

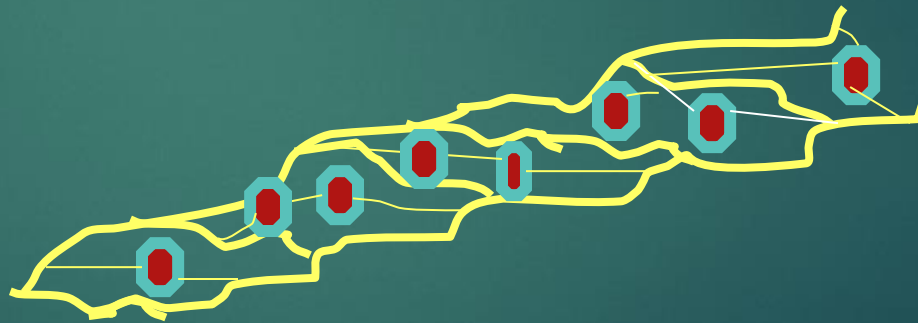
Konzervační zubní lékařství I.

1. přednáška

KOMPOZITNÍ VÝPLŇOVÉ MATERIÁLY

Kompozitní materiály

Chemicky vázaná kombinace
vhodného síťovaného polymeru s
anorganickým plnivem.



Historie

- ▶ Dimetakryláty
- ▶ Bowen 1960 – Bowenův monomer
- ▶ Bucoconore 1955 – leptání skloviny



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 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 blízko 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 minového 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

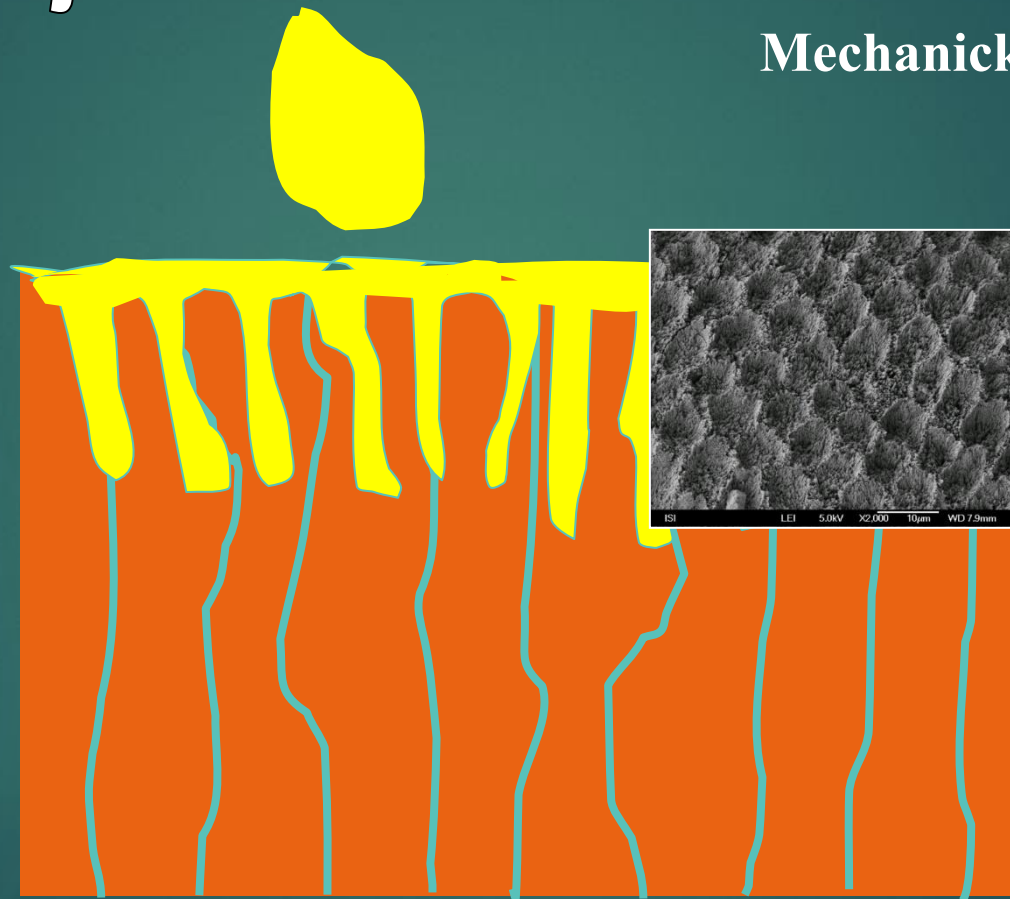
Bond

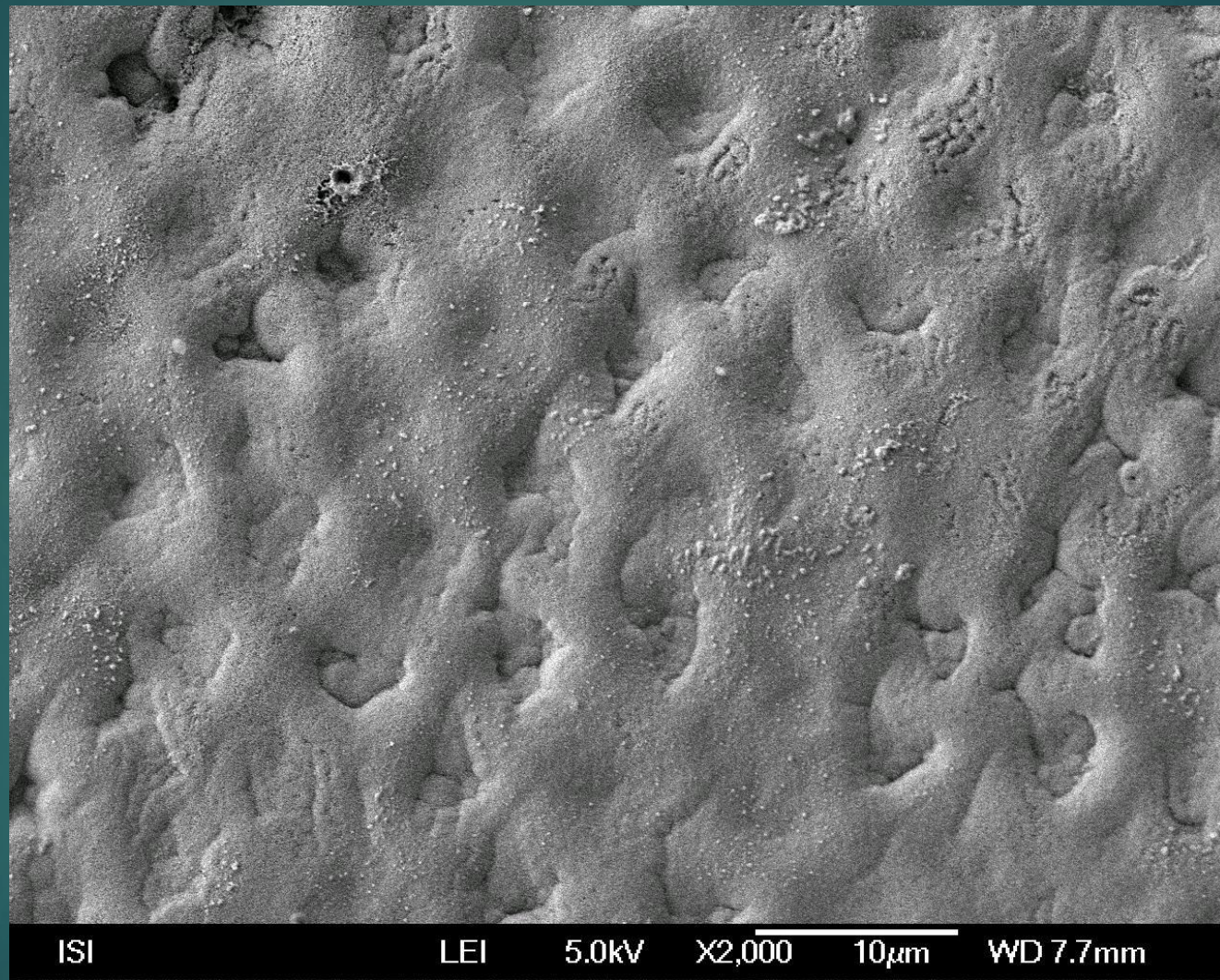
– Zatéká do nerovností ve sklovině, kopolymeruje s kompozitem

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

Připojení ke sklovině

Mechanické

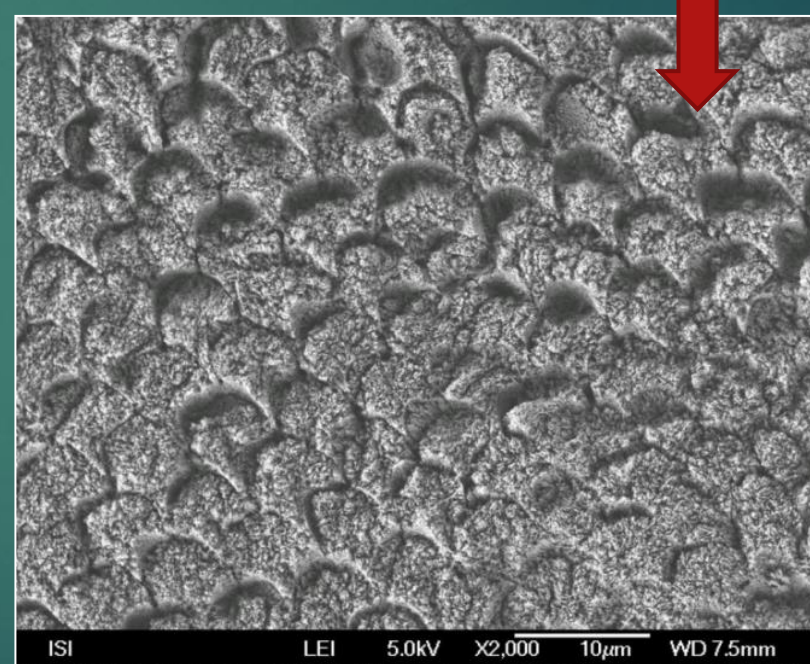
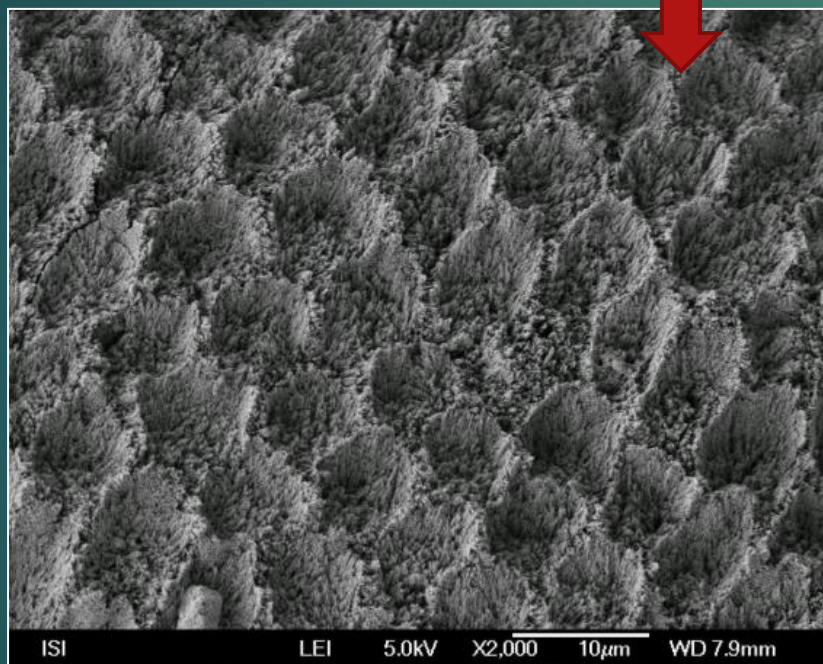




