

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

LÉKAŘSKÁ FAKULTA

DIZERTAČNÍ PRÁCE

Olomouc 2018

MUDr. Daniel Černý

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
LÉKAŘSKÁ FAKULTA
KLINIKA ZUBNÍHO LÉKAŘSTVÍ

ESTETICKÁ ÚPRAVA FRONTÁLNÍHO ÚSEKU CHRUPU

DIZERTAČNÍ PRÁCE V OBORU STOMATOLOGIE

autor: MUDr. Daniel Černý

školitel: Doc. MUDr. Miloš Špidlen, Ph.D.

ÚVODNÍ SLOVO AUTORA

Pro vznik této práce bylo nutných několik více či méně náhodných událostí. Považuji dnes za šťastnou náhodu, že podmínky v místě a čase mého profesního „narození“ byly takové, že jsem se stal neformálním specialistou na problematiku stojící na rozhraní dvou oborů, jejichž vzájemný vztah je dnes významnější než kdy předtím. Druhou částečnou náhodou bylo, že jsem se během svého odborného života mohl od začátku učit od několika zkušenějších kolegů, jejichž vliv na mé poznání převyšuje jiné. A třetí důležitý bod je dnes již sedmnáctiletá aktivní spolupráce s dr. Radkem Mounajjedem. Ze společně vykonané práce a neustávajících odborných argumentací se krystalizuje mé vnímání zubního lékařství.

Následující stránky pojednávají o předmětu mé každodenní praxe. Analyzuji zde místa, kde jsem se za 20 let praxe, převážně orientované na záchovné zubní lékařství a endodoncie, potýkal s největší nejistotou v hledání klinicky relevantních odpovědí. Text nemá ambice být uceleným návodem komplexní rekonstrukce chrupu, ale zároveň se nezaměřuje pouze na jeden konkrétní aspekt či problematiku. Uvádění souvisejících aspektů své práce dávám čtenáři nahlédnout směr, jakým se ve své každodenní praxi ubírám.

DČ

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji MDDr. Radkovi Žižkovi za kritické čtení textu, dr. Stevovi Buchananovi za podnětné dotazy a Mgr. Tomáši Ingrovi za nasazení při zpracování laboratorních dat.

Statistické zpracování: Mgr. Kateřina Langová

Děkuji své rodině a zejména manželce za trpělivost a pomoc během přípravy tohoto rukopisu.

Kromě případů uvedených v textu je veškerá obrazová dokumentace dílem autora.

OBSAH

ÚVODNÍ SLOVO AUTORA	3
PODĚKOVÁNÍ	3
OBSAH	4
CÍL PRÁCE	8
ABSTRAKT	9
ABSTRACT	11
1 ESTETIKA V ZUBNÍM LÉKAŘSTVÍ	13
1.1 DEFINICE.....	13
1.2 HISTORICKÉ SOUVISLOSTI.....	13
1.3 ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKY ESTETICKÉ REKONSTRUKCE ZUBŮ	14
2 ASPEKTY BIOLOGICKÉ	15
2.1 SKLOVINA.....	15
2.1.1 <i>Složení a mechanické vlastnosti</i>	15
2.1.2 <i>Adheze na sklovinu</i>	16
2.2 DENTIN.....	16
2.2.1 <i>Složení</i>	17
2.2.2 <i>Mechanické vlastnosti</i>	17
2.2.3 <i>Adheze na dentin</i>	19
3 ASPEKTY TECHNICKÉ	21
3.1 KOMPOZITNÍ PRYSKYŘICE	21
3.1.1 <i>Historie</i>	21
3.1.2 <i>Složení a vznik</i>	21
3.1.3 <i>Vlastnosti</i>	23
3.1.4 <i>Polymerační smrštění / polymerační napětí</i>	23
3.1.5 <i>Techniky omezení polymeračního stresu</i>	25
3.1.6 <i>Druhy RC dle užití</i>	26
3.2 ESTETICKÉ KOŘENOVÉ ČEPY	29
3.2.1 <i>Vláknitá kompozita</i>	29
3.2.2 <i>Charakteristiky FRC čepů</i>	29
3.2.3 <i>Vlastnosti</i>	30
3.2.4 <i>Adheze FRC čepů</i>	31
3.3 POLYALKENOÁTY SKLA	31
3.3.1 <i>Definice</i>	31

3.3.2	<i>Složení a vznik</i>	32
3.3.3	<i>Vlastnosti</i>	32
3.3.4	<i>Adheze na dentin</i>	33
3.3.5	<i>Uvolňování fluoridů</i>	33
3.3.6	<i>Druhy GIC a klinické využití</i>	33
3.3.7	<i>Varianty GIC</i>	36
3.4	ADHEZIVNÍ SYSTÉMY	36
3.4.1	<i>Generace adhezivních systémů</i>	36
3.4.2	<i>S použitím kyseliny (etch-and-rinse)</i>	37
3.4.3	<i>Samoleptací (self-etch)</i>	38
3.4.4	<i>Stabilita hybridní vrstvy</i>	40
3.5	OSTATNÍ TECHNICKÉ ASPEKTY	41
3.5.1	<i>Výběr barevného odstínu</i>	41
3.5.2	<i>C-faktor kavity</i>	41
3.5.3	<i>Použití zvětšovacích pomůcek</i>	42
4	REKONSTRUKCE VITÁLNÍCH A NEVITÁLNÍCH ZUBŮ	44
4.1	PLÁNOVÁNÍ TERAPIE	44
4.2	VITÁLNÍ PILÍŘE	45
4.2.1	<i>Analýza stavu</i>	45
4.2.2	<i>Výkony k zachování vitality</i>	46
4.2.3	<i>Varianty ošetření</i>	47
4.2.4	<i>Třída I</i>	47
4.2.5	<i>Třída III</i>	48
4.2.6	<i>Třída IV</i>	49
4.2.7	<i>Třída V</i>	50
4.2.8	<i>Nekariézní cervikální léze (NCCL)</i>	50
4.2.9	<i>Eroze</i>	53
4.2.10	<i>Revize vitálního zubu před nepřímou rekonstrukcí</i>	54
4.2.11	<i>Atypické defekty</i>	56
4.2.12	<i>Reattachment</i>	57
4.2.13	<i>Nepřímé náhrady</i>	60
4.3	NEVITÁLNÍ PILÍŘE	60
4.3.1	<i>Analýza</i>	60
4.3.2	<i>Odlíšnosti struktury</i>	62
4.3.3	<i>Varianty ošetření</i>	62
4.3.4	<i>Eliminace sealeru a poškozeného dentinu</i>	63
4.3.5	<i>Vnitřní bělení metodou „walking bleach“</i>	64

