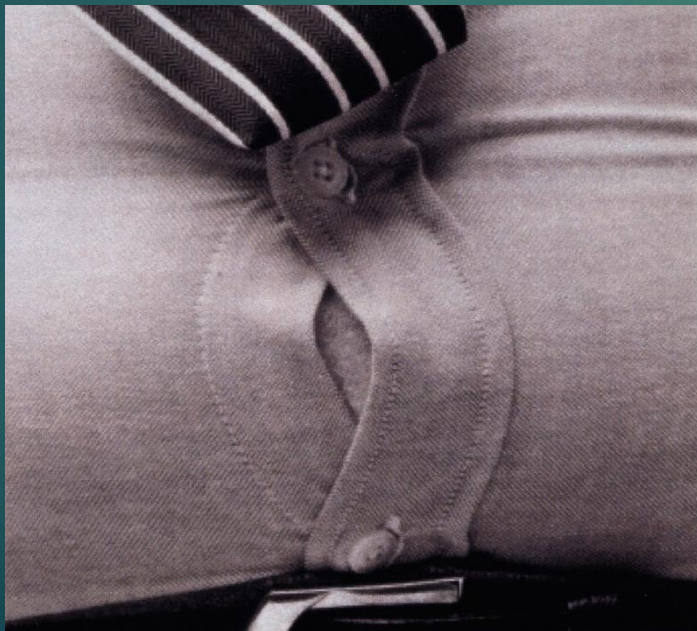
- Dochází k polymeračnímu smrštění a pnutí
- Vytvrzování
- Smrštění