Obraz skloviny po odstranění aprismatické vrstvy
a leptání kyselinou ortofosforečnou

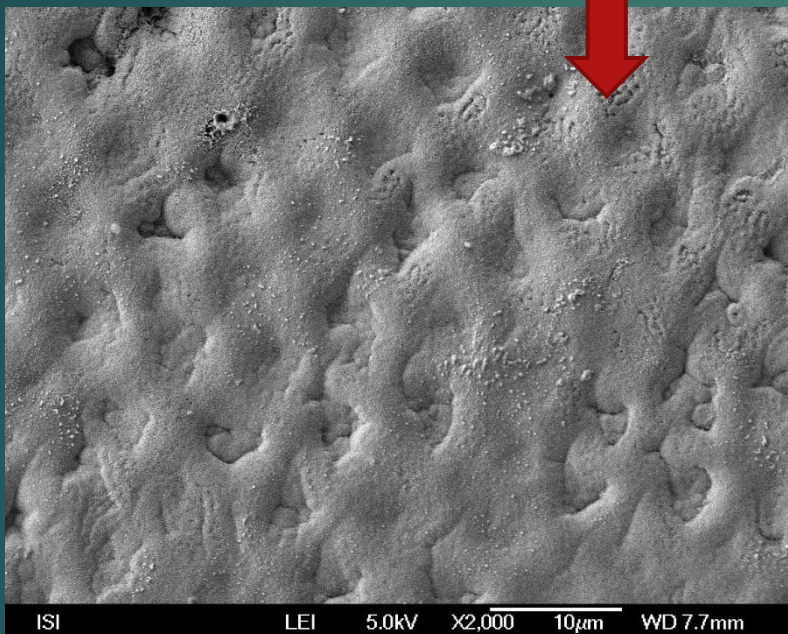
Intraprizmatický typ

Periprizmatický typ

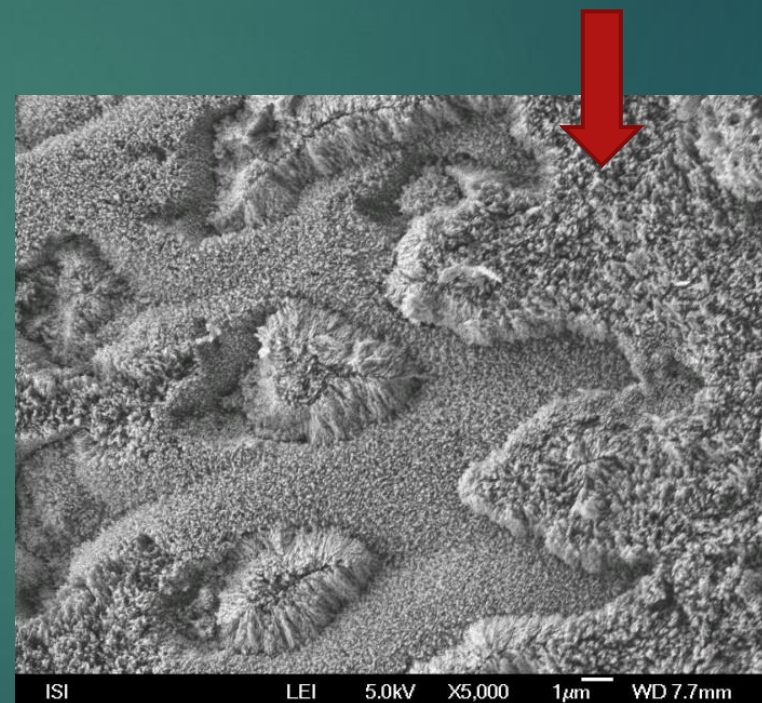


Obraz aprizmatické skloviny před a po leptání kyselino ortofosforečnou

Aprizmatická sklovina



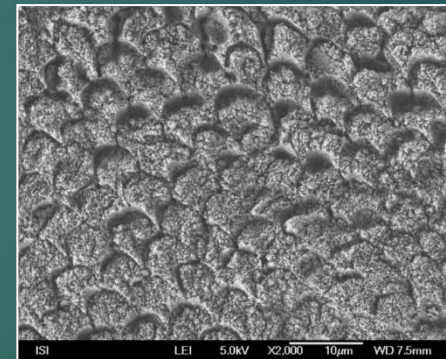
Aprizmatický typ naleptání



KYSELINA PŮSOBÍ I NA APRIZMATICKOU
SKLOVINU PO 10 S.

ROZHODUJÍCÍ JE ORIENTACE
SKLOVINNÝCH PRIZMAT

PLYNULÝ PŘECHOD KOMPOZITU NA ZUB
ZAJISTÍME ZÁBRUSEM





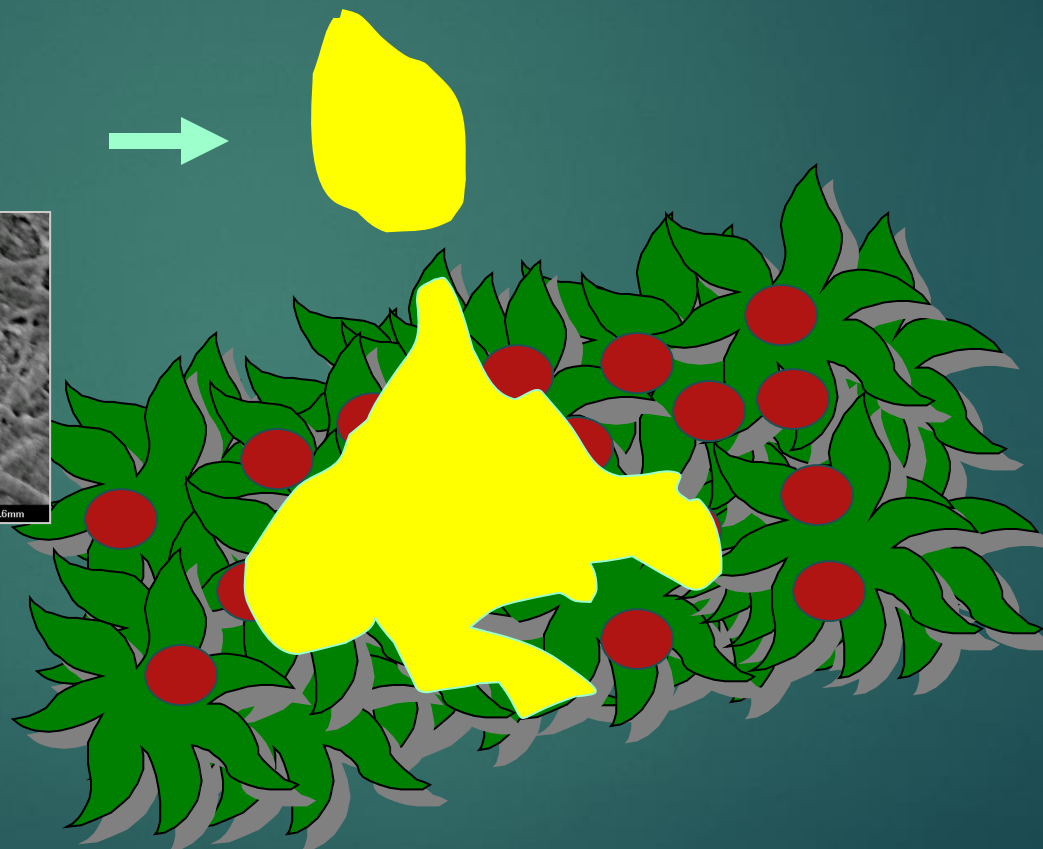
Bond

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

Připojení k zubovině

Převážně mechanické

Vazebný
systém

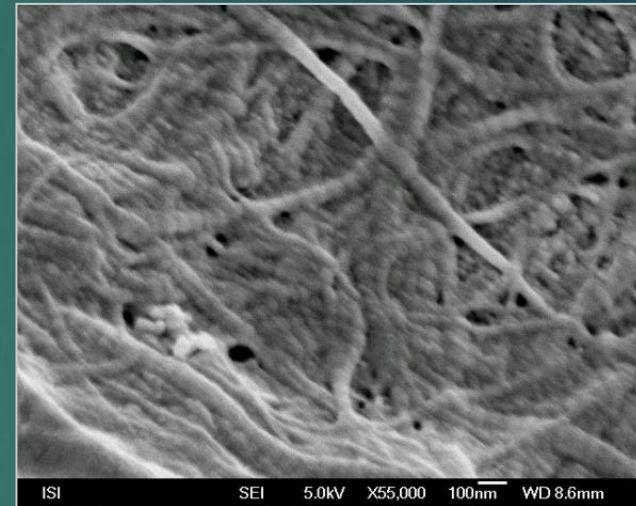


- ▶ Fusayama 1979
- ▶ Adhezivní připojení
- ▶ Yoshida. Nakabayas
- ▶ Van Meerbek



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.