4.3.6	RC s granulárním plnivem	65
4.3.7	RC s vláknitým plnivem	66
4.3.8	Prefabrikované FRC čepy.....	66
4.3.9	Korunka na nevitálním pilíři	74
4.3.10	Individualizované FRC čepy	76
5	LABORATORNÍ ČÁST: POROVNÁNÍ KONTRAKCE KOMPOZITNÍCH PRYSKYŘIC	78
5.1	ÚVOD.....	78
5.2	MATERIÁL A METODIKA.....	79
5.3	VÝSLEDKY	83
5.4	DISKUZE	84
5.5	ZÁVĚR	87
6	KLINICKÁ ČÁST: RETROSPEKTIVNÍ HODNOCENÍ KLINICKÉ ÚSPĚŠNOSTI REKONSTRUKCÍ S VLÁKNOVÝMI ČEPY 89	
6.1	ÚVOD.....	89
6.2	MATERIÁL A METODIKA.....	90
6.2.1	Pracoviště.....	90
6.2.2	Výběr vzorku.....	90
6.2.3	Endodontické ošetření	91
6.2.4	Příprava kavity pro čep	92
6.2.5	Adhezivní příprava	92
6.2.6	Inzerce čepu	93
6.2.7	Dokončení dostavby.....	93
6.2.8	Změny protokolu dostavby v průběhu sledovaného období.....	93
6.2.9	Finální rekonstrukce korunky	94
6.2.10	Sledování.....	94
6.3	VÝSLEDKY	96
6.4	DISKUZE	101
6.4.1	Vliv protokolu a zkušenosti operátora	101
6.4.2	Vliv typu FRC čepu	104
6.4.3	Vliv počtu fází ošetření.....	104
6.4.4	Vliv přítomnosti bublin vzduchu	105
6.4.5	Vliv finální rekonstrukce.....	105
6.5	ZÁVĚR	105
	SEZNAM ZKRATEK.....	107
	SEZNAM OBRÁZKŮ	108
	SEZNAM TABULEK.....	111

BIBLIOGRAFIE113

CÍL PRÁCE

Hodnocení rekonstrukcí z kompozitní pryskyřice, jejich adhezivního připojení a vlivu polymeračního smrštění pro estetickou rehabilitaci chrupu. Materiál bude hodnocen klinicky a v laboratorním testu.

„Je věcí rozumnosti zdržovat se úsudku před plným poznáním věcí, zvláště pak slov a činů“

Jan Amos Komenský

ABSTRAKT

ÚVOD

Ošetření zubů frontálního úseku v současnosti již implicitně zahrnuje takové řešení, které udrží nebo obnoví vzhled přirozeného chrupu. Obor estetické stomatologie vzniknul v 70. letech minulého století a v oblasti vitálních zubů jsou dnes léčebné postupy díky kompozitní pryskyřici a keramickým fasetám poměrně propracované a spolehlivé. Ovšem ani dnes po téměř 50 letech nejsou přes dramatický rozvoj materiálů a postupů zcela jasně všechny nutné podmínky k dlouhodobě stabilní estetické obnově endodonticky ošetřených zubů. Cílem laboratorní části studie bylo srovnání vlivu způsobu polymerace na celkové polymerační smrštění výplně z kompozitní pryskyřice. Cílem klinické části bylo retrospektivní hodnocení postendodontického ošetření z kompozitní pryskyřice a vláknových čepů.

METODIKA

Laboratorní část

V laboratorním testu byl porovnáván rozsah polymeračního smrštění různých kompozitních pryskyřic a jeho důsledků na modelu kavity II. třídy dle Blacka zhotoveném technikou 3D tisku. Testované materiály byly EnaCem HF s odloženou polymerací (ECD), EnaCem HF s okamžitou polymerací (ECL), Enamel HRI (ENH) a Surefill SDR Flow (SDR).

Klinická část

Na základě existujících lékařských záznamů byly vyhodnoceny všechny případy post-endodontického ošetření ve frontálním úseku chrupu zhotovené autorem v období 2008-2012 a zatížené finální rekonstrukcí v rámci stejného pracoviště. Ve sledovaném vzorku byl posuzován vliv konkrétních parametrů na celkové přežití rekonstrukce - druh čepu, počet fází ošetření, přítomnost bublin v cementu a druh finální rekonstrukce.

VÝSLEDKY

Laboratorní část

V hodnotách velikosti polymeračního smrštění na různých úrovních kavity se testované materiály seřadily od nejmenších hodnot k nejvyšším SDR<ECD<ENH<ECL. Z hlediska vzniku odtržení na dně kavity byly výsledky ECD<SDR<ENH<ECL.

Klinická část

Po průměrné době 7,13 +/- 2,11 roků bylo ve funkci 291 z původních 301 rekonstrukcí, tzn. kumulativní pravděpodobnost přežití v 9. roce 96,0 +/- 2,5 %.

ZÁVĚR

Laboratorní část

Z hlediska rozsahu polymeračního smrštění i jeho důsledků se statisticky signifikantně odlišují materiál skupiny bulk-fill a duální kompozitní cement s odloženou světelnou polymerací od výplňové kompozitní pryskyřice a duálního kompozitního cementu s okamžitou polymerací světlem.

Klinická část

Při použití adhezivních technik a vláknových čepů lze dosáhnout dlouhodobě výborných výsledků estetické rekonstrukce nevitálních zubů frontálního úseku. Ze získaných dat nelze vyvodit zásadní vliv žádného variabilního faktoru na celkový výsledek ošetření.

KLÍČOVÁ SLOVA

Estetická stomatologie, kompozitní pryskyřice, postendodontické ošetření, adheze, FRC čepy.

ABSTRACT

INTRODUCTION

Only those reconstructions of anterior teeth which retain or return natural appearance are considered as a treatment option today. Esthetic dentistry has developed since the 1970's and thanks to resin composite material and ceramic veneers, the treatment protocols are clear and reliable when treating vital teeth. However, despite nearly 50 years of research, reconstruction of non-vital teeth remains clinical challenge. In the in-vitro test polymerization shrinkage strain was tested for selected resin composites. In the clinical part, retrospective analysis of fiber-post supported reconstruction was carried out.

METHODS

In-vitro study

In the in-vitro study, the shrinkage strain of different resin composites was measured using 3D printed cavity model. Materials tested were EnaCem HF with delayed light-curing (ECD), EnaCeM HF with immediate light-curing (ECL). Enamel HRi (ENH) and Surefil SDR Flow (SDR).

Clinical study

Based on the existing medical records, all anterior cases of post-endodontic treatment carried out between 2008 and 2019 and final restoration placed within the same private practice were analysed. Influence of post type, number of sessions, presence of bubbles and final restoration type were checked.

RESULTS

In-vitro study

When shrinkage strain was measured, materials have aligned in following order: SDR<ECD<ENH<ECL. Gap creation at the cavity bottom have appeared as follows: ECD<SDR<ENH<ECL

Clinical study

After mean time of service 7,13 +- 2,11 years 291 out of 301 reconstructions were still in function. Cumulative survival probability at year 9 was 96,0 +- 2,5%.

CONCLUSIONS

In-vitro study

When shrinkage strain is considered, bulk-fill material and dual-cure composite with delayed light-curing is statistically different from micro-hybrid filling resin composite and dual-cure resin composite with immediate light curing.