Polymerační smrštění

67

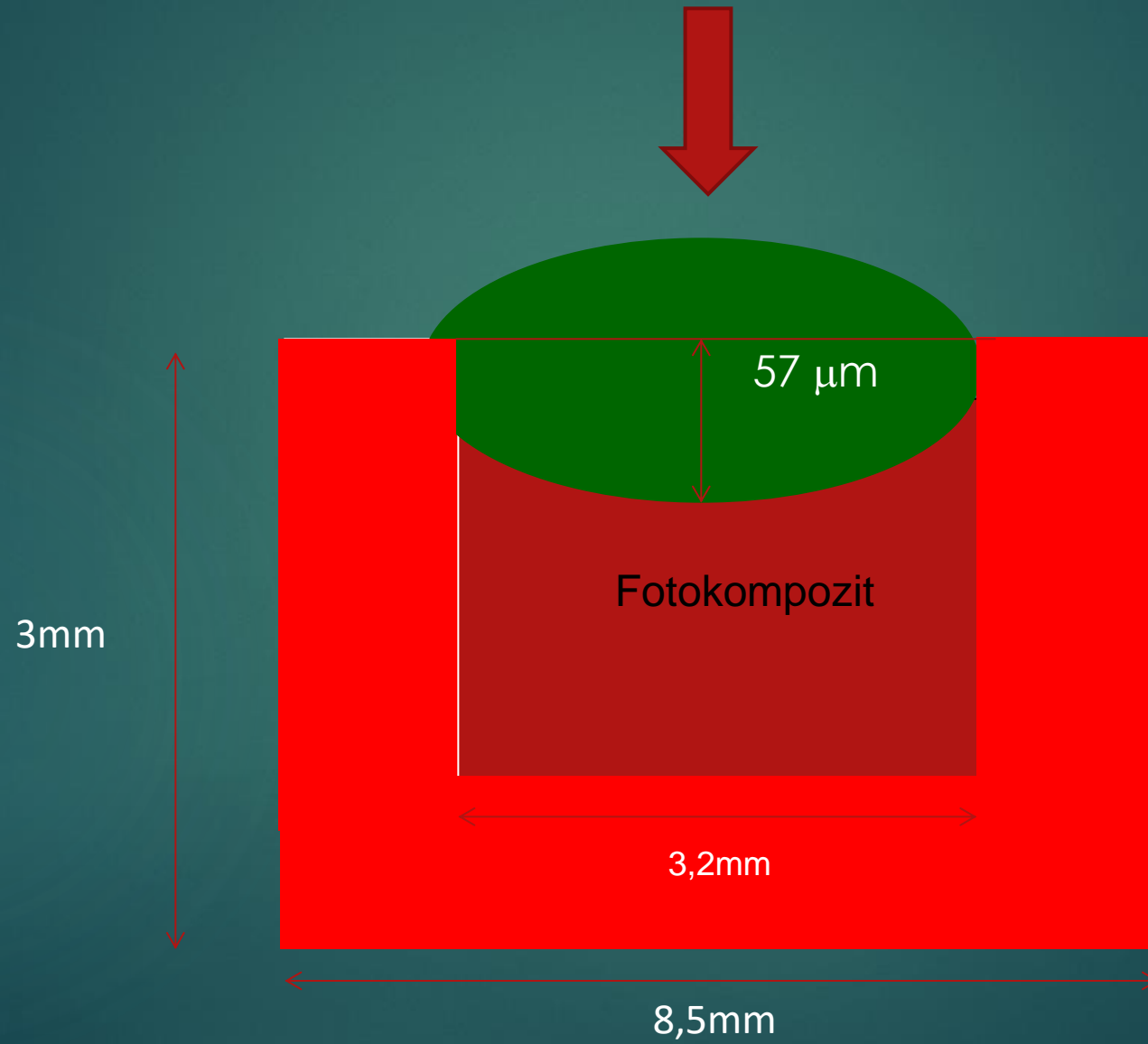


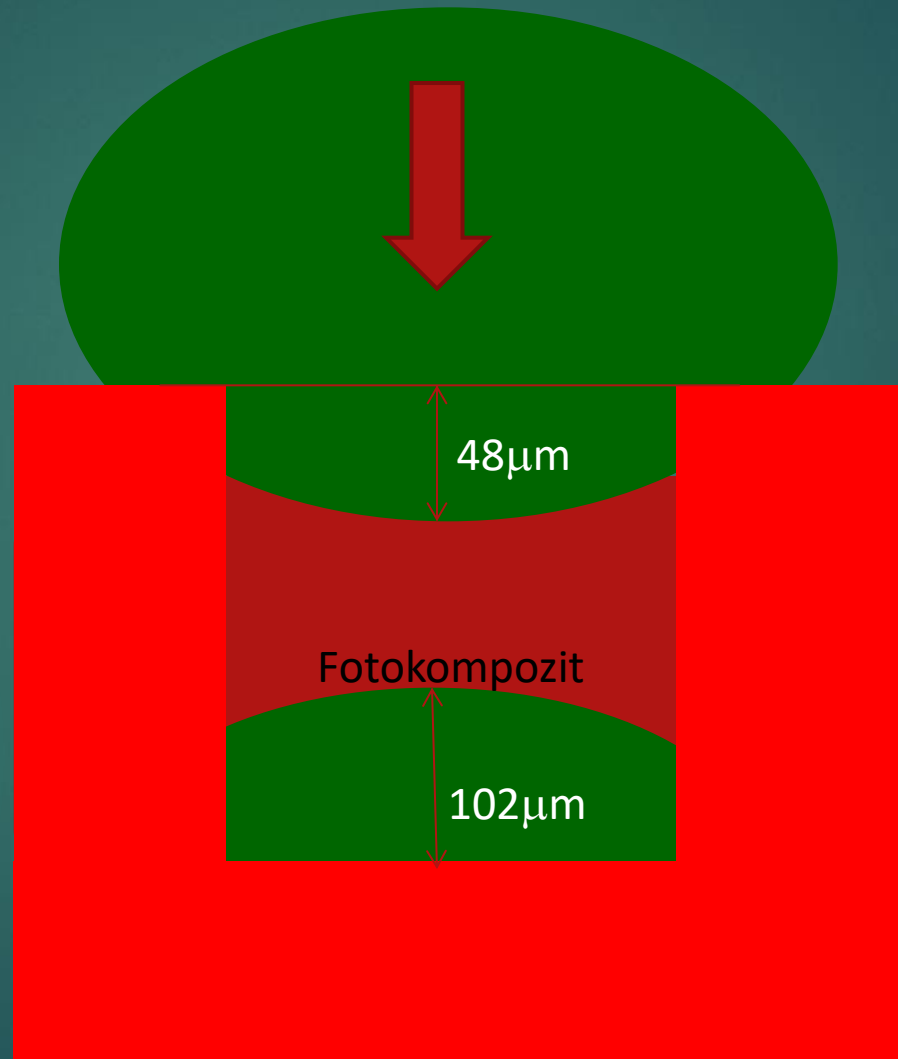
troubalikov
a@gmail.c
om

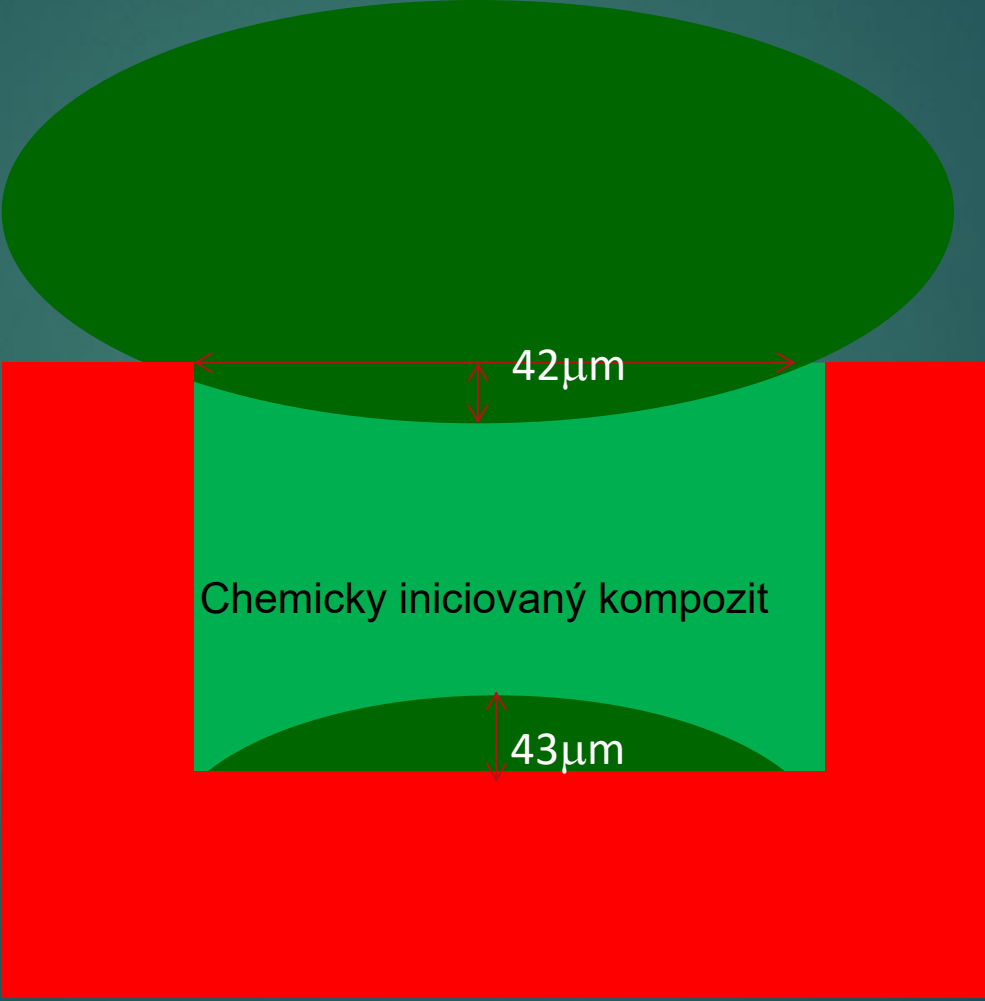


usobuje v

Mýtus o směru kontrakce kompozitu







V pregelové fázi dochází k pohybu molekul, pnutí se může realizovat deformací povrchu

V postgelové fázi nikoli – silná námaha adhezivního spoje

Riziko:

Netěsnost a trhliny

U chemicky iniciovaných kompozitů je delší pregelová fáze. Gel point nastává později.

- U fotokompozitů nastává gel point dříve.

- U chemicky iniciovaných kompozitů je delší pregelová fáze. Gel point nastává později. Pnutí má možnost se uvolnit!
- U fotokompozitů nastává gel point dříve. Pnutí má menší možnost se uvolnit.

Velikost polymeračního stresu ovlivňují:

Vlastnosti materiálu

Geometrie kavity

Způsob aplikace

Způsob polymerace

Velikost polymeračního stresu ovlivňují:

Vlastnosti materiálu

Geometrie kavity

Způsob aplikace

Způsob polymerace

Vlastnosti materiálu Hookův zákon:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E$$

ε poměrné délkové prodloužení

σ je mechanické napětí.

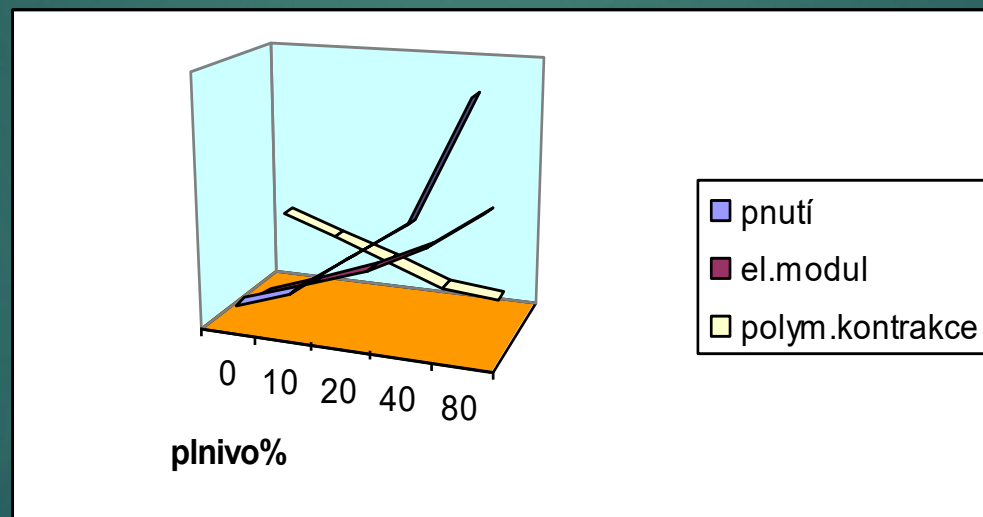


Čím tužší je materiál, tím větší je stres.

Velikost polymeračního stresu ovlivňují:

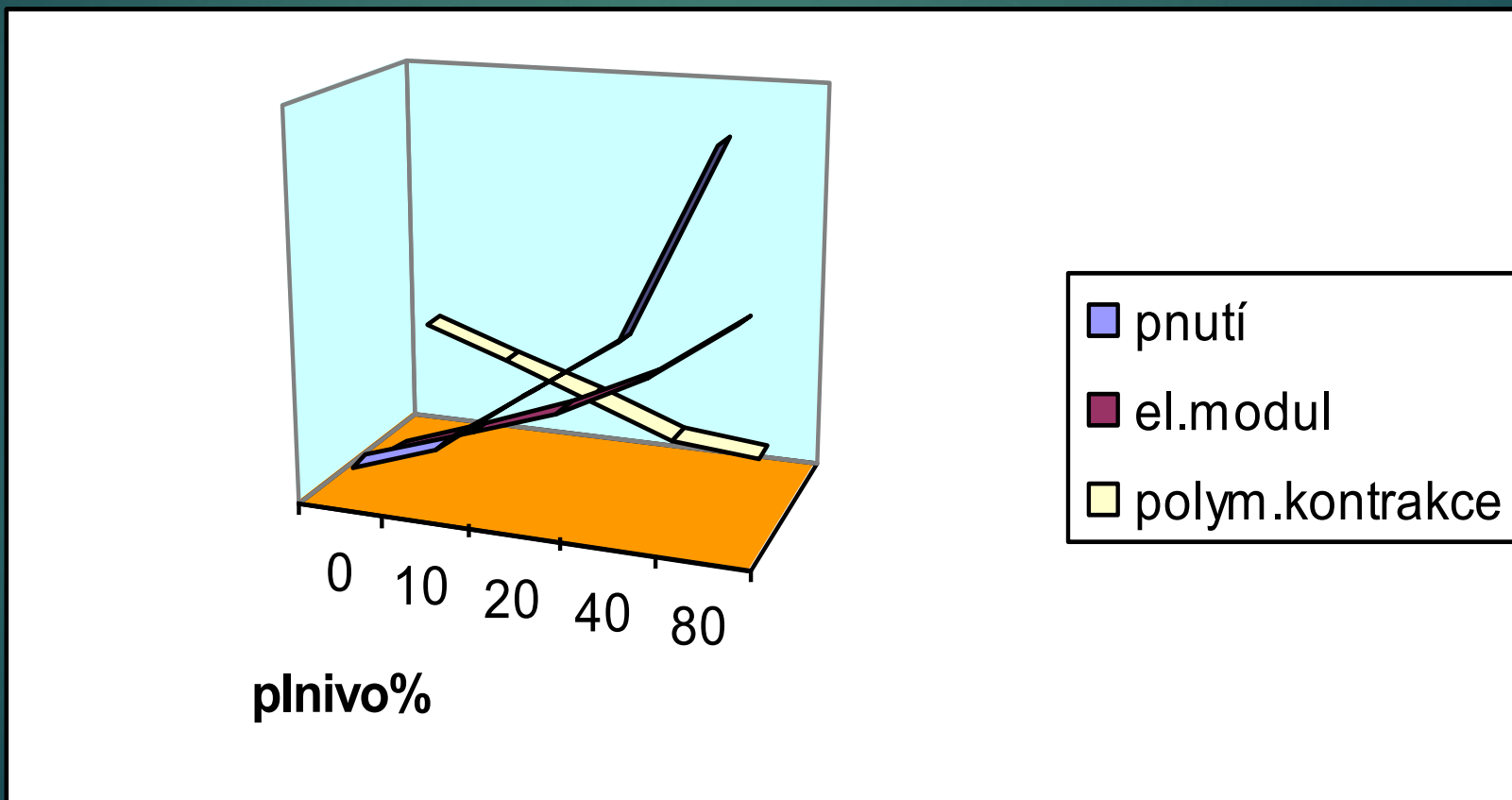
Vlastnosti materiálu

$$\sigma = \varepsilon \cdot E$$



Vliv obsahu plniva na

- pnutí,
- modul elasticity
- stupeň polymerační kontrakce



Velikost pnutí ovlivňuje:

Vlastnosti materiálu

Geometrie kavity

Způsob aplikace

Způsob polymerace

Konfigurační faktor – C faktor.