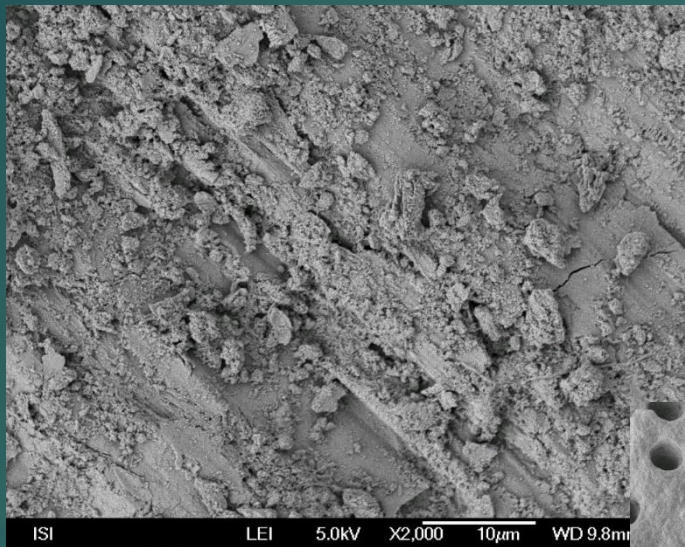
Proto je třeba primer.

Primer

Otvírá kolagenní síť dentinu a brání jejímu kolapsu.

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

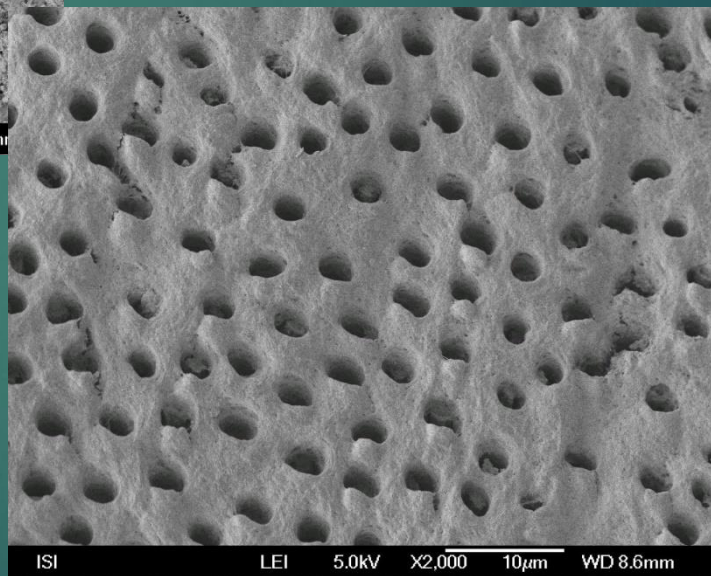
Rozpouštědlo se odpaří a primer prosytí dentin. Jeho hydrofobní část kopolymeruje s kompozitem.



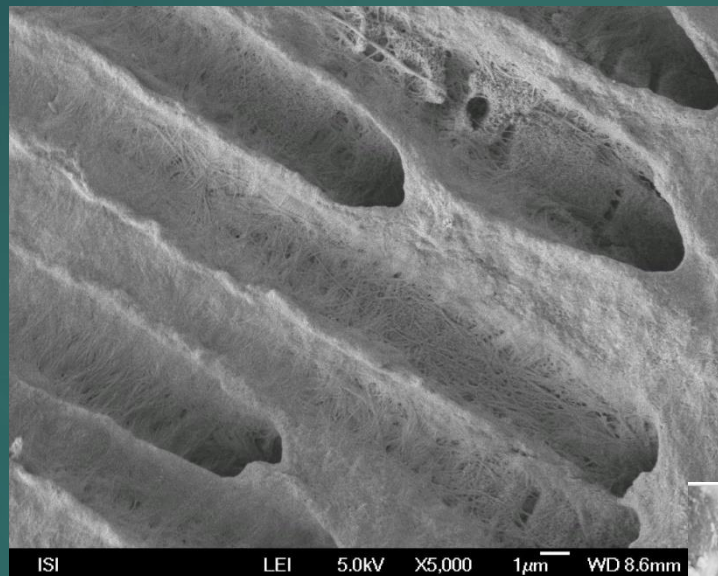
Smear layer



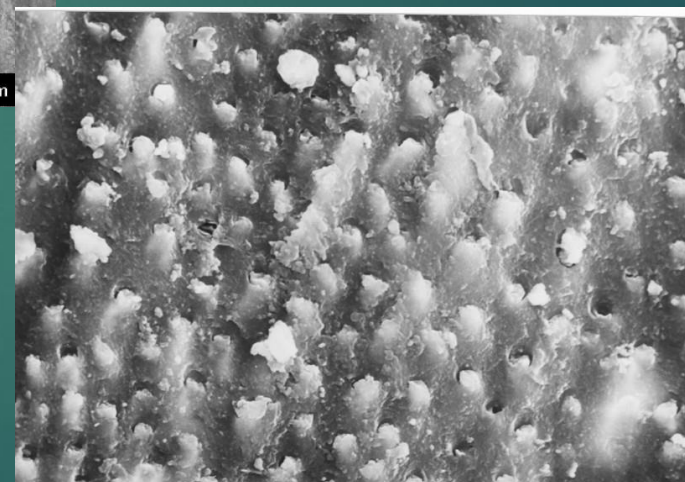
Dentin po ošetření kyselinou



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

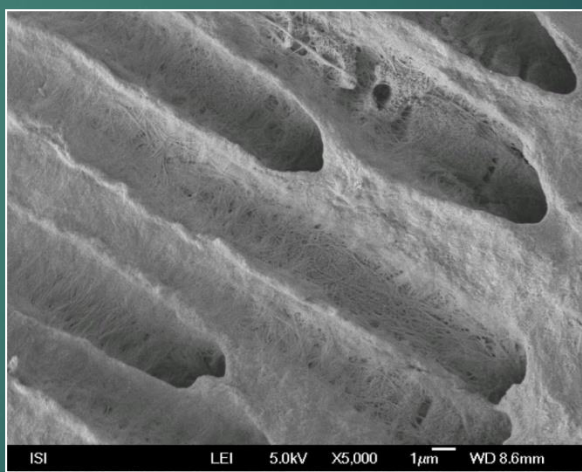
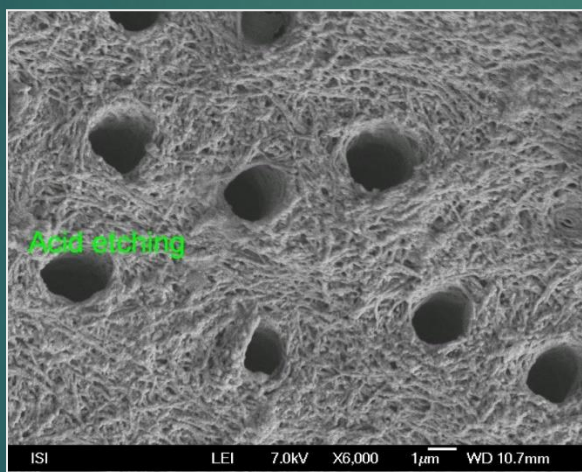
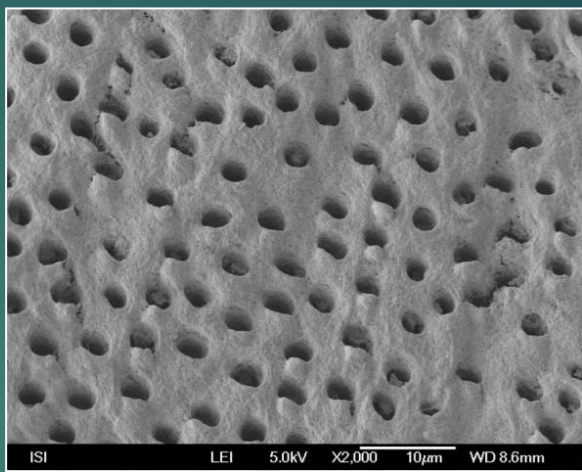
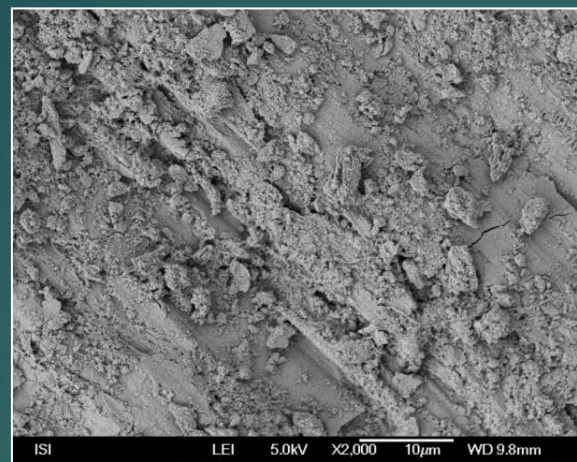
Klasifikace adheziv