Clinical study

When proper adhesive techniques are used in combination with fiber-posts, long term success of esthetic reconstruction of non-vital anterior teeth can be achieved. From the data collected, no further causal influence of observed parameters can be concluded.

KEYWORDS

Esthetic dentistry, resin composite, post-endodontic treatment, adhesion, fiber-post.

1 ESTETIKA V ZUBNÍM LÉKAŘSTVÍ

1.1 DEFINICE

Estetická stomatologie je soubor principů a opatření vedoucích k celoživotnímu udržení nebo obnově přirozeného stavu, funkce a vzhledu dentice a parodontu. Je třeba odlišovat od stomatologie kosmetické, která se zabývá změnou stávajícího vyhovujícího a funkčního stavu v něco jiného.

Zatímco hnacím motorem estetické stomatologie je společný zájem pacienta a lékaře, aby opravy zubů nebyly viditelné, kosmetická stomatologie obsahuje na počátku nespokojenost pacienta se vzhledem svého jinak funkčně i esteticky vyhovujícího stavu.

První společnost estetické stomatologie byla založena v roce 1975 v USA (AAED) a dnes existuje pod mezinárodní federací IFED 36 celosvětových členů včetně České republiky od roku 2007 (ČADE).

Estetická stomatologie ale již není, minimálně v některých částech světa, již pouze okrajová záležitost, ale nové paradigma oboru a mimo hlavní proud zájmu se dostává stomatologie tradiční, orientovaná pouze na funkci.

1.2 HISTORICKÉ SOUVISLOSTI

Ve druhé polovině 19. století vznikly základní principy mechanické preparace a oprav zubů. Dr. Webb v roce 1881 publikoval v *British Journal of Dental Science* koncept preparace zubů s okraji mimo kontakt se sousedním zubem jako prevenci šíření kazivé léze díky principům samočištění v dutině ústní. V roce 1891 dr. Black v *Dental Cosmos* (1) zveřejnil své závěry o preparaci kavit podle principu "extenze pro prevenci", kterým advokoval pro extenzi kavity mimo aproximální prostor ze stejných důvodů. Dále byl do rozsahu preparované kavity zahrnut systém fisur opět jako forma ochrany proti sekundárnímu kazu. Tato pravidla preparace byla vytvořena pro neestetické materiály, převážně kovové povahy, které vyžadovaly poměrně agresivní zásah do zdravých struktur zubu. Zároveň tyto materiály neměly schopnost adheze a proto jejich schopnost utěsnit preparované plochy byla minimální.

Od druhé poloviny 20. století se trend obrací k větší zachovnosti a princip preventivní extenze ustupuje požadavku zachování tkání. Díky modernímu výzkumu a poznání principů prevence, vlivu plaku, demineralizace a remineralizace, ale také nových restorativních postupů, adheze na tvrdé zubní tkáň se staly původní pravidla obsolentními a "extenzi pro prevenci" nahradila "prevence před extenzí". Tyto trendy sebou přinesly nové pracovní postupy, nové nástroje a jiná pravidla preparace tkání s cílem eliminace nejvíce poškozených tkání a zachování co největšího objemu tkání zdravých.

Dramatickou změnu v tomto ohledu přinesla integrace zvětšovacích pomůcek do klinické praxe, bez které si dnešní zubní lékařství již nedovedeme představit.

V široké odborné veřejnosti se původní pravidla dodnes mísí s historickými principy což byl zřejmě jeden z důvodů určité skepse k výsledkům první generaci masově adoptovaných estetických řešení. Selhávání kompozitních výplní, praskání keramických onlejí a korunek bylo mnohdy způsobeno absencí nebo neznalostí pravidel nových. Nové klasifikace se začaly tvořit a nyní, desítky let od objevu adheze na sklovinu a od popsání hybridní vrstvy, se začíná akademický svět a kliničtí opinion leadeři jednotit v popisu nových základních terapeutických principů.

Jestli zakladatelé moderních principů oprav zubů byly osoby z 19. století, pak jeden ze zakladatelů moderních postupů endodontických, dr. Ingle, zemřel teprve v loňském roce. Nevitální zuby byly z většiny rekonstruovány (tím méně estetických) v minulosti vyřazovány, protože až do nástupu moderní endodoncie byla prognóza endodonticky ošetřených zubů značně nejistá a často spíše časově omezená. Teprve s nástupem zvětšovacích prostředků, pochopení biologie pulpy a principů utěsnění kořenového systému dosáhla i endodoncie na očekávané výsledky úspěšnosti a hlavně prediktability. A tím se mezi požadavky estetických oprav dostaly i zuby po endodontickém ošetření, které podrobily naše postupy další výzvě.

Tato situace se do jisté míry opakuje i v případě adhezivního postendodontického ošetření, které se rozvíjí od 90. let, ale první klinické práce byly publikovány až koncem století a standardní operační protokol není dodnes ustanoven.

1.3 ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKY ESTETICKÉ REKONSTRUKCE ZUBŮ

Základní principy, kterými se dnes řídí esteticky orientovaná klinická praxe se dají shrnout následovně:

- a) preventivní funkce: udržení přirozeného stavu chrupu i parodontu
- b) minimální invazivita: omezení ztrát tkání s cílem minimalizace potřeby rekonstrukce
- c) adheze na tvrdé zubní tkáň: minimalizace průniku bakterií na rozhraní rekonstrukce / TZT
- d) estetická integrace: opravy nebo náhrady zubů vyhovují vzhledu sousedících přirozených zubů (vyhýbá se zásahu do vedlejších zdravých zubů kvůli vzhledu)
- e) přirozené opotřebení: nové materiály funkčně i vizuálně stárnou podobně jako přirozené zuby, omezuje se poškození okolních tkání a oddaluje se potřeba následné rekonstrukce
- f) fail-safe koncept: rekonstrukce není plánovaná na neomezenou délku funkce, ale je buď opravitelná nebo při další náhradě nevede k zásadnímu poškození reziduálních tkání

2 ASPEKTY BIOLOGICKÉ

2.1 SKLOVINA

2.1.1 SLOŽENÍ A MECHANICKÉ VLASTNOSTI

Povrch anatomické korunky zubu je tvořen nejtvrďší strukturou, která se v lidském těle nachází, zubní sklovinou. Tloušťka skloviny je proměnlivá. Nejtlustší vrstva bývá na hrbolcích nebo incizních hranách, směrem k cementosklovinné hranici (CEJ) její tloušťka klesá. Sklovina je acelulární, vysoce mineralizovaná a neobnovuje se. Sklovina má anizotropní charakter, vysoký modulus elasticity 70-90 GPa. **(2)** Není příliš odolná v tahu, tedy křehká. Tato křehkost je kompenzována pevným spojením s dentinem. Tyto dvě struktury odlišných vlastností spolu dohromady tvoří tzv. DEC – Dentin Enamel Complex. Zatímco v gingivální části korunky je průběh dentino-sklovinné hranice (DEJ) konvexní, v oblasti linie maximální konvexity zubu se nachází inflexní bod, odkud probíhá DEJ konkávně. Tento průběh má zásadní vliv na celkovou mechanickou odolnost zubu a při opravách zubů ovlivňuje průběh preparace. **(3,4)**