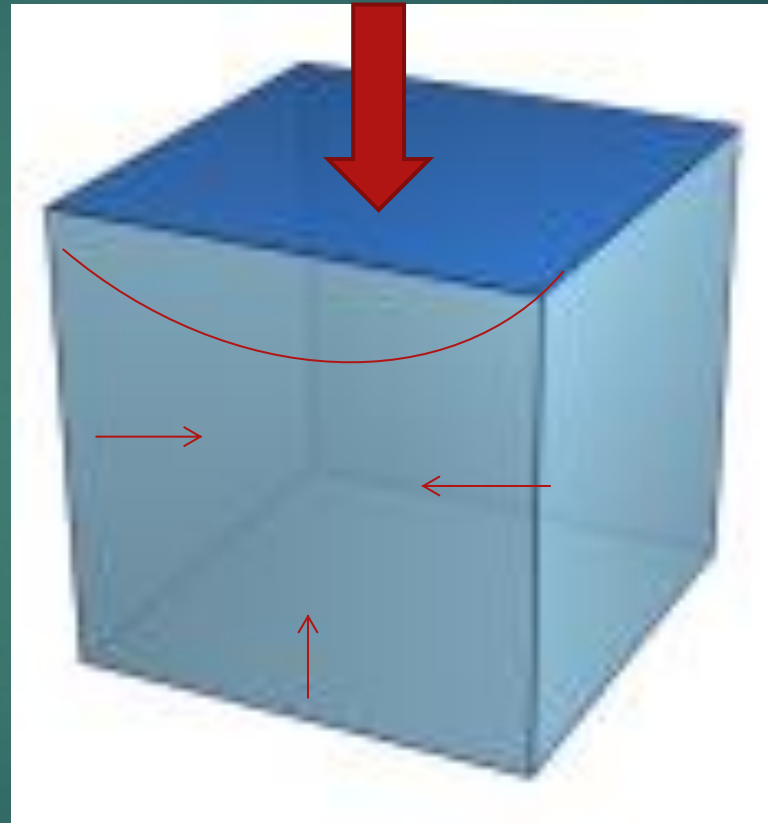
– Plocha adheze / volný povrch výplně

1:1 a méně je optimální

C- faktor

Suma vázané plochy

Suma volné plochy





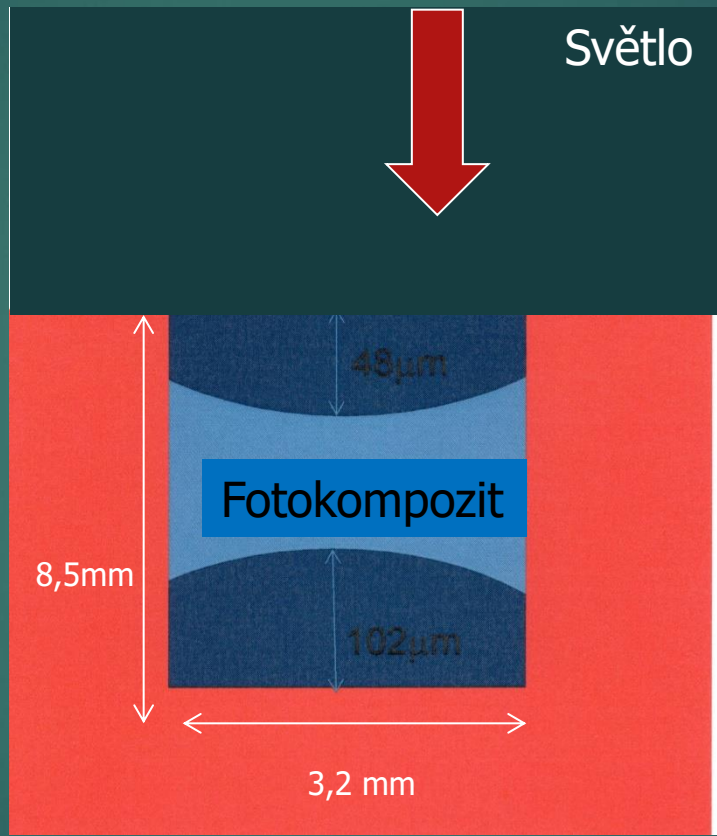
$$5:1=5$$



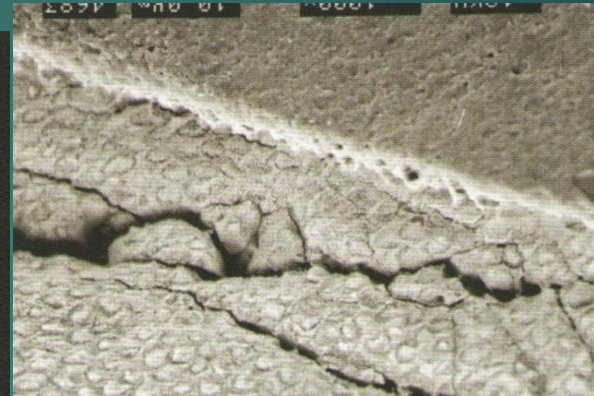
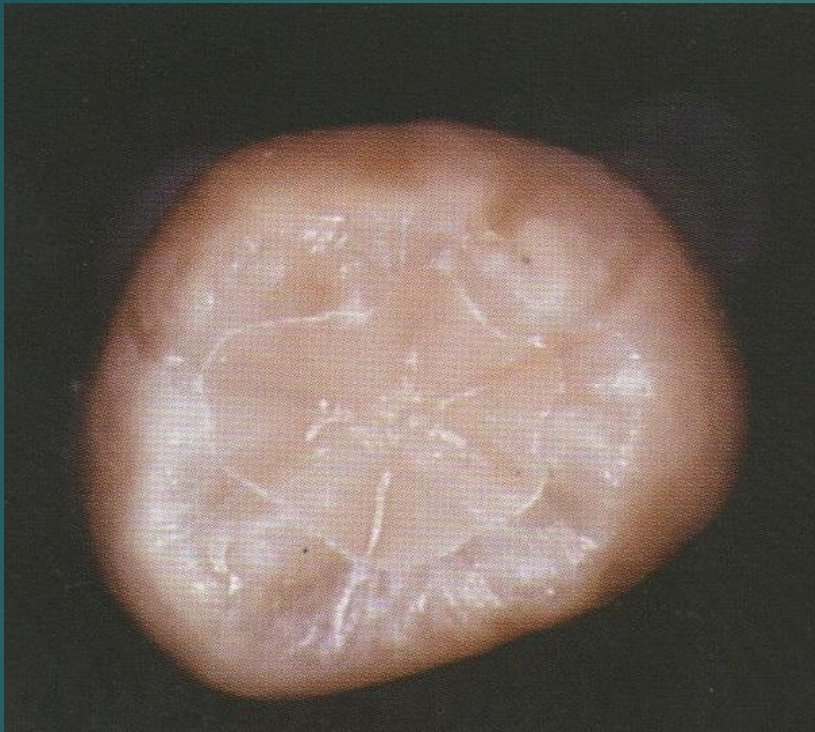
$$4:2=2$$



$$3:3=1$$



Nepříznivý c-faktor a důsledky



BÍLÁ LINIE – PEČETĚNÍ VÝPLNĚ



Trhliny ve sklovině, netěsnosti v dentinu

– Pečetění výplně má smysl.