- ▶ Generace

- ▶ Klinicky orientovaná klasifikace podle počtu kroků

Klinicky orientovaná klasifikace adheziv

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

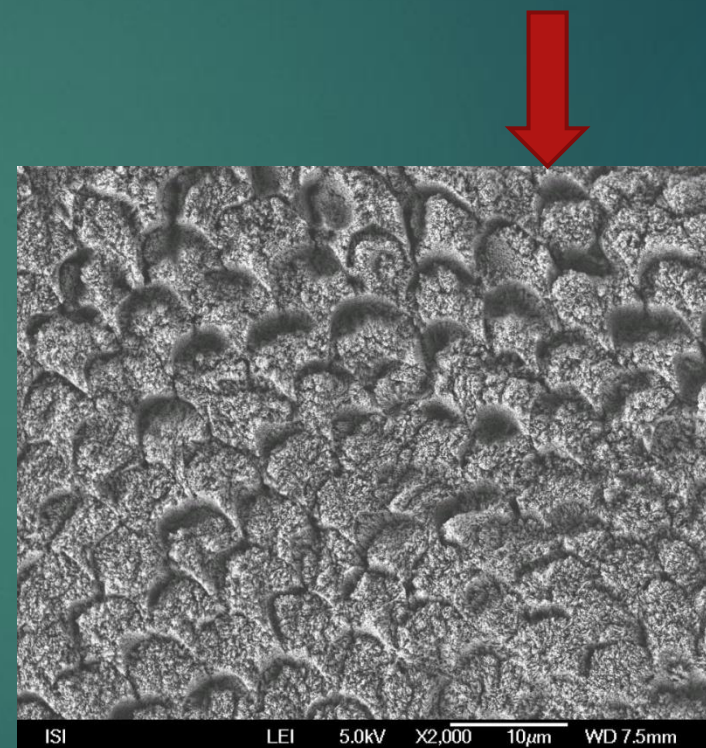
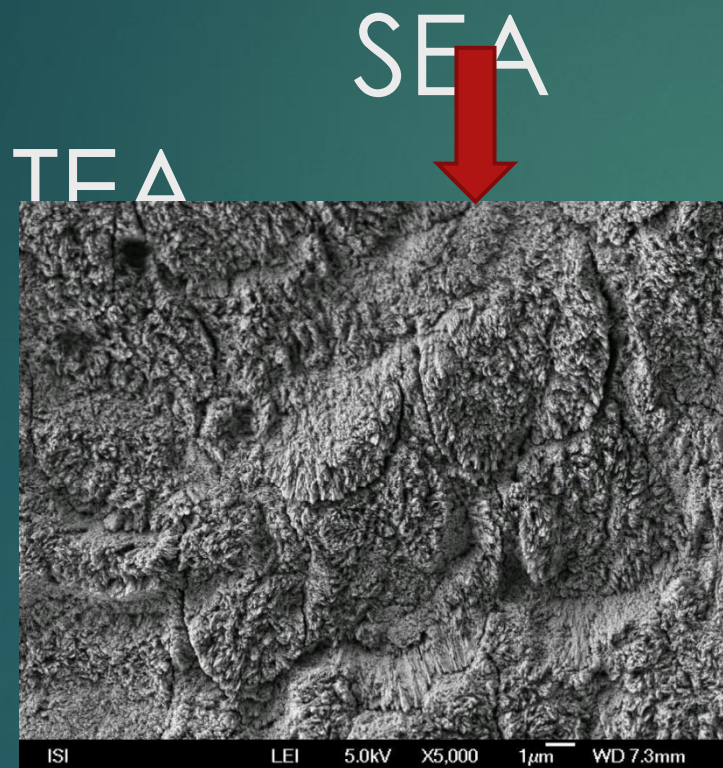
- ▶ Vysoce spolehlivá vazba ke sklovině
- ▶ Riziko kolapsu dentinové kolagenní sítě při ostraňování přebytku vody - přesušení
- ▶ Riziko velké demineralizace dentinu:
- ▶ Špatné prosycení vazebným systémem, degradace matrix metaloproteinázou, hydrolýza kolagenu

Adheziva samoleptací

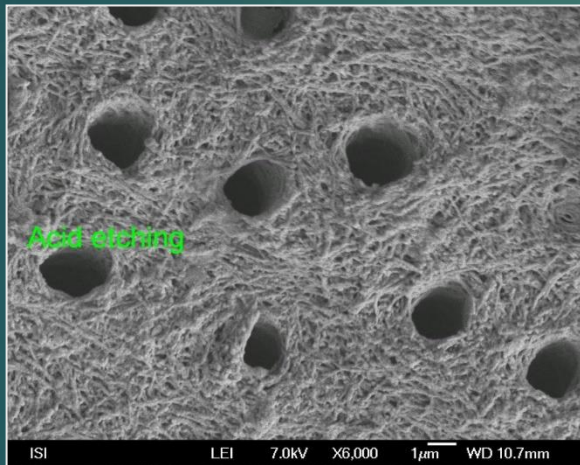
47

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

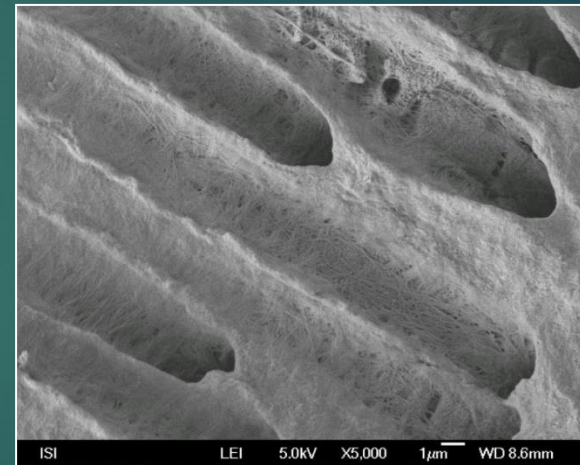
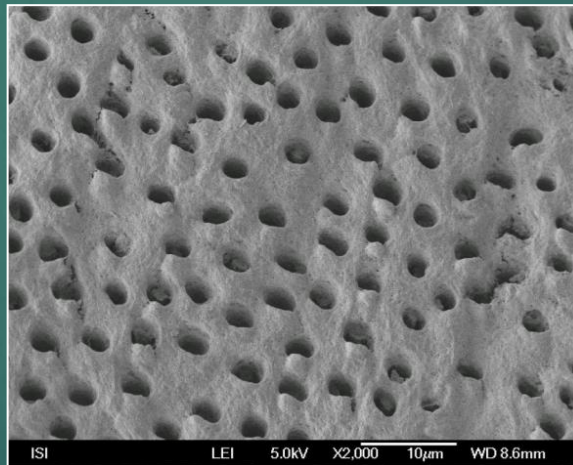
Obraz skloviny po ošetření



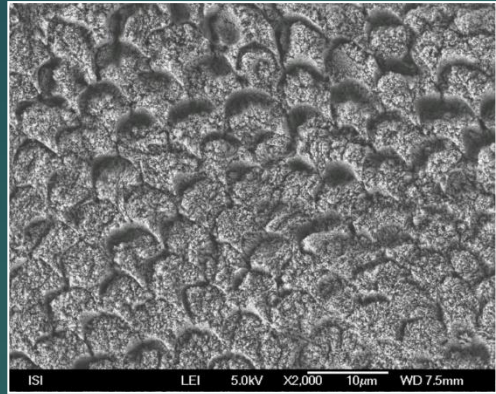
Obraz dentinu – TEA



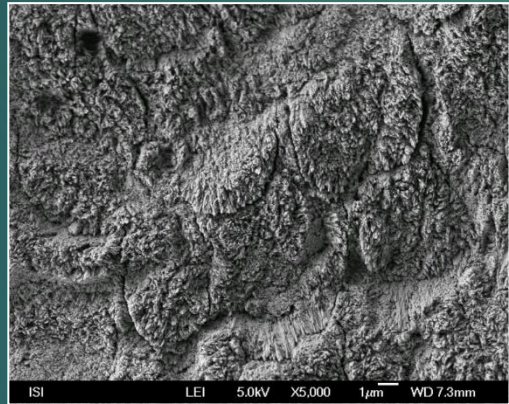
SEA



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

FAKT !!!

Klasifikace SEA podle morfologie hybridní vrstvy

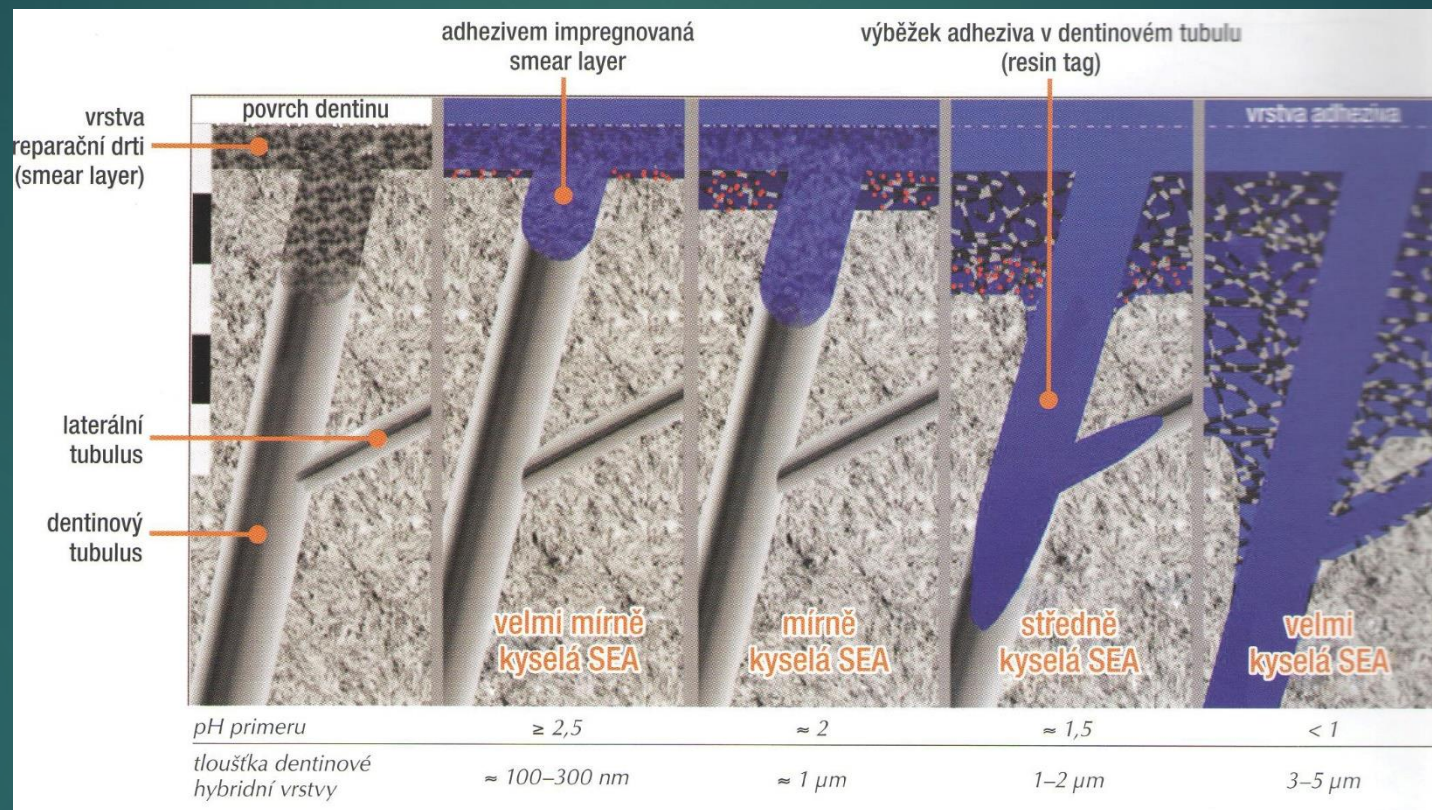
- Silně kyselá samoleptací adheziva
- pH menší než 1
- Vysoká pevnost vazby na sklovinu, dentinová hybridní vrstva 3 - 5 μ m, horší dlouhodobá odolnost vazby.
- *(velká demineralizace, mnoho volných iontů, difuze vody z dentinu, menší stupeň konverze –zbytky kyselého primeru, další rozpouštění v hloubce)*