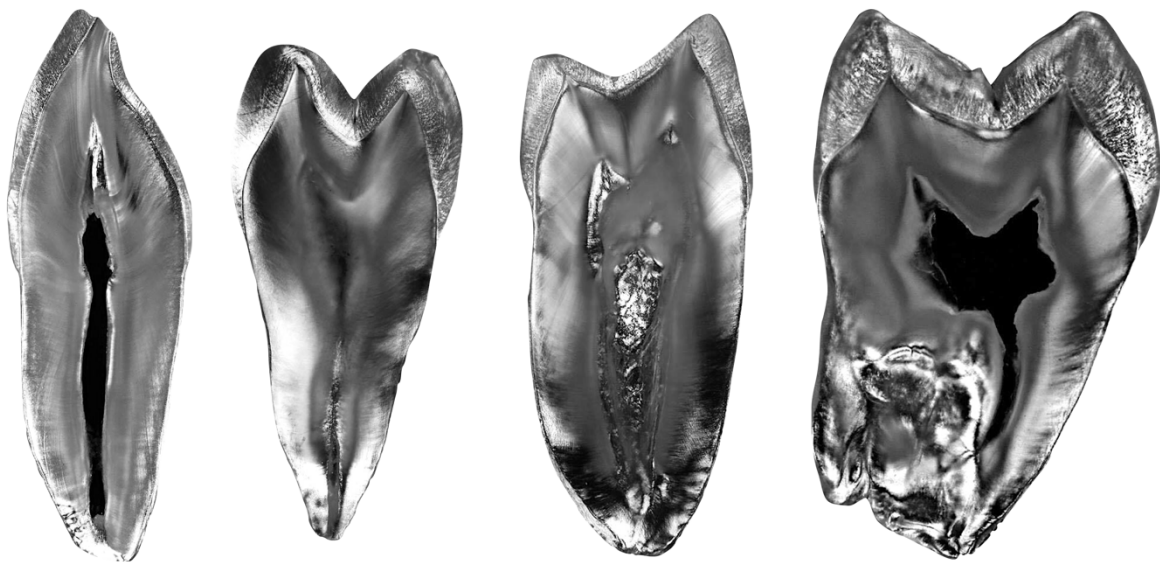


FOTO 1 Struktura zubu na řezu. Autor snímku: dr. Stanislav Geranin

Sklovina je tvořena tzv. prizmaty. Prizmata jsou dlouhé útvary na průřezu tvaru klíčové dírky a velikosti 0,5 – 4 μm. Jsou uspořádána paralelně těsně vedle sebe, tvarově do sebe zapadají. Mají orientaci od DEJ směrem k povrchu skloviny. Zatímco směrem k incizi a okluzi se sklánějí proti směru namáhání, v blízkosti CEJ se průběh prizmat orientuje apikálním směrem. Jednotlivá prizmata jsou ohraničena interprizmatickou hmotou bohatší na proteiny. Uvnitř prizmat jsou krystaly hydroxyapatitu. Striktním uspořádáním krystalů, prizmat a interprizmatické hmoty je sklovina označována jako keramický kompozit. **(2,5)**

2.1.2 ADHEZE NA SKLOVINU

Princip adheze na leptaný sklovinný povrch byl objasněn Buonocorem v 50. letech. Odlišností reakce prizmat a interprizmatické hmoty při leptání kyselinami dochází k mnohonásobnému zvětšení plochy. Takto ošetřený povrch je po osušení poměrně snadno vyplnitelný hydrofobním řídkým pryskyřičným bondem. Adheze nevyžaduje žádné další fáze. Vzniklá vazba je pevná, stabilní v čase. **(6-8)** Hodnoty pevnosti připojení technikou etch-and-rinse se pohybují podle zvoleného měření, zubu a adheziva, ale obvykle dosahují hodnot více než 30 MPa a vyskytují se i hodnoty přes 50 MPa. **(9-11)**

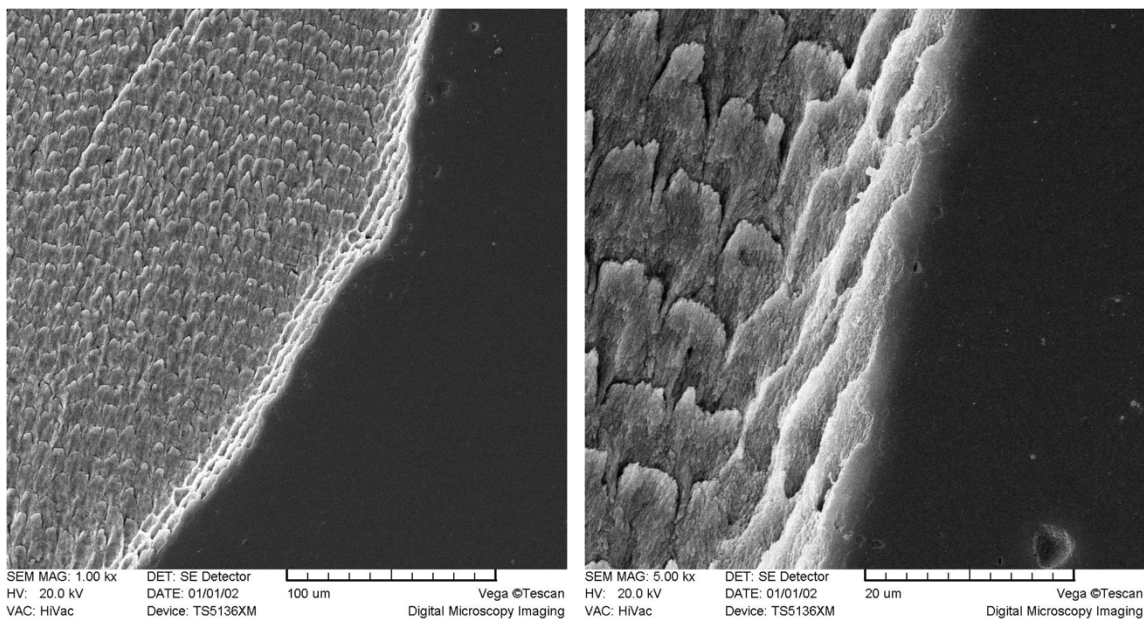


FOTO 2 SEM fotografie skloviny premoláru s navázanou kompozitní pryskyřicí. Zub byl ošetřen výplní 14 měsíců před extrakcí. SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)

2.2 DENTIN

2.2.1 SLOŽENÍ

Dentin tvoří většinu objemu tkáně zubu. Jeho struktura je nehomogenní, tubulární povahy s odlišnostmi struktury směrem apiko-koronárním i ve směru DEJ-pulpa. **(3)** Spolu s pulpou zubu tvoří strukturní i funkční jednotku ohraničenou na korunce zevně sklovinou, která obě struktury chrání. Kořenový dentin je zevně ohraničen cementem. Dentin je dynamickou strukturou, která se mění s věkem, při funkční zátěži, při kariézním procesu nebo po endodontickém ošetření.