Velikost pnutí ovlivňuje:

Vlastnosti materiálu

Geometrie kavity

Způsob aplikace

Způsob polymerace

Vytvořit první vrstvu tenkou

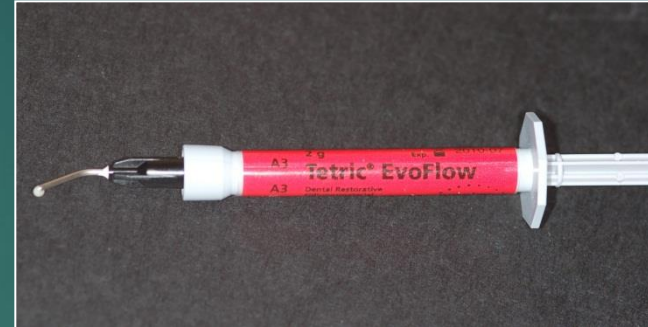
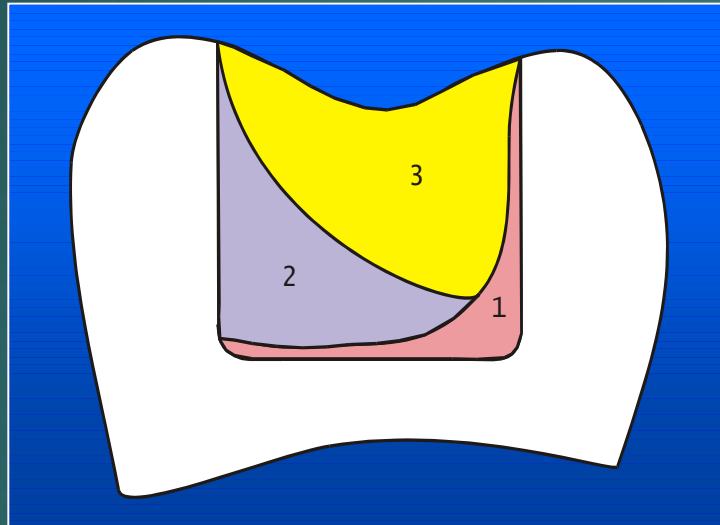
Smrštění tenké vrstvy – minimální pnutí

**Přispívá k lepší polymeraci polymerace
adheziva vzdušným kyslíkem**

Představuje velký povrch – pnutí se rozloží

**Tvoří elastické rozhraní – tlumí působení pnutí
dalších vrstev. (?)**

PRVNÍ VRSTVA FLOW – Adaptace výplně ke stěnám



Vrstvení materiálů

Vždy ponecháme
co největší volný povrch
tj. respektujeme C-faktor každého
místa kavity.

Velikost pnutí ovlivňuje:

Vlastnosti materiálu

Geometrie kavity

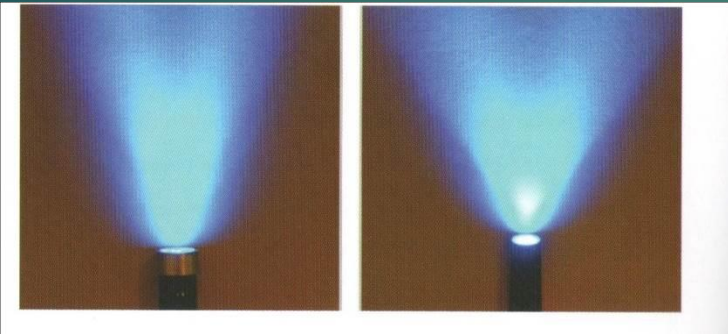
Způsob aplikace

Způsob polymerace

Jak polymerovat ?

Prodloužit pregelovou fází

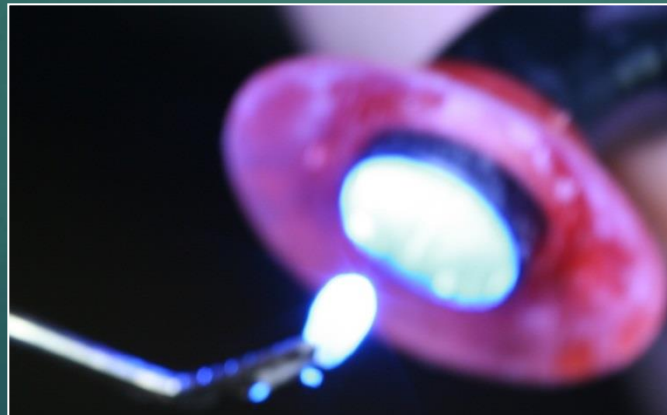
Soft start?



- ▶ Většina zubních lékařů polymeruje ze vzdálenosti 4 mm – 10 mm.

Volba materiálu jeho aplikace a polymerace

- Fotokompozit
 - tenké vrstvy s co největším volným povrchem
 - kombinace materiálů o různé konzistenci
 - vložení zpolymerovaného inkrementu



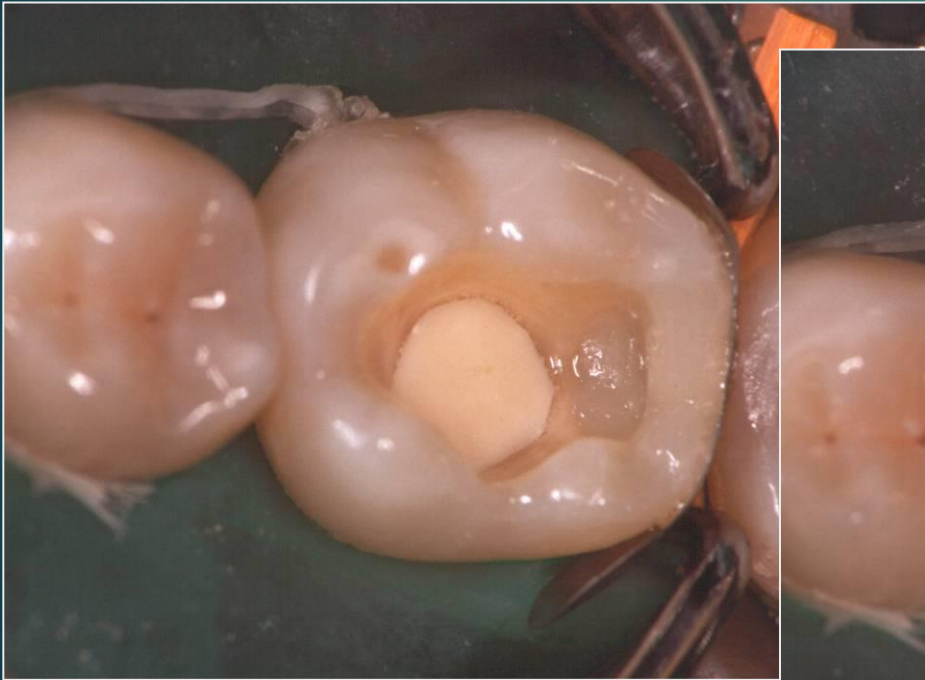
Volba materiálu jeho aplikace a polymerace

– Chemicky iniciovaný kompozit a fotokompozit



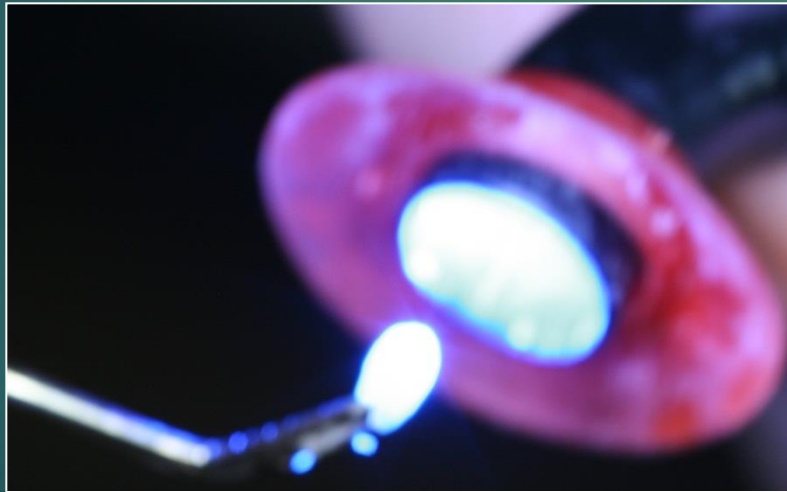
Volba materiálu jeho aplikace a polymerace

– Skloionomerní cement (a kompozit)



Velmi nepříznivý C-faktor

– Vložení zpolymerovaného inkrementu



Současné možnosti polymerace

– Halogenové lampy

– Plasma lampy

– LED lampy

– Laser

Polymerační lampy

97

- ▶ Halogenové
 - ▶ 600 -800 mW/cm²
- ▶ LED (3.generace)
 - ▶ 1000 -1800 mW/cm² modré
 - ▶ 50 – 100 mW/cm² fialové
- ▶ Plasma
 - ▶ 1500 - 2000mW/cm²