Klasifikace SEA podle morfologie hybridní vrstvy

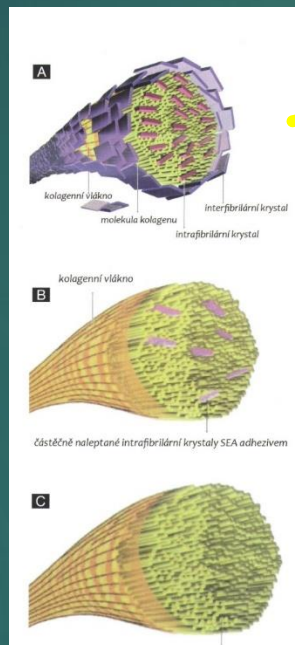
- Středně kyselá samoleptací adheziva
- pH cca 1,5
- Hybridní vrstva má 2 zóny. V horní části kompletní odvápnění vláken, v dolní ještě obsah krystalů hydroxylapatitu.
- *(Monomery se postupně neutralizují)*

Klasifikace SEA podle morfologie hybridní vrstvy

- Slabě kyselá samoleptací adheziva
- pH cca 2
- Problematická vazba ke sklovině, žádný efekt na aprizmatickou sklovinu, po odstranění aprizmatické 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

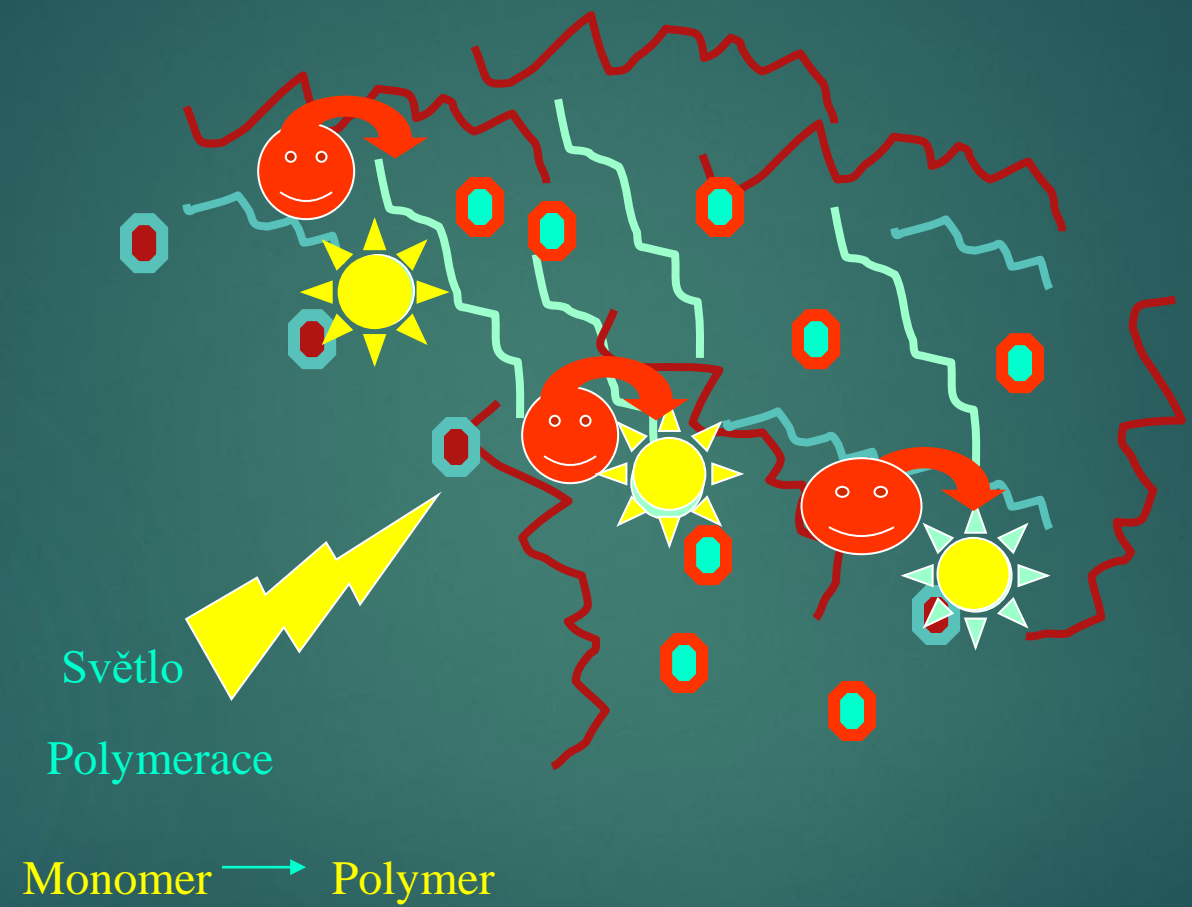


V dentinu platí:

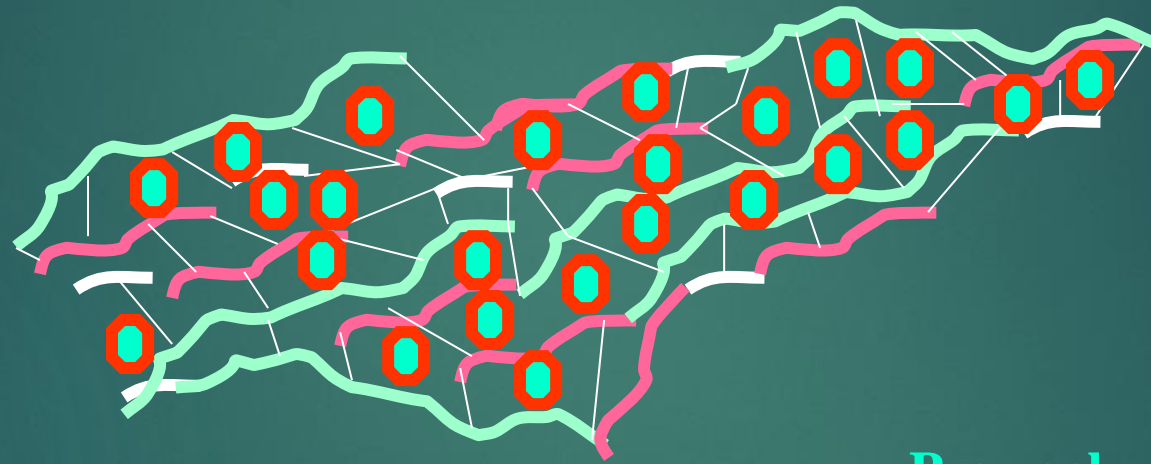
Nanášíme vždy aktivně

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



Polymerní síť



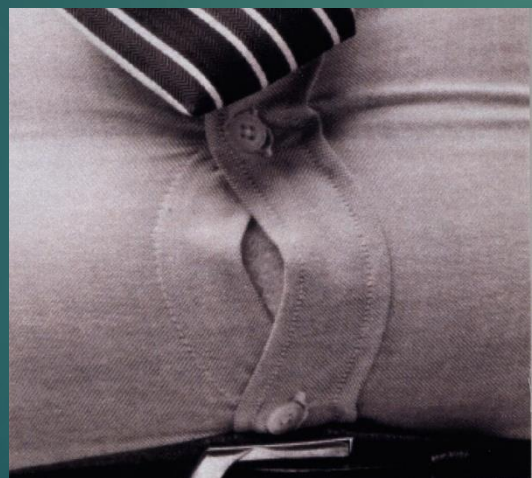
-pregelová fáze (kompozit je ještě plastický, molekuly se spojují vzniká pnutí
-gel point -postgelová fáze (uplatňuje se polymerační stres – je ohrožen okrajový uzávěr)

Pre –gel
Gel point
Post -gel

Co se děje při tuhnutí?

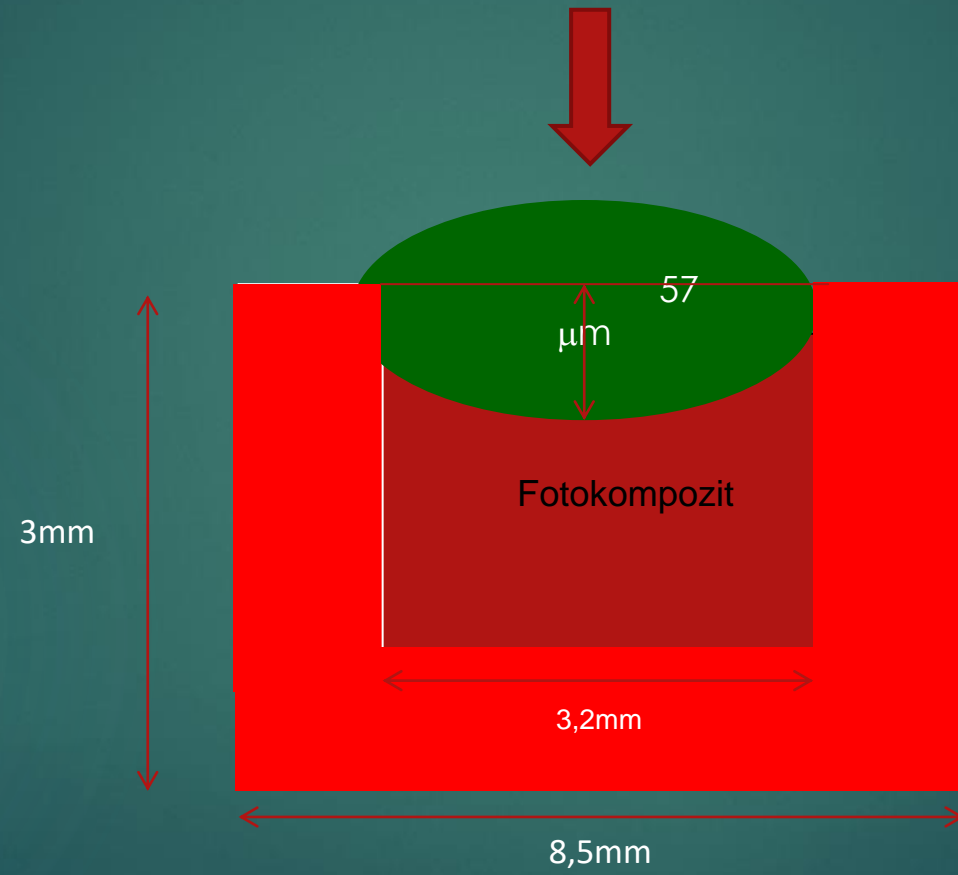
- Dochází k polymeračnímu smrštění a pnutí
- Vytvrzování
- Smrštění