Lidský dentin obsahuje se skládá z organické, anorganické části a vody. **(12)**

	Anorganické	Organické	Voda
hmot. %	70	18	12
obj. %	30-50	30-50	20

TAB 1 Souhrnné složení dentinu. (Carvalho 1996, Marshall 1997)

Toto složení není konstantní a jeho variace významné. Dentin demineralizovaný kariézním procesem obsahuje až 70% objemu vody, což má zásadní dopad na jeho mechanické vlastnosti. **(13)**

Dentin obsahuje tubuly zasahující a zužující se směrem od pulpy k DEJ. **(14)** Plocha dentinu přivrácená k pulpě je také výrazně menší než plocha v kontaktu se sklovinou. Výsledkem je výrazná regionální odlišnost struktury dentinu mezi těmito hranicemi. Zatímco plocha tubulů v blízkosti pulpy dosahuje 22%, na straně DEJ obvykle nepřesahuje 1%. Tubuly také představují hlavní prostředek permeability dentinu **(15)**, která je díky tomu odlišná pro různé oblasti dentinu a dramaticky se zvyšuje při leptání dentinu kyselinou fosforečnou. **(16)**

Tubuly jsou obklopeny peritubulárním dentinem, který je více mineralizován a také vykazuje strukturní odlišnosti podle lokalizace. Naopak intertubulární dentin je mnohem bohatší na organické komponenty, zejména kolagen, který hraje zásadní roli v adhezivních procedurách. **(17)**

2.2.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI

Mechanické vlastnosti dentinu vykazují značný rozptyl hodnot odpovídající variacím struktury popsané výše. Základní vlastnosti dentinu byly popsány již v minulosti. V současnosti je však dentinová adheze využívána k většině rekonstrukčních postupů a znalost struktury a vlastností dentinu na hlubší úrovni je důležitější než kdy předtím. **(12,18)**

Vlastnost	Mineralizovaný dentin	Demineralizovaný dentin
Pevnost v tahu (microtensile, MPa)	60-100 50-55 (caries affected)	10-25 14-16 (caries affected)
Modulus elasticity (GPa)	13-18	0,05-0,07
Tvrdość dle Knoopa	60-70	40-50
Hustota (g/cm ³)	2,01	1,05

TAB 2 Mechanické vlastnosti dentinu (adaptováno dle Carvalho, 2012)

Zatímco většina výzkumu bývala prováděna na intaktních extrahovaných zubech často mladých jedinců, **(19,20)** velká část rekonstrukcí zubů probíhá na zubech starších pacientů, poškozených různými noxami, často zubech nevitálních. Zájem výzkumu se proto posouvá i do popisu struktury a vlastností zubů podobně postižených. **(21-23)**

Dentin vykazuje s věkem následující změny**(24)**:

- Vyrůstá minerální obsah transparentního dentinu
- Dochází k obliteraci tubulů depozity peritubulární matrix
- Transparentní dentin se před frakturou nedeformuje
- Pevnost v ohybu a deformace před frakturou s věkem signifikantně klesá
- Odolnost vůči fraktuře klesá cca o 20% u transparentního dentinu
- S věkem se zvyšuje četnost poškození dentinu a jeho propagace
- Permeabilita s věkem klesá
- Starší dentin obsahuje méně vody
- Tvrdość a modulus elasticity s věkem stoupají

- S věkem klesá hustota odontoblastů a fibroblastů
- S věkem se objevuje více transparentního dentinu v apikální třetině čímž vznikají odlišnosti v rozměrech tubulů a jejich minerálním obsahu
- Mladý dentin lépe odolává cyklické zátěži
- Sklerotický a starý dentin vytvářejí tenčí hybridní vrstvu, kratší resin tags a méně větvení

2.2.3 ADHEZE NA DENTIN

Dentinová adheze je trvalé mikromechanické spojení biologické tkáně a pryskyřičného materiálu. (7) Pryskyřice nahradí demineralizací odstraněné minerální součásti a usilujeme tím o vytvoření stabilního spojení obalením odhalených vláken kolagenu. (17)

Tradičním způsobem vytvoření vazby dentin-pryskyřice je technika tzv. totálního leptání, kde za pomoci kyselé substance (obvykle 37% gel kyseliny fosforečné) odstraníme minerální obsah z povrchu dentinu do hloubky 5-8 μm a po odplavení reziduí hydroxyapatitu vodou je odhalena struktura provázaných kolagenních vláken. Tato hustá síť může existovat pouze ve vodném prostředí. V dalším kroku se ideálně všechna voda v okolí vláken vytěsni a nahradí pryskyřičným materiálem, který vyplní všechny prostory vzniklé leptáním kyselinou. Když následně světlem pryskyřici zpolymerujeme, vytvoříme biokompozit označovaný v literatuře jako hybridní vrstva. (25)

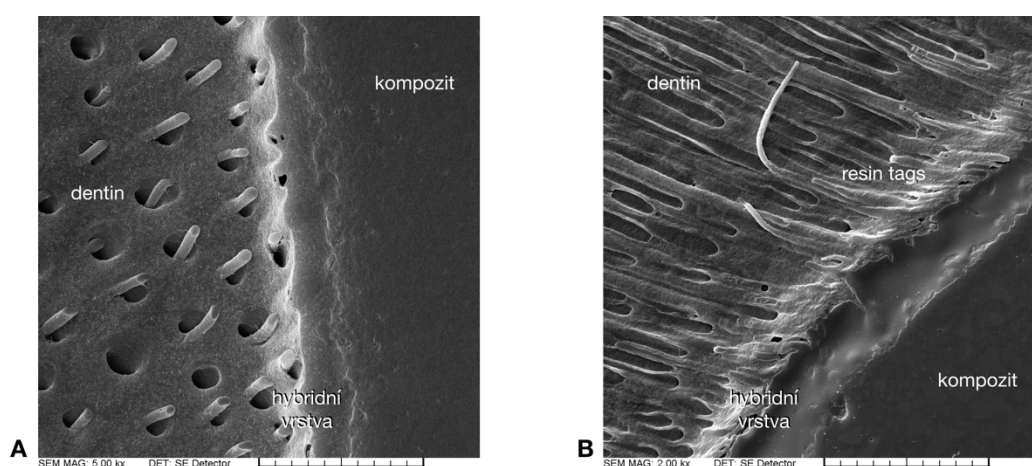


FOTO 3 Fotografie ze SEM zobrazující hybridní vrstvu v různých směrech řezu. Zvětšení 5000x (A) a 2000x (B). SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)

V minulosti byly považovány za zdroj mechanické retence i tzv. resin tags, neboli dlouhé útvary pryskyřice zateklé do dentinových tubulů. Jejich vliv na mechanické vlastnosti vazby je ale komplexnější a závisí i na míře jejich připojení do peritubulárního dentinu. (26)