Energie a čas polymerace

- ▶ Doporučená dávka energie je 12000 – 16000 mJ/cm²

- ▶ 12 000 mW/s/cm² = Čas polymerace v sekundách
- ▶ Intenzita mW/cm²

Spektrum světla lampy a materiál

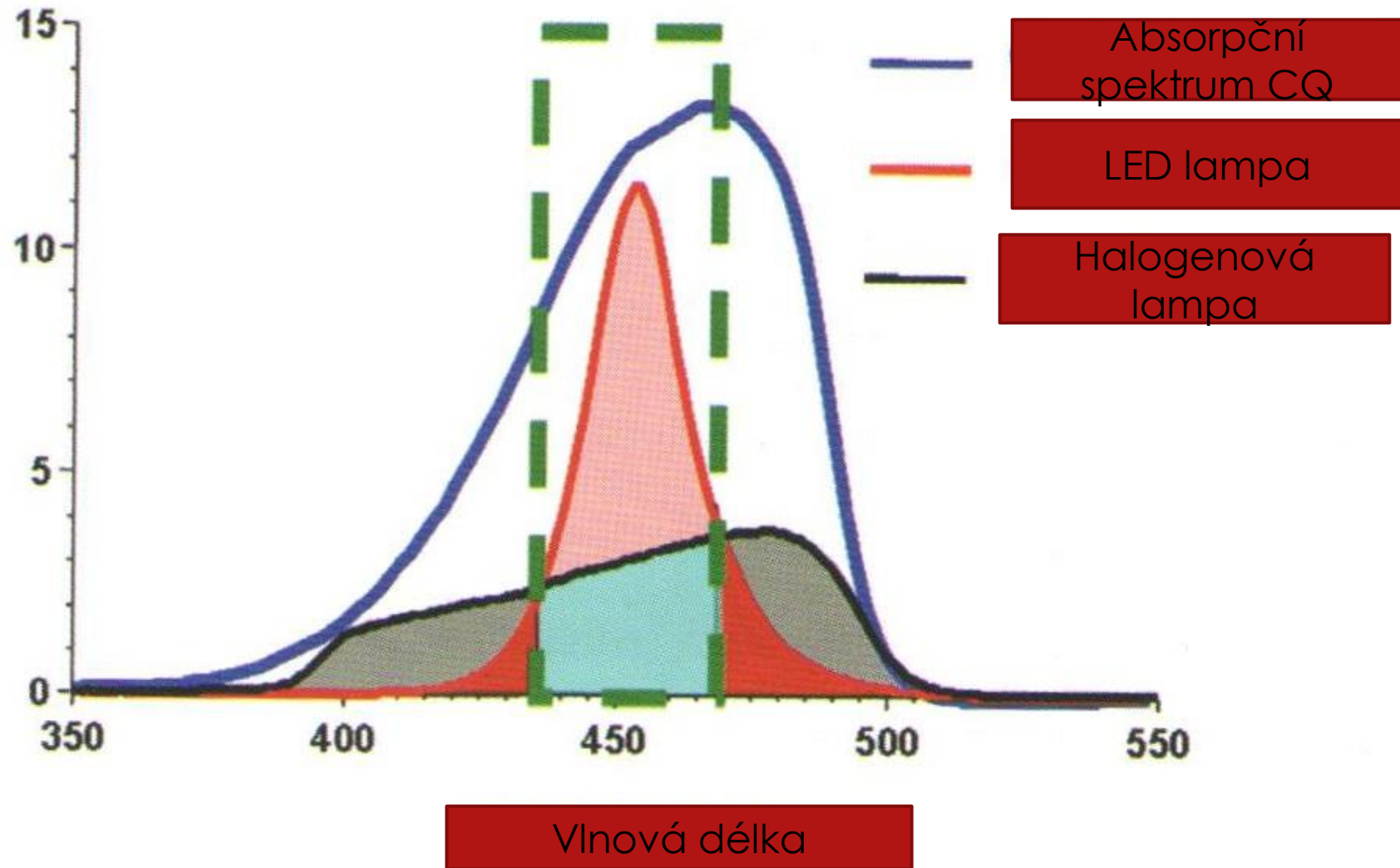
- ▶ Za vytvrzení kompozitu je odpovědný iniciační systém
- ▶ Fotoiniciátory absorbují světlo a předávají excitační energii aktivátoru, který se mění ve volné radikály
- ▶ Aktivátor nepotřebuje každý iniciátor (kafrchinon ano, TPO ne)
- ▶ Kafrchinon
- ▶ CQ
- ▶ Phenylpropandion
- ▶ PPP
- ▶ Trimethylbenzoylphosphinoxid TPO

Absorpční spektrum fotoiniciátorů

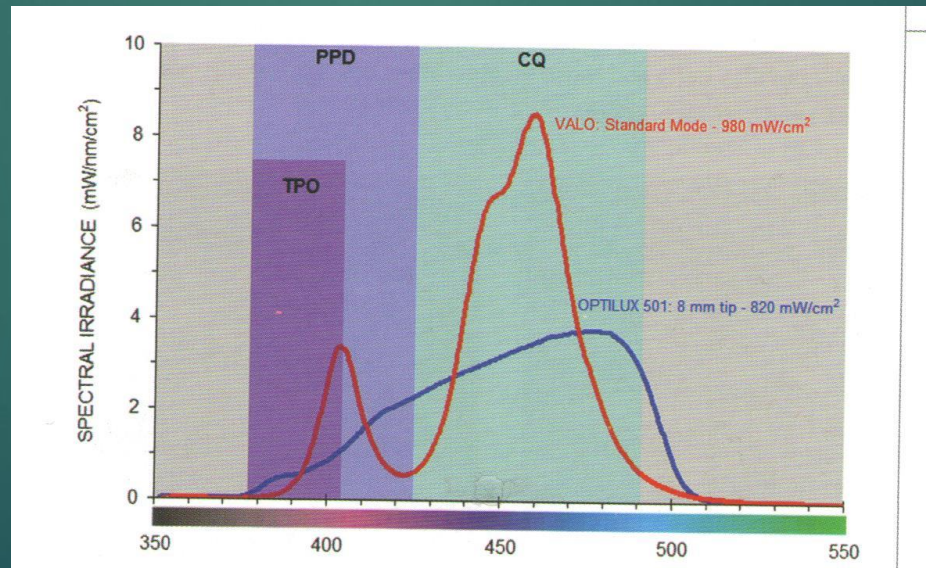
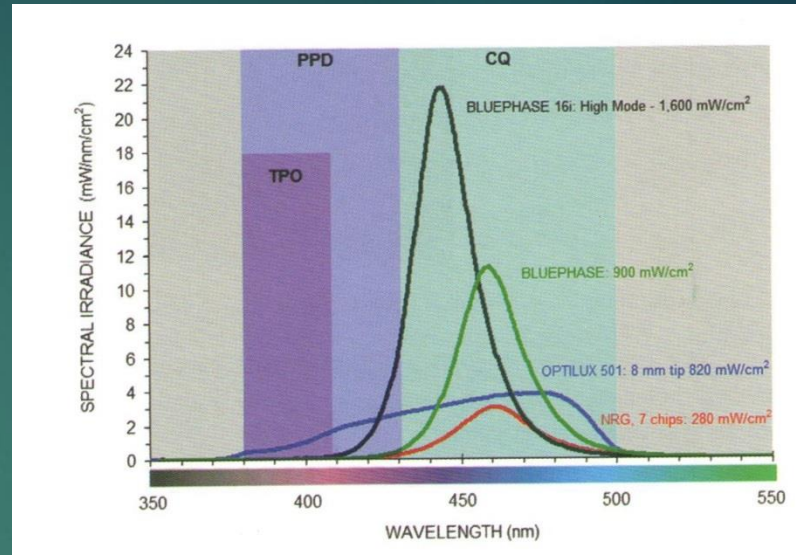
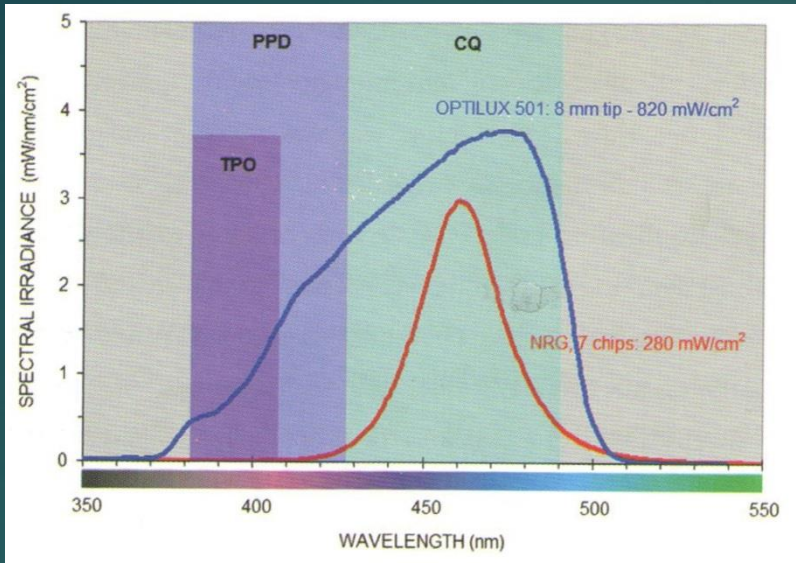
Fotoiniciátor	Absorpční spektrum (nm)	Maximum (nm)
CQ	440 - 500	470
PPD	380 - 430	400
TPO	350 - 410	380

Absorpční spektrum kafřchinonu a efekt lamp

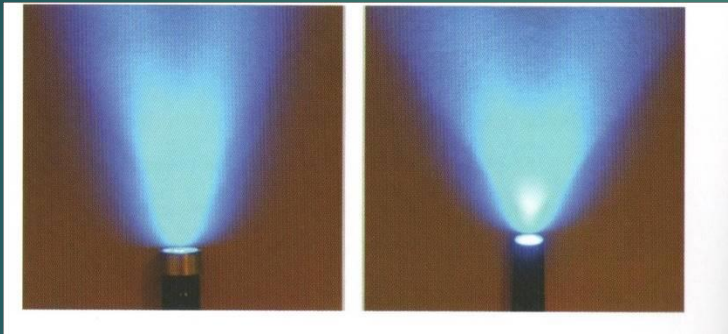
Spektrální iradiance $\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$



Vlnová délka



Volba světlovodu



Standardní a kónický světlovod

- ▶ Menší plocha konce světlovodu koncentruje více energie, avšak rozptyl světla je větší.
- ▶ Většina zubních lékařů polymeruje ze vzdálenosti 4 mm – 10 mm.
- ▶ Za běžných podmínek je jistější použití standardního světlovodu.