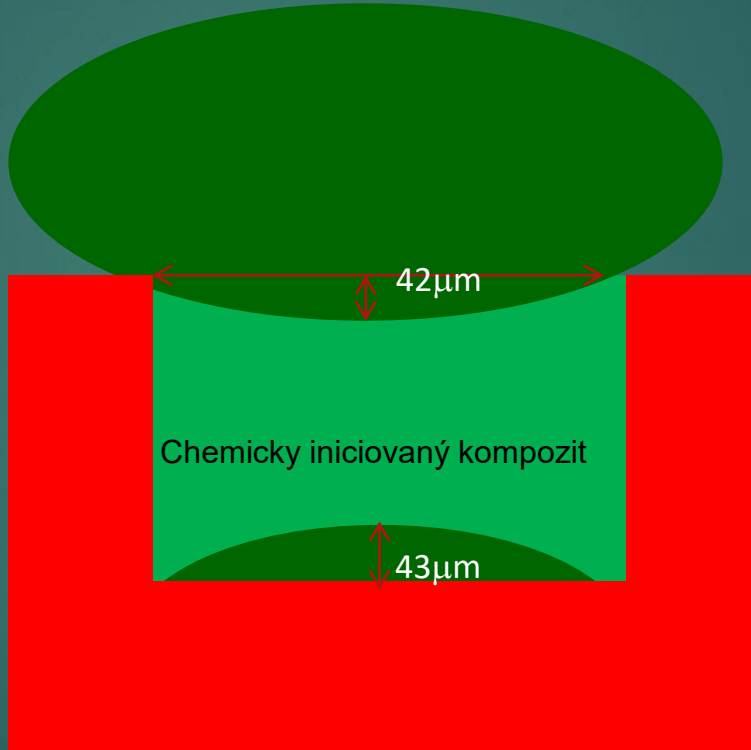
Polymerační smrštění



ůsobuje 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 gelová 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: *Ut tensio, sic vis.*

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

ε poměrné délkové prodloužení

σ je mechanické napětí.

platí pouze pro dokonale pružná (elastická) přetvoření, která navíc mají lineární závislost mezi napětím a deformací.

Jelikož u reálných materiálů vždy dojde k překročení meze kluzu, případně meze porušení, je možno uvažovat s Hookovým zákonem pouze do tzv. meze úměrnosti. Za mezí kluzu je nutné uvažovat s teorií plasticity, pro viskózní materiály platí Hookův zákon pouze pro krátkodobá zatížení.



Deformace je přímo úměrná napětí materiálu. To je elementární Hookův zákon.

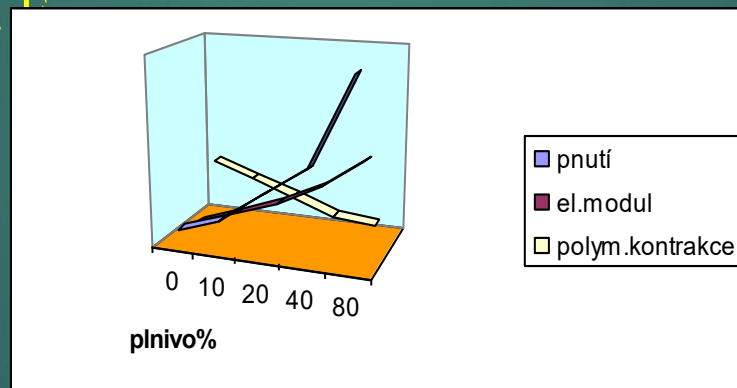
Hookův zákon

Čím tužší je materiál, tím větší je polymerační stres.

Velikost polymeračního stresu ovlivňují:

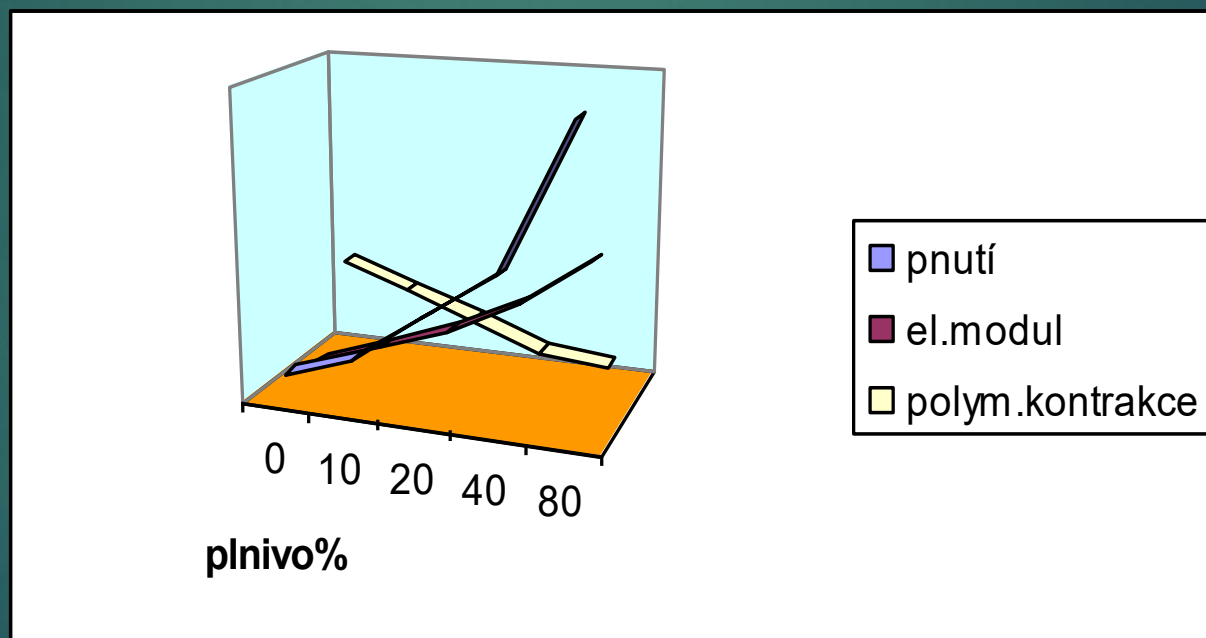
Vlastnosti materiálu

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



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.

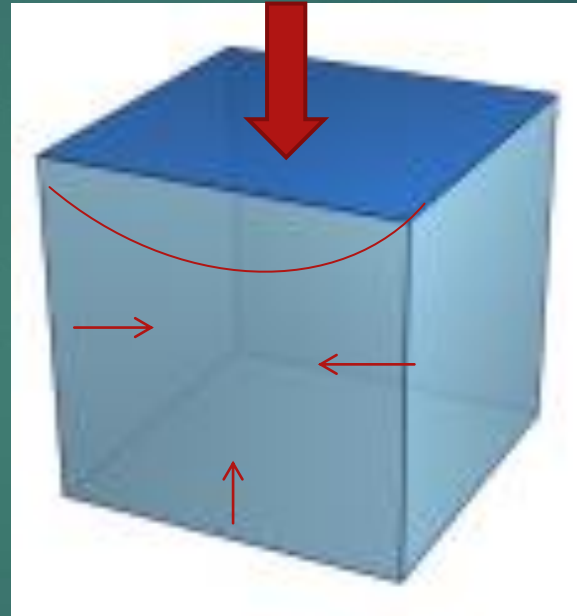
– Plocha adheze / volný povrch výplně

1:1 a méně je optimální

C- faktor

Suma vázané plochy

Suma volné plochy





$$5:1=5$$

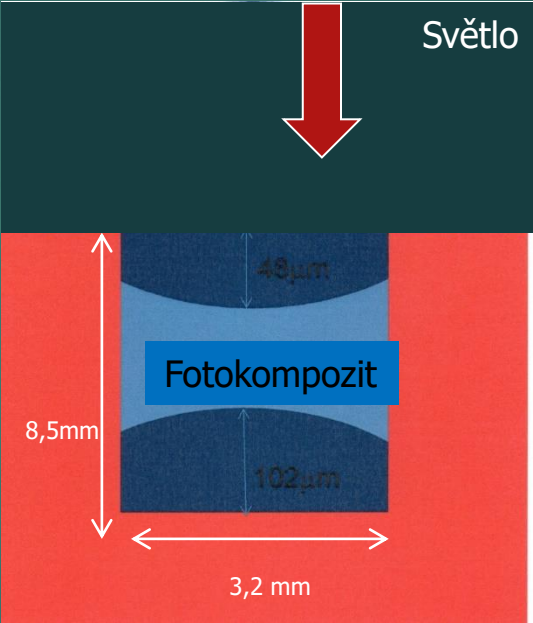


$$4:2=2$$

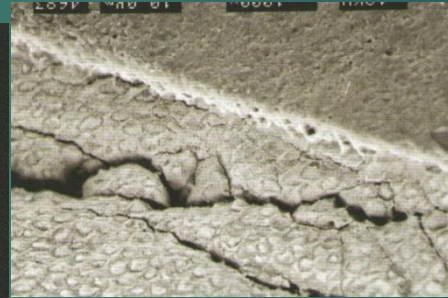
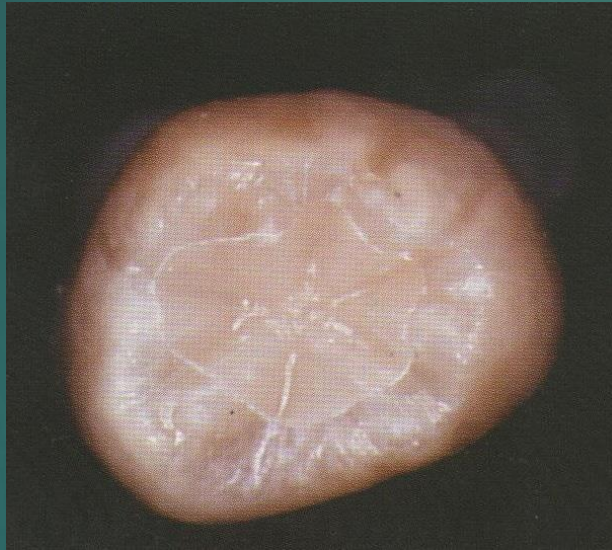