Dosažení stavu, kdy všechnu vodu mezi kolagenními vlákny nahradí pryskyřice adhezivního systému je prakticky dosažitelné jen zcela vzácně. Výše popsaná heterogenita dentinu a technické obtíže při práci způsobují, že jak tloušťka hybridní vrstvy, tak míra infiltrace mezi vlákny kolagenu značně oscilují. Na výsledný stav mají vliv faktory jako:

- umístění kavity na zubu(27)
- hloubka kavity(28)
- lokální skleróza dentinu(29-31)
- věk pacienta(28)
- přítomnost kazivých defektů(23,32-34)
- postupy a stavy předcházející klinicky zhotovení vazby. (17,35,36)

3 ASPEKTY TECHNICKÉ

3.1 KOMPOZITNÍ PRYSKYŘICE

3.1.1 HISTORIE

Kompozitní pryskyřice (resin composite – RC) byly představeny v 60. letech jako náhrada amalgámu a silikátových cementů pro výplňovou terapii. Zatímco sklovinná adheze byla již objasněna, byl popsán monomer Bis-GMA, ale neexistoval tou dobou žádný systém adheze na dentin, nebyly dosud informace o hybridní vrstvě a z hlediska mechanických vlastností šlo o první experimenty se složením. **(8,37)**

Po prvních kompozitech připravovaných smísením dvou past s makroplnivem (vel. 5-20 μm). Klinické výsledky s první generací byly velmi špatné. Výplně nebyly příliš odolné v otěru, praskaly, vyskytovala se významná postoperační citlivost, docházelo k netěsnostem okrajů, sekundárním kazům, iritaci pulpy až k nekrózám. Navíc nebyly výplně dobře leštitelné, měnily barvu. **(38)**

V 70. letech přišla generace mikrofilních kompozit, která dramaticky zlepšila estetiku výplní, ale jejich mechanická odolnost se spíše zhoršila. Teprve 80. léta znamenala dramatický obrat v kvalitě výplňových pryskyřic nástupem tzv. hybridních kompozit, která již obsahují větší množství více druhů plniv, UV filtry a další komponenty, které činí z kompozitní pryskyřice velmi univerzální materiál.

3.1.2 SLOŽENÍ A VZNIK

Kompozitní pryskyřice nebo přesněji kompozit pryskyřice a skleněného plniva se skládá ze dvou základních komponent:

- Pryskyřičné matrix nejčastěji ze skupiny metakrylátů (BIS-GMA, UDMA, TEDMA, BIS-EMA, HDDMA a kombinace)
- Plniva, nejčastěji křemičitého (silica, quartz) různých velikostí a tvarů
- Spojení obou komponent zajišťuje silanizace povrchu plniva.

Dalšími součástmi jsou systém iniciátorů a akceleratorů k realizaci vzniku polymeru a anorganická barviva k napodobení světelných charakteristik nahrazovaných tkání.

Vedle různých dimetakrylátů a jejich derivátů **(39,40)** se v praxi užívají ještě siloran, který vykazuje díky odlišné struktuře s menším počtem dvojných vazeb menší polymerační kontrakci. **(41,42)** a metakrylátem modifikovaný polysiloxan jako součást ormoceru. **(43,44)**

Zatímco chemická vazba plniva na matrix se brzy ukázala jako nezbytná a je součástí materiálů již dlouho dobu, struktura plniv se stále vyvíjí, protože je zjevné, že právě obsahem, typem a strukturou plniv lze dnes zcela zásadně ovlivnit vlastnosti jednotlivých produktů. Nejběžnější plniva užívaná jsou různé formy SiO₂:

- Amorfnní nebo krystalické sklo (různé složení s převahou Ba, Al, F, Si, Sr, B a jejich kombinace) – velikost 1-50 μm
- Keramická plniva (ZiO₂) – vel.0,5 – 10 μm
- Pyrogenní nebo koloidní silica – vel 0.01 – 0.1 μm
- Nanoplňniva (SiO₂ nebo ZiO₂) 5 - 75 nm **(45,46)**
- Předpolymerované shluky mikro nebo nanoplňniva a pryskyřice vel. 0,6 – 1,4 μm**(47)**

Konkrétní složení materiálů se všemi detaily a přesné proporce všech komponent jsou často předmětem výrobních tajemství a ke složení konkrétních produktů slouží laboratorní analýzy**(40)**.

Pryskyřičná metakrylátová matrix je polymer vznikající řetězovou iontovou polymerací. Průběh této chemické reakce je systémem iniciátoru, akcelérátoru a inhibitoru dobře kontrolovatelný, takže výplňové kompozitní pryskyřice polymerují „on demand“, při povelu.

Polymerizace jako přeměna monomeru na polymer probíhá:

- Smísením dvou složek spontánní chemickou reakcí – iniciátor a akcelérátor jsou obsaženy ve dvou komponentách
- Polymerací připraveného monomerního těsta iniciované modrým světlem, které je absorbováno inhibitorem (diketon) a spouští polymerační reakci
- Kombinací výše uvedeného.

V průběhu polymerizace RC jsou důležité 2 body:

- Gelace – přechod z tekuté fáze do elastické struktury, vnitřní tok materiálu je zachován a může částečně snížit úroveň polymeračního stresu
- Vitřifikace – přechod z gelové fáze to pevného skupenství

Stadium mezi gelací a vitřifikací je významné tzv. post-gelovým smrštěním, jeho hodnota významně ovlivňuje výsledný polymerační stres. **(48-50)**

Podíl dvojných vazeb, které vstoupí do polymerační reakce k vytvoření větších molekul polymeru se nazývají stupeň konverze. Čím je vyšší hodnota stupně konverze, tím se zlepšuje řada mechanických vlastností materiálu - modulus elasticity, odolnost v otěru, nasákavost, odolnost vůči hydrolyze.

Zároveň se ale často stupeň konverze pojí s vyšší úrovní post-gelového stresu (viz dále). Stupeň konverze je výsledkem použitého složení pryskyřice, systému iniciátoru a akcelérátoru a zvoleného způsobu polymerace. Stupeň konverze lze ovlivnit pozitivně např. předeřtím výplňového kompozitem před aplikací na 37-55°C. Nevhodná světelná polymerace může snížit stupeň konverze u duálním kompozitů. **(39,51,52)**

3.1.3 VLASTNOSTI

Kompozitní pryskyřice jsou ve svých vlastnostech velmi diverzifikovanou skupinou materiálů. Nalezneme společné aspekty, ale řada popisovaných vlastností se vztahuje ke konkrétním produktům. Pro praktického zubního lékaře je nutná znalost klinicky významných vlastností a protokolu jejich dosažení. Zde je nutné podotknout, že právě nedodržení protokolu nebo nevědomá modifikace zpracování materiálu může být jedním ze zásadních faktorů neúspěchu při práci s RC.