Faktory ovlivňující kvalitu vazby

1) Leptání

Příliš dlouhé leptání zasahuje hlubší struktury skloviny, ztěžuje pronikání pryskyřice na hranici neleptané tkáně

Faktory ovlivňující kvalitu vazby

2) Sušení

Přesušení dentinu po leptání způsobuje kolaps kolagenní dentinové sítě a dramaticky snižuje vazebnou sílu



Faktory ovlivňující kvalitu vazby

3) Doba aplikace

Příliš krátká doba aplikace nedovolí dokonalé odpaření rozpouštědla a kompletní hybridizaci. Kritické zejména pro samoleptací systémy.

Faktory ovlivňující kvalitu vazby

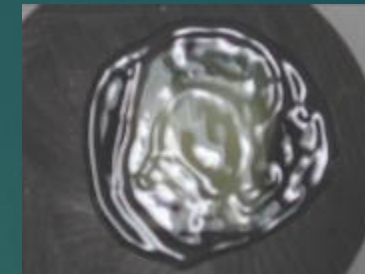
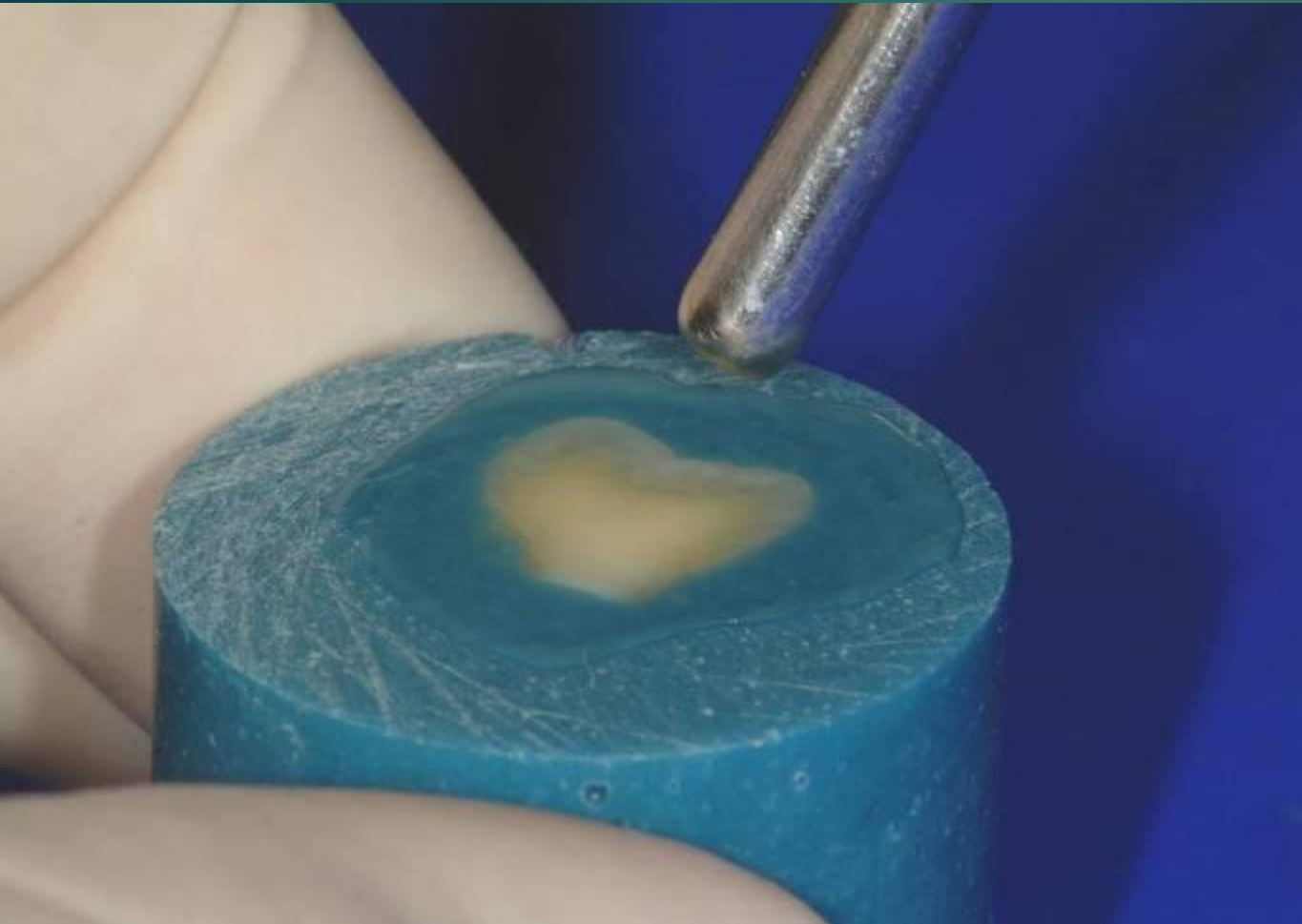
4) Rozfoukání

Příliš tenká vrstva adheziva nedovolí úplnou Polymeraci díky inhibici vzdušným kyslíkem.

Příliš silná vrstva může obsahovat ještě rozpouštědlo.

Je třeba dosáhnout translucence

108



Iroubalikov
a@gmail.c
om

Faktory ovlivňující kvalitu vazby

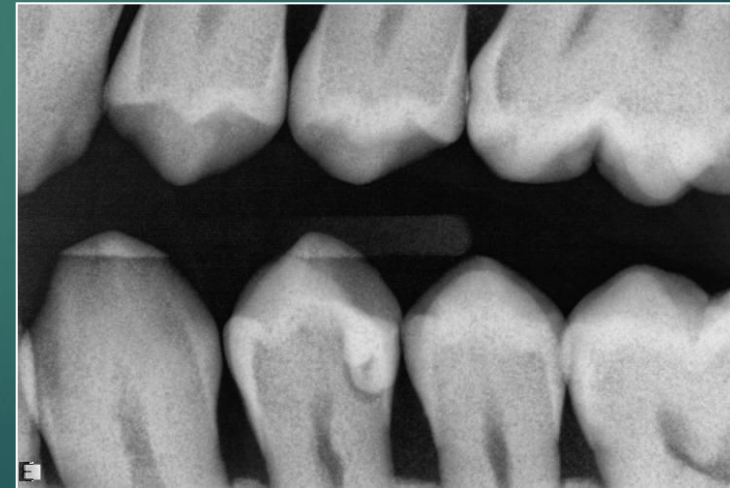
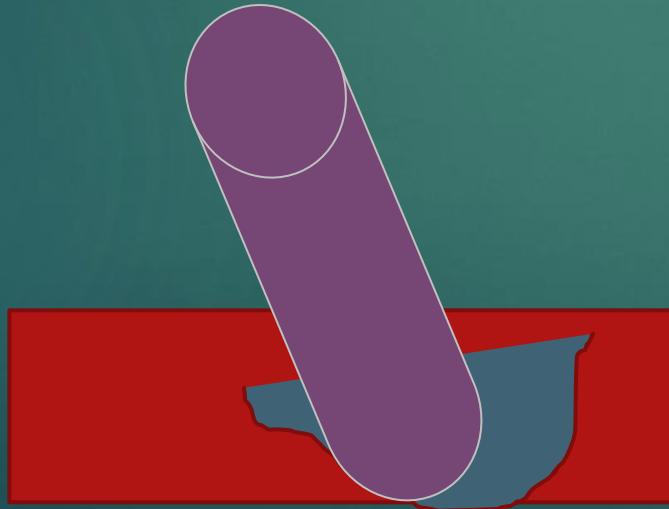
5) Fotopolymerace

Příliš krátké nebo nedokonalé svícení způsobuje nedokonalou polymeraci materiálu a jeho nižší soudržnost může být příčinou pooperační senzitivity.

Faktory ovlivňující kvalitu vazby

6) Aplikace kompozitu

Nedokonalá kondenzace kompozitu vede k netěsnostem ve výplni



Faktory ovlivňující kvalitu vazby

7) Kontaminace

Krev, Sulkulární tekutina

Aj.....