$$3:3=1$$

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

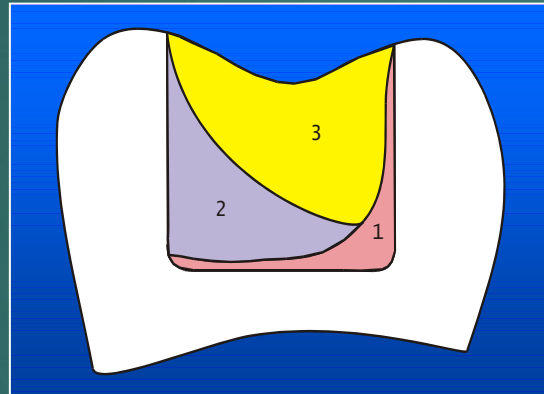
Smrštění tenké vrstvy – minimální pnutí

**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

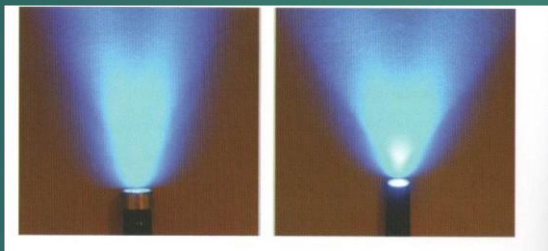
Způsob polymerace



Jak polymerovat ?

Prodloužit pregelovou fází

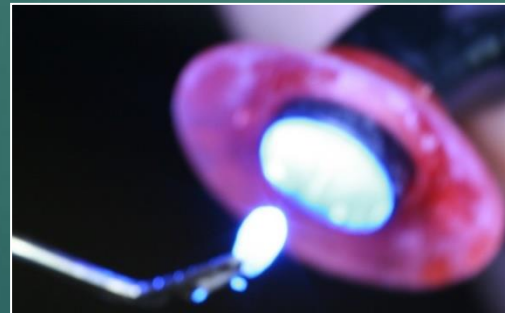
Soft start?



- ▶ 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





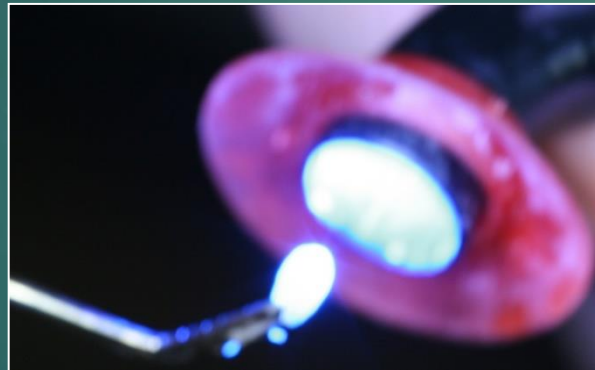
Volba materiálu jeho aplikace a polymerace

– Skloionomerní cement (a kompozit)



Velmi nepříznivý C-faktor

– Vložení zpolymerovaného inkrementu



Současné možnosti polymerace

- Halogenové lampy

- Plasma lampy

- LED lampy

- Laser

Polymerační lampy

96

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

Energie a čas polymerace

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

- ▶ ~~12 000 mWs/cm²~~ =
- ▶ Intenzita mW/cm²

Čas polymerace v sekundách

Spektrum světla lampy a materiál

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

Fotoiniciátory

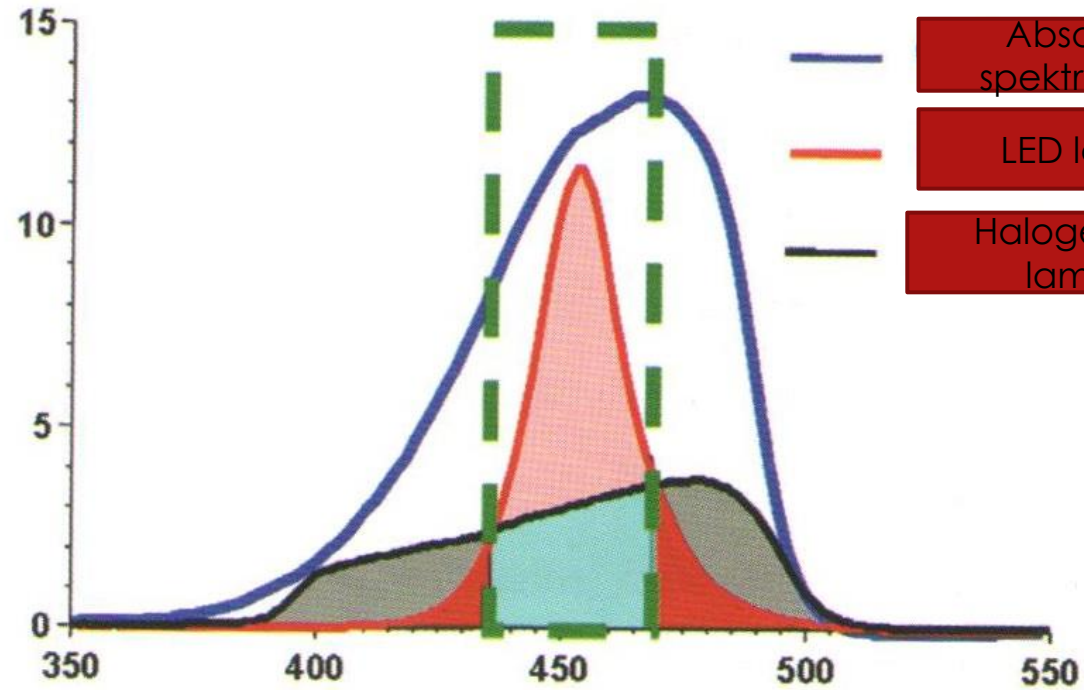
- ▶ Kafrchinon
- ▶ CQ
- ▶ Phenylpropandion
- ▶ PPP
- ▶ Trimetylbenzoylphosphinoxid TPO

Absorpční spektrum fotoiniciátorů

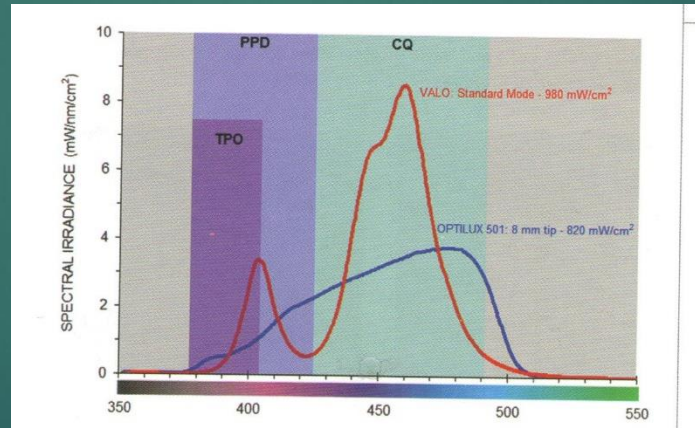
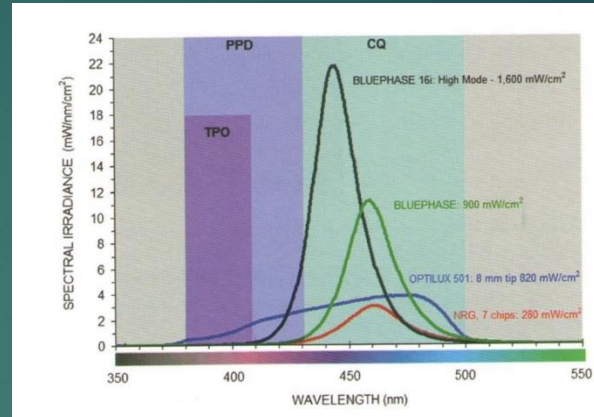
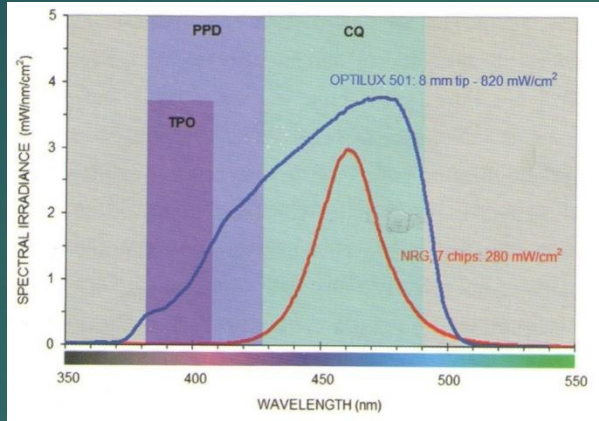
Fotoiniciátor	Absorpční spektrum (nm)	Maximum (nm)
CQ	440 - 500	470
PPD	380 - 430	400
TPO	350 - 410	380

Absorpční spektrum kafrchinonu a efekt lamp

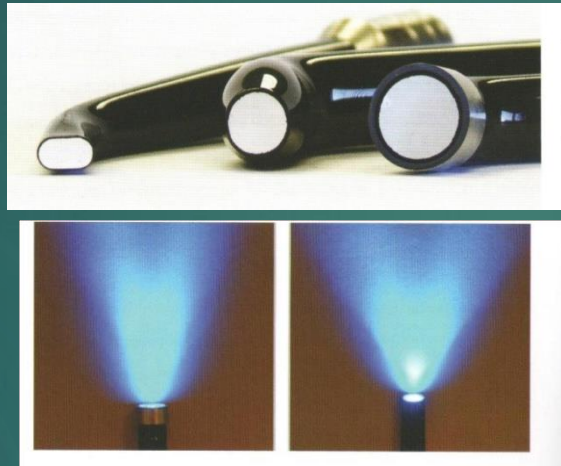
Spektrální iradiance $\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$