Očekávané vlastnosti kompozitních pryskyřic **(53)**

- Nízká polymerační kontrakce.
- Nízká nasákavost
- Koeficient termální expanze blížký T_{ZT}
- Vysoká odolnost proti prasknutí
- Vysoká odolnost v otěru
- Vysoká rentgenkontrastnost
- Pevná vazba ke sklovině a dentinu
- Snadná manipulace
- Snadné opracování a leštění

Zatímco v řadě výše uvedených vlastností současný vývoj dosáhl úrovně průmyslového standardu a prakticky veškeré produkty na trhu jej splňují v dostatečné míře za předpokladu správného klinického zpracování, tak polymerační smrštění, polymerační stres a jeho důsledky jsou stále předmětem dalšího vývoje.

3.1.4 POLYMERACNÍ SMRŠTĚNÍ / POLYMERACNÍ NAPĚTÍ

Hovoříme-li v češtině o polymeračním smrštění, máme obvykle na mysli změnu velikosti materiálu po proběhlé polymeraci (ang. strain) a je třeba jej odlišovat od síly působící na stěnu kavity, tedy napětí (ang. stress). Polymerační smrštění je nejsledovanějším parametrem RC. **(54)** Vzniká propojením monomeru do polymeru a v současnosti neexistuje žádný způsob, jak se mu při přímých dostavbách zcela vyhnout. **(55)**

Důsledky polymeračního smrštění jsou(56) :

- Dezintegrace (debonding) spoje RC-TZT ať uvnitř kavity či na okraji výplně, které se projevuje okrajovou netěsností (microleakage) nebo postoperační citlivostí
- Praskání vnějších ploch klinické korunky (enamel crack)
- Sekundární kaz
- Zbarvování okrajů

Všechny užívané monomery či oligomery vykazují lineární smrštění kolem 15%. Včetně plniva je pak hodnota smrštění 1-6%. Větší molekuly jako siloran mají při polymeraci dvojných vazeb k rozpojení méně a tudíž polymeraci doprovází smrštění menší. Polymerační smrštění můžeme snížit obsahem nekontražujících přísad, tedy plniva. V kompozitních pryskyřicích se obsah plniva pohybuje od 30 do 80 obj. %. Pro chování pryskyřic je tato hodnota více vypovídající než parametr hmotnostních procent, který bývá z marketingových důvodů uváděn častěji (vyšší hodnota). Větší objem plniva znamená menší podíl pryskyřice a tím nižší hodnotu smrštění.

Pro objemové změny a jejich kinetiku u polymerů sledujeme následující veličiny:

1. Polymerační smrštění (shrinkage strain) je definováno jako objem, o který je objem polymeru menší než objem monomerní fáze. Udává se v procentech.
2. Post-gelové smrštění udává objemovou změnu mezi fází gelace a vitrifikace.
3. Rychlost polymeračního smrštění (shrinkage strain rate) udávaná v %/s
4. Polymerační napětí (shrinkage stress), které udává v MPa naměřený tah na stěnu kavity.
5. Post-gelový stres (post-gel stress) je napětí změřené až po fázi gelace a bývá nejčastěji dáván do korelace s negativními důsledky smrštění a je do značné míry v pozitivní korelaci se stupněm konverze a vyšším modulem elasticity.
6. Modulus elasticity

U současných kompozitních pryskyřic se pohybuje polymerační smrštění od 1 do 6% s vyššími hodnotami u kompozit typu flow nebo cement. Obvyklá hodnota polymeračního napětí (shrinkage stress) je 5-10 MPa. Pro srovnání, pevnost připojení kompozitní pryskyřice na dentin obvykle přesahuje 25 MPa.

Na výsledné vlastnosti výrobků z kompozitních pryskyřic má vliv složení a zpracování dané výrobou, ale také faktory ovlivnitelné v ordinaci:

- Skladování
- Kontaminace během skladování a zpracování

- Způsob a doba polymerace **(48)**
- Adaptace materiálu v kavitě a mezi vrstvami **(57)**
- Kvalita leštění

3.1.5 *TECHNIKY OMEZENÍ POLYMERACNÍHO STRESU*

Způsoby omezení důsledků polymeračního smrštění/stresu doprovázejí celou éru kompozitní pryskyřice. Vedle vývoje nových materiálů bylo popsáno mnoho klinických technik omezení smrštění a dají se dělit na 2 skupiny podle Münchowa: **(58)**

1. Alternativní techniky aplikace materiálu:
 - Redukce c-faktoru / redukce objemu inkrementu
 - Použití flow nebo adheziva jako mezivrstvy (liner)
 - Změna metody polymerace
 - Zvýšení porozity v materiálu
 - Předehtání kompozitu před aplikací
2. Změny v intenzitě nebo množství světelné energie k polymeraci
 - Intermitentní polymerace (pulse) – střídání zap/vyp v rychlém sledu
 - Exponenciální polymerace (ramped) – exponenciální nástup intenzity světla během 15 sec
 - Soft-start – nízká hladina intenzity během prvních 10 sec
 - Pulse delay – krátký pulz na každý inkrement a po konkrétní pauze závěrečná polymerace

Míra dosažené redukce stresu se značně liší a není vzájemně porovnatelná, protože reprezentuje velmi odlišné metody měření.

Zřejmě nejběžněji používaná technika vrstvení kompozit šikmými inkrementy založená na myšlence redukce c-faktoru jednotlivých inkrementů není tak zcela bez rizika reziduálního stresu. **(59)**

V některých měření dosahuje srovnatelných výsledků s bulk technikou. **(49,50)**

Velmi výhodné se podle řady studií jeví změna protokolu svícení. Různé variace na podobné téma jsou založeny na prodloužení doby do vitifikace materiálu. **(52,60)** Tyto techniky poměrně významně snižují stres, ale toto snížení je doprovázeno redukcí stupně konverze a tím i horšími mechanickými vlastnostmi. **(61)**

Používání flow jako mezivrstvy pod výplněmi se laboratorně jeví jako dobré řešení **(62,63)**, ale klinické studie tento předpoklad nepotvrzují. **(64)** Flow liner se dobře adaptuje k povrchu a může signifikantně redukovat c-faktor kavity, ale jde o další vrstvu, další rozhraní.

Velmi populární řešení je použití bulk-fill typu kompozit, které umožňují vyplnit velkou porci kavity jediným inkrementem. Díky své atraktivitě pro praxi si tyto materiály získaly mnoho pozornosti od výrobců a dochází k intenzivnímu vývoji nových materiálů. Technika je založena na vyplnění nejhlubších partií kavity materiálem s vysokou mírou samonivelace, dobrou polymerací v tloušťce 4-5 mm a nízkým polymeračním stresem.