Faktory ovlivňující kvalitu vazby

8) Znehodnocené adhezivum

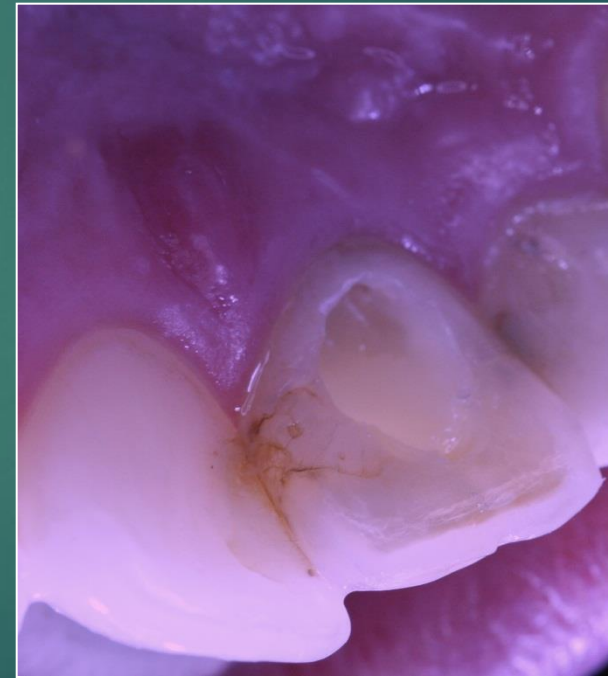
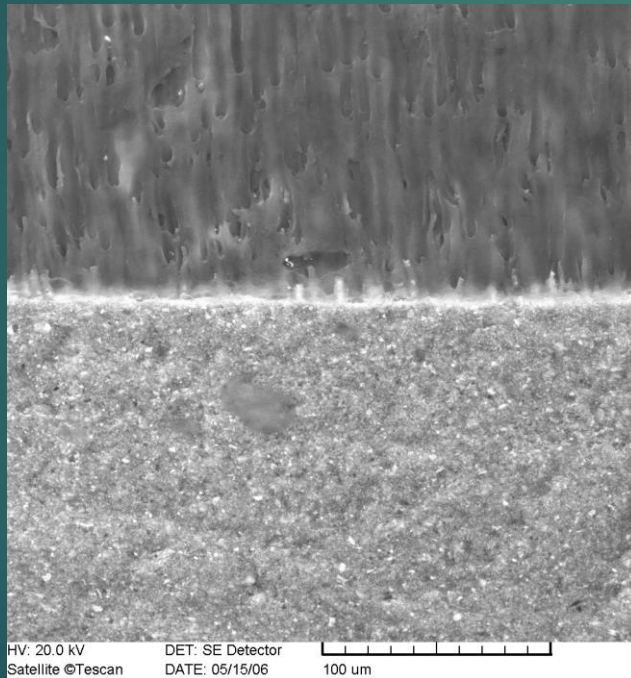
Po expiraci, po odpaření rozpouštědla.



9) Polymerační smrštění

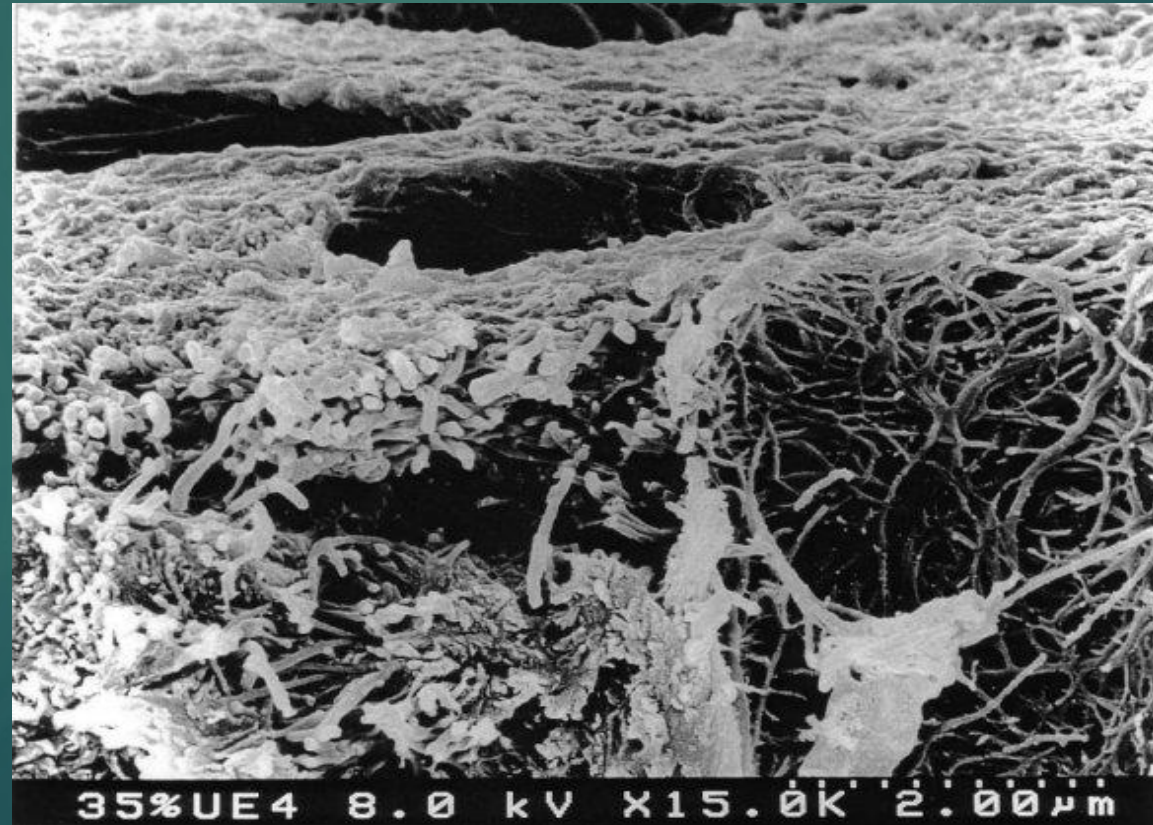
Faktory ovlivňující kvalitu vazby

10) C - faktor



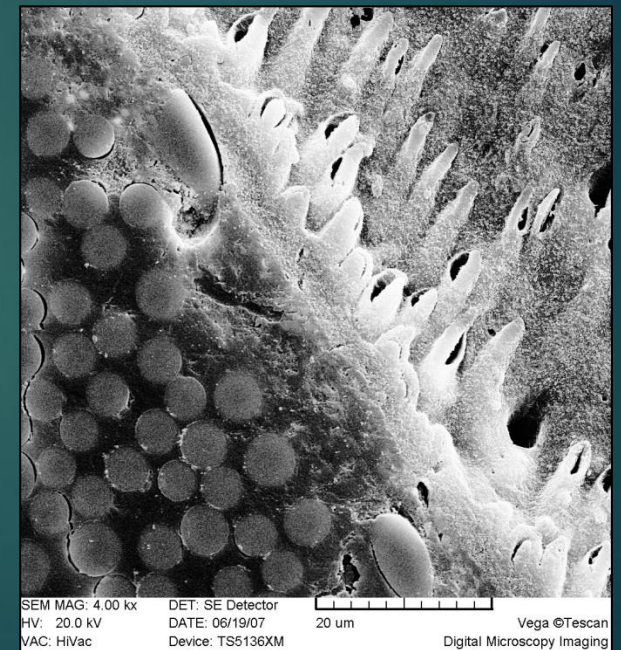
Faktory ovlivňující kvalitu vazby

11) Autodegradace kolagenu dentinu



Význam chlorhexidinu

- Široký antibakteriální účinek
- Dlouhodobá vazba na povrchy
- Inhibitor proteázy



Samoleptací technika nebo totální leptání?

- Sklovina je po aplikaci samoleptacích systémů méně členitá, pevnost vazby je nižší
- U dentinu nehrozí kolaps kolagenní sítě
- Samoleptací adheziva jsou hydrolyticky méně stabilní

- Rozsáhlá plocha skloviny – spíše TEA
- Rozsáhlá plocha dentinu – spíše SEA
- Selektivní bonding

Závěr

- Kompozitní materiály lze připojit k zubním tkáním kvalitně a dlouhodobě.

Srovnání mechanických vlastností výplňových materiálů

	<u>Pevnost v tlaku MPa</u>	<u>Pevnost v ohybu MPa</u>
▶ Kompozity	150	100
▶ Skloionomery	80	25
▶ Amalgam	500	30



Bulk fill - materiály

Lze vytvrdit v silnější vrstvě

- ▶ Vyšší translucence
- ▶ Více fotoiniciátorů
- ▶ Některé tuhnu chemicky nebo duálně
- ▶ Některé jsou plněny krátkými vlákny

Applikace může být rychlejší

Silnější vrstvy – ne více než 3 mm

Polymerační smrštění a polymerační stres nejsou vždy kompenzovány

Review

Bulk-Fill Resins versus Conventional Resins: An Umbrella Review

Gonçalo Silva 1, Carlos Miguel Marto 1,2,3,4,5,6 , Inês Amaro 1,2,3,5,6, Ana Coelho 1,2,3,5,6 , José Sousa 1,2, Manuel Marques Ferreira 2,3,5,6,7 , Inês Francisco 2,3,5,6,8 , Francisco Vale 2,3,5,6,8 , Bárbara Oliveiros 2,3,5,6,9 , Eunice Carrilho 1,2,3,5,6 and Anabela Baptista Paula 1,2,3,5,6,8.*

They present greater translucency and, consequently, better light dissipation in the composite resin, with photo initiators allowing a greater polymerisation depth and polymerisation modulators allowing for less polymerisation shrinkage. Bulk-fill resins can be categorised into two groups, base with low viscosity and fullbody with high viscosity, depending on the purpose for which they are used, namely the restoration type and its mechanical requirements. The first group, having a low viscosity, is easy to sculpt and can be sonically activated to become more fluid and more easily adaptable to the cavity walls. Normally, the application of flowable bulk-fill resins can be carried out using a syringe, since they are characterised by their high fluidity. Thus, the application is simpler, allowing use of the composite resin in cavities that are more difficult to access. However, this type of composite resin is often associated with low strength, and it is necessary to cover it using conventional composite resins, thus hiding the more transparent aspect of the restoration by bulk-fill composite resins.