Vlnová délka

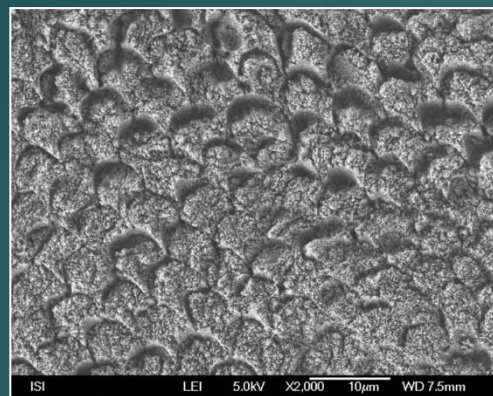


Volba světlovodu

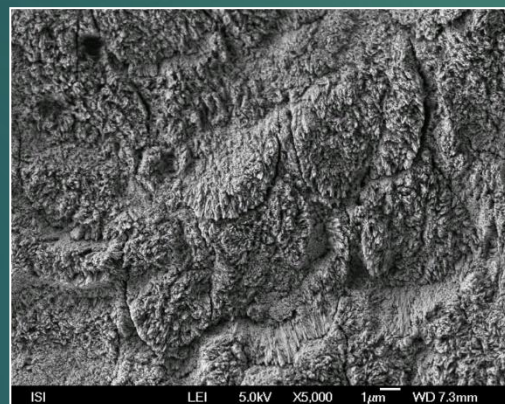


Standardní a kónický světlovod

- ▶ 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.



TE



SE



Úskalí

- - Kvalita tvrdých zubních tkání
- - Kolaps dentinové kolagenní sítě
- - Kontaminace povrchu
- - Trvanlivost adheziv

lege artis práce !

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

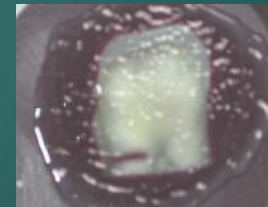
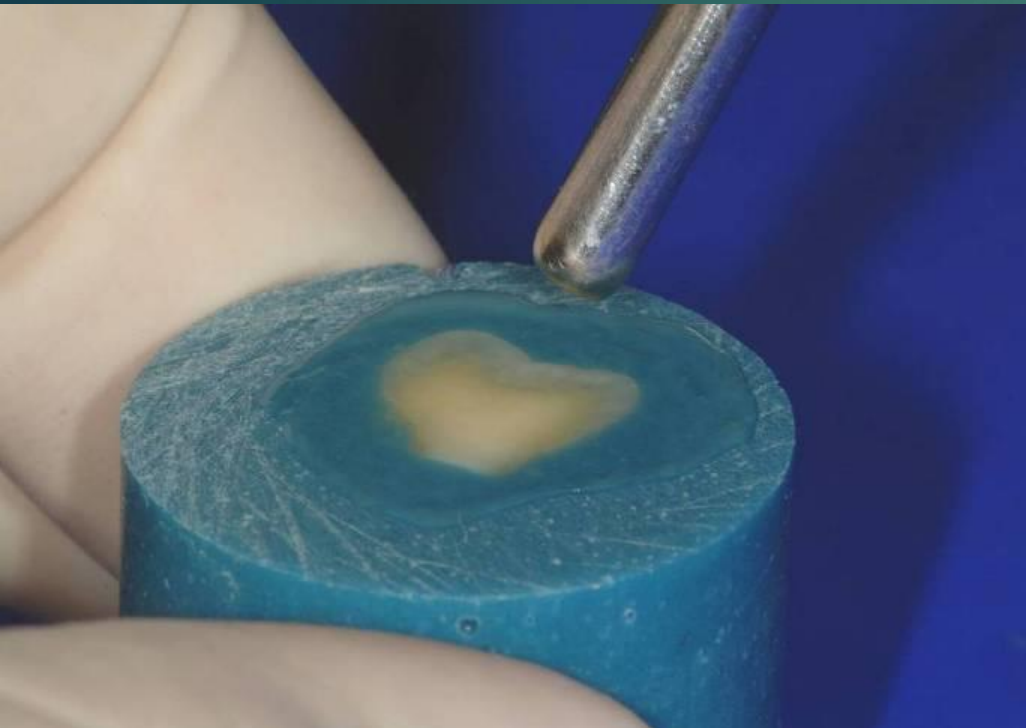
– 3) Doba aplikace

- 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



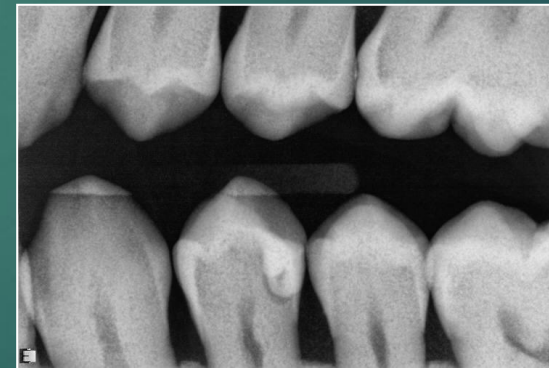
Faktory ovlivňující kvalitu vazby

- 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

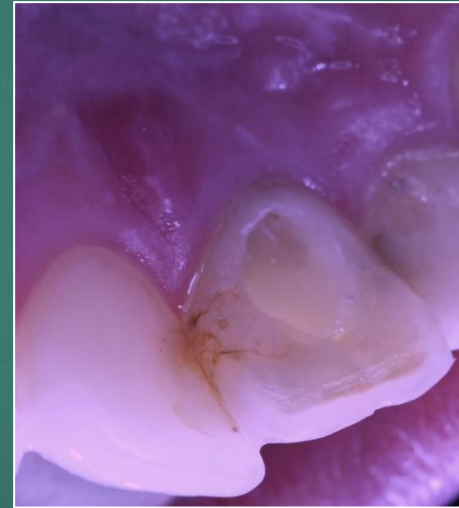
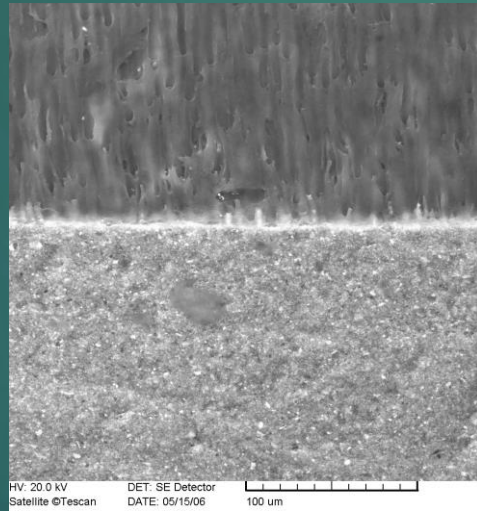


Faktory ovlivňující kvalitu vazby

9) Polymerační smrštění

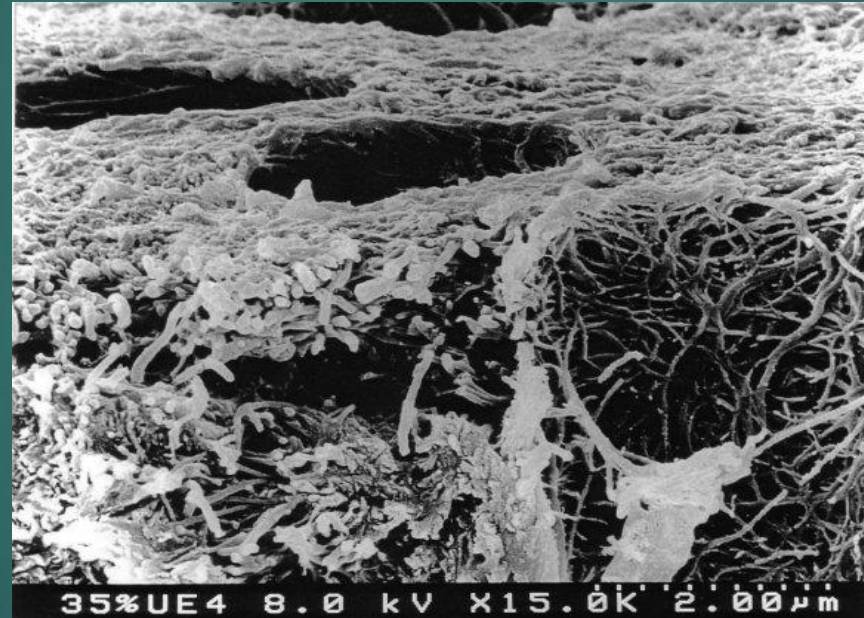
Faktory ovlivňující kvalitu vazby

– 10) C - faktor



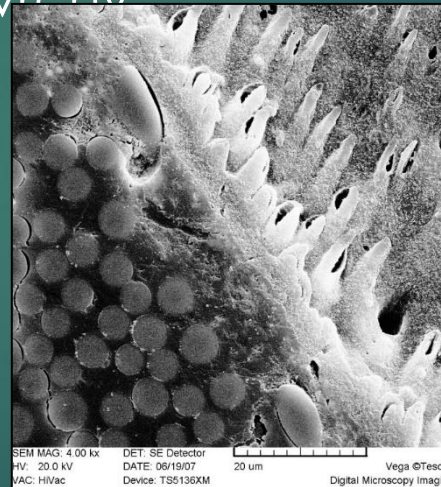
Faktory ovlivňující kvalitu vazby

- 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

- Kde to lze, leptáme sklovinu a dentin i naleptanou sklovinu ošetříme samoleptacím adhezivem
- Sklovinu leptáme 20s, dentin 10s (15 na 15)
- Kde nelze lepat sklovinu zvlášť (malé kavitým nespolupracující pac.)
 - pouze samoleptací systém

Závěr

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

Děkuji!

lroubal@med.muni.cz
607 122 064