Comparison:

Overall, although without statistical significance, the confidence interval for the OR (odds ratio) is most favourable to the use of conventional resin, as it is about five times more likely to obtain a good result with conventional resin than with bulk-fill resin.

Bulk filly heterogenní skupina

- ▶ Flow

Dobrá marginální adaptione , převrstvit kompozitním výplňovým materiálem

- ▶ 2.

Kondenzovatelné kompozity - kombinace s flow materiály.

- ▶ 3. Sonické materiály

Vibrace způsobuje změny viskozity – adaptace

- ▶ 4.

Sonic Fill



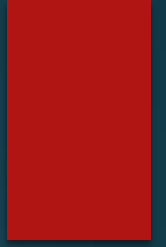
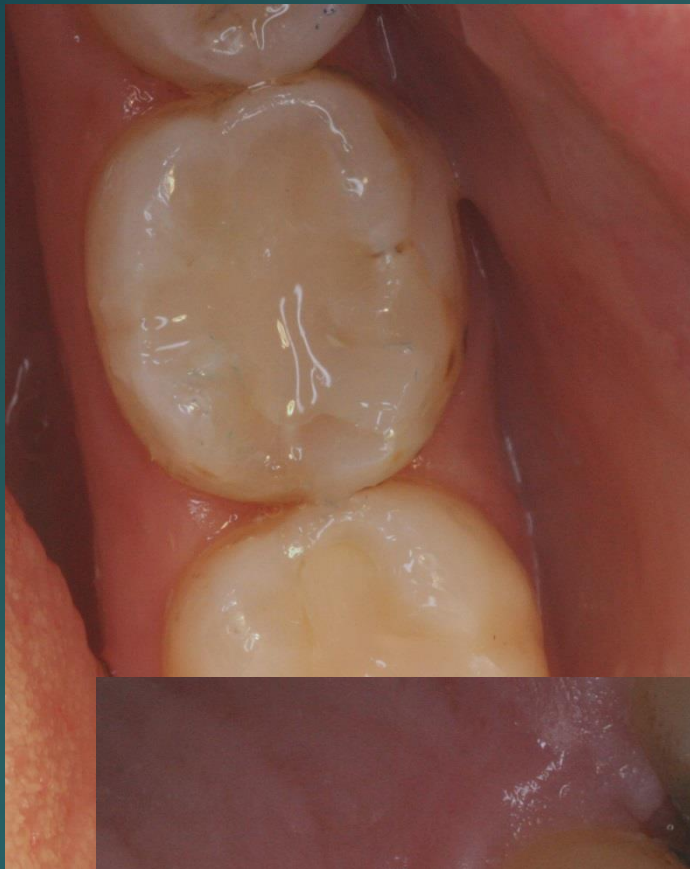
Možnost plnění kavity v jednom bloku
(do 5 mm)

Sonická „aktivace“ – změna viskozity

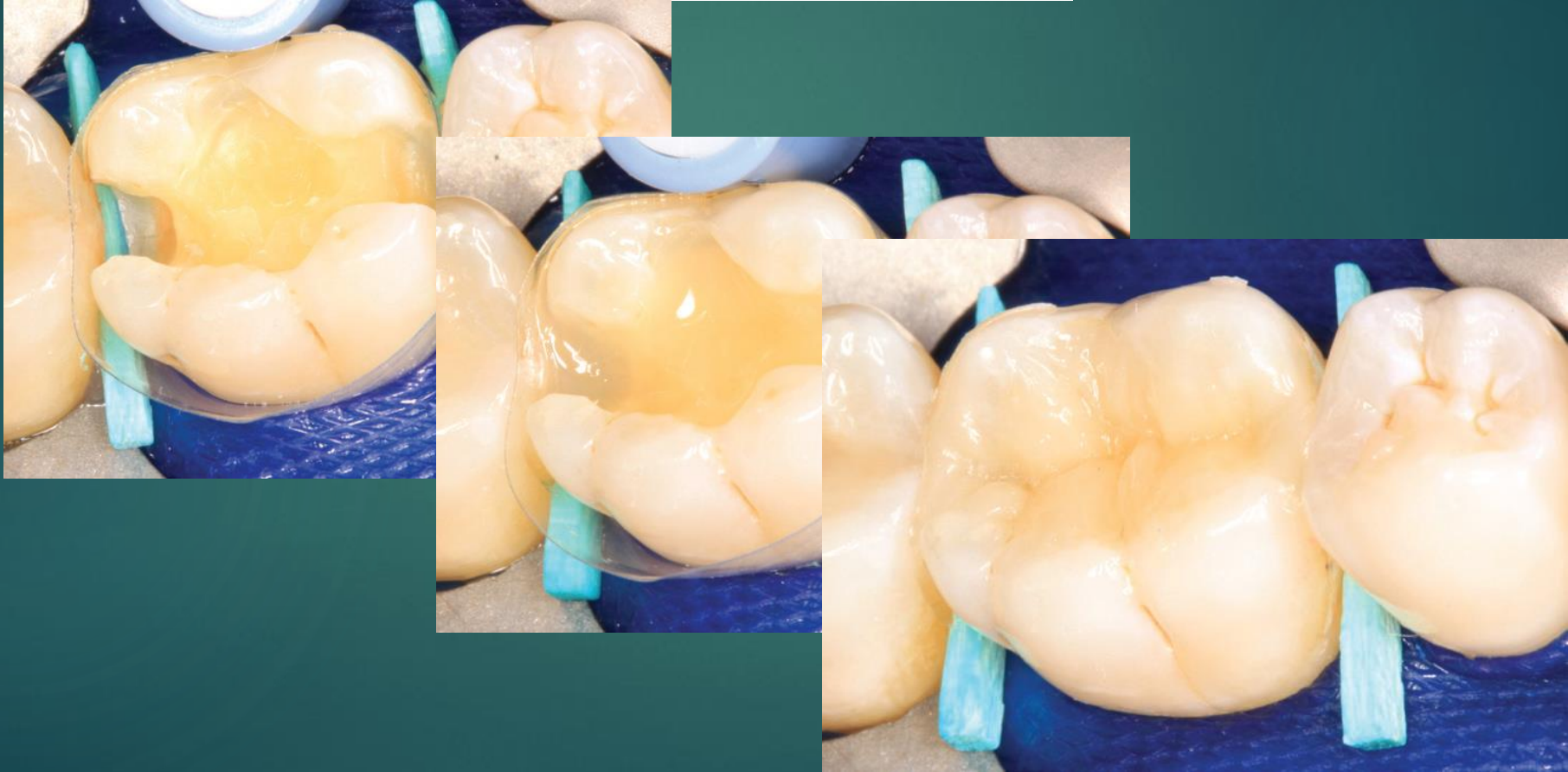
Vnitřní rozptyl světla – dobrá estetika

Chybí dlouhodobé zkušenosti

Dosavadní srovnání s jinými materiály je +/-











Problémy většiny bulk fill materiálů

- ▶ Horší estetika
- ▶ Nižší polymerační stres
- ▶ Dodržení adhezivní procedury
- ▶ Hloubkam kavity musí být změřena

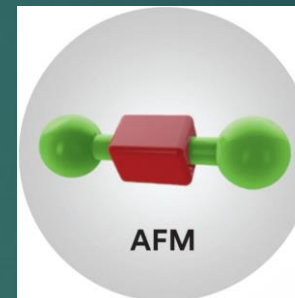
Příklad „alternativy“ amalgámu

- ▶ Primárně chemicky tuhnoucí materiál s možností světelné iniciace
- ▶ Uvolňování iontů F, Ca, OH (Alkasit)
- ▶ Chemicky tuhnoucí primer

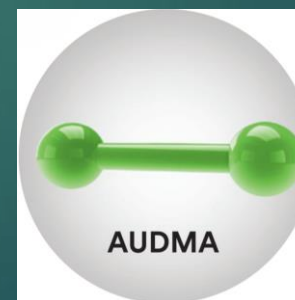


Technologie One bulk

Molekuly monomeru se štěpí – nižší polymerační stres



Dlouhá molekula monomeru – nižší polymerační smrštění



?

?

?

?

?