I když jsou duální cementy používány zejména k fixaci protetických prací a FRC čepů, je možné je použít také jako techniku ke snížení polymeračního stresu. Jejich spontánní polymerace nedosahuje potřebného stupně konverze, ale odložením světelné polymerace o 5 minut nedochází k zásadnímu ovlivnění mechanických kvalit, ale dá se tak snížit reziduální stres. (65,66)

Nejnověji se experimentuje se složením výplňových pryskyřic. Zvyšování molekulové hmotnosti monomeru jako u DX-511 nebo používáním cyklických sloučenin jako siloran. I když se používání těchto molekul opět laboratorně ukazuje jako výhodné(67), není klinický efekt dosud nijak prokazatelně významný. (68-70)

3.1.6 DRUHY RC DLE UŽITÍ

Dělení kompozitních pryskyřic dle použité pryskyřice, struktury plniva, způsobu tuhnutí je poměrně umělé a má význam pro pochopení technologie, ale klinicky se kompozita dělí na skupiny dle použití. Přestože jsou vzniklé skupiny poměrně heterogenní, je toto dělení

3.1.6.1 Výplňové pryskyřice

Na rozdíl od minulosti dnes je většina výrobků v kategorii univerzálních, tedy použitelných ve frontálním i distálním úseku chrupu. Podle obsahu plniva jsou na trhu nejčastější varianty mikrohybridní, nanohybridní a nanofilní. Obvykle polymerují světlem a obsahují 53-82 obj. % plniva. (71)

Výplňové pryskyřice dobře odolávají žvýkacím tlakům i otěru i při polymeraci přímou technikou za předpokladu dosažení dobrého stupně konverze. Limitem jejich užití je vyhnutí se důsledkům smrštění a dobrá adaptace v kavitě, zejména tam, kde je nezpolymerované těsto příliš viskózní. Pro tyto případy je někdy výplňová pryskyřice předehřívána před použitím na 37 – 55°C. Spolu se snížením viskozity je následně zvýšen i stupeň konverze, modulus elasticity, ale také post-gelové smrštění a reziduální stress.

Výplňové pryskyřice jsou dodávány v mnoha odstínech imitujících sklovinu nebo dentin.

Jestliže v minulosti byly kompozitní výplňové materiály kritizovány za nedostatečnou mechanickou odolnost, podobně jako keramické za přílišnou tvrdost, tak dnešní generace materiálů se mechanicky

blíží přirozeným tkáním. Modulus elasticity kompozit (11-23 GPa) **(71)** je podobný zdravému dentinu (13-18 GPa) a otěr odpovídá zubní sklovině. **(72)**

3.1.6.2 Tekutý kompozitní materiál (Flow kompozit)

Kategorie RC s nižší viskozitou. Tečení bylo v minulosti dáno nízkým obsahem plniva kolem 30%. V dnešních produktech je celkový objem plniva 42-53%**(53)**, a tekutost je dána jinou strukturou plniva než mají výplňové RC. **(73)** Polymerují světlem. Bývaly používány též jako stress-breaker mezi stěnou kavity a výplňovou pryskyřicí, ale tato funkce nebyla potvrzena. **(64)**

Hlavní vlastností flow je schopnost dokonalé adaptace k nerovnému povrchu. Dají se též podobně jako cementy využít tam, kde je žádoucí extrémně tenká vrstva kompozitní pryskyřice, tedy při fixaci přesných celokeramických prací s velikostí spáry pod 50 μm . **(74,75)**

3.1.6.3 Cementy

Mezi cementy byly v minulosti řazeny chemicky nebo duálně tuhnutí kompozita s objemem plniva pod 50%. V dnešní době je opět častější vidět cementy s celkovým objemem plniva nad 50%. Jejich struktura plniva často kopíruje flow kompozita. Hlavní význam cementů je umožnit použití RC tam, kde nelze efektivně polymerovat světlem. Samotná chemická polymerace nedosahuje bez dalších faktorů (teplo, tlak) stejného stupně konverze jako světlem tuhnutí verze.

V minulosti byly pryskyřičné cementy zatíženy barevnou změnou způsobenou terciárními aminy, které obsahovaly. Moderní cementy je již neobsahují.

Polymerace duálních kompozit je možná, jak název napovídá, oběma způsoby nebo kombinací. Použití světelné polymerace a čas použití ale hrají významnou roli. Časná polymerace světlem může mírně zvýšit stupeň konverze, ale také hladinu postgelové kontrakce a tedy výsledného stresu. Odložená aktivace světlem snižuje reziduální stres bez významného zhoršení mechanických parametrů.

(48,65,66)

Kritickou vlastností obou skupin flow a duálně tuhoucích je horší odolnost v otěru. Vyšší stupeň konverze tento nežádoucí efekt může omezit, ale ne zcela vyloučit. **(76-79)**

Zvláštní skupinou cementů jsou tzv. samoadhezivní cementy. Na rozdíl od samoleptacích adheziv, která svým účinkem imitují leptací techniky, zde mechanismus adheze odpovídá adhezi skloionomerních cementů (angl.. glass-ionomer cements, GIC), které jsou chemicky součástí těchto cementů.

Předpoklad je, že tyto cementy mají zvýšenou retenci na kořenový dentin, který nemusí být předem nijak ošetřován. Je třeba minimalizovat smear layer jako u skupiny GIC. Celková schopnost adheze není

vyšší než u kompozitních cementů použitých s dentinovými adhezivy, ale procedura je jednodušší a tím skýtá menší prostor na chybu. **(80,81)**

Duální cementy ve své struktuře obsahují porozity, které mohou působit na potlačení polymeračního pnutí. **(82)**

3.1.6.4 Bulk-fill

Kategorie bulk-fill je relativně nová a vůbec nedefinuje materiály na bázi struktury, ale jako produkty umožňující zaplnit a zpolymerovat kavitu hlubší než 4 mm bez negativních důsledků polymeračního smrštění. **(83)** Efektu dosahují produkty různými způsoby:

- Změna chemické struktury pryskyřice **(40)**
- Použití menšího objemu plniva nebo menších částic plniva **(84)**
- Vyšší transparentností materiálu
- Vyšším obsahem nebo novými iniciátory

Popisují se dvě základní skupiny: **(85)**

Flowable/base. Tekutá konzistence, obvykle obsahují méně plniva (38-61 obj.%), je nutno je okluzně krýt výplňovým materiálem nebo korunkou. Zástupci: SDR Plus (Dentsply), Filtek Bulk Fill (3M), X-tra base (Voco)

Paste/full-body. Těstovitá konzistence, více plniva (58-70 obj.%), možno zůstat samostatně. Zástupci: SonicFill (Kerr), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar), Filtek Bulk Fill Posterior (3M)

I když to nebývá explicitně uváděno, mezi bulk-fill RC se logicky řadí také vysoce naplněná duální kompozita.

Do skupiny se řadí i materiály s mikro-vláknitým plnivem (SFRC – Short Fiber Resin Composite) nahodilé orientace sloužící ke zvýšení odolnosti materiálu v tahu. **(86)** U některých představitelů této skupiny je vyžadováno okluzní krytí hybridní pryskyřicí, u jiných se předpokládá, že mohou zůstat samostatně. **(85)**

Použití materiálu, který se snadno adaptuje ke dnu hluboké kavity a nevyžaduje v této oblasti vrstvení by mohl být jeden z mechanismů, jak tyto materiály fungují. Ze studií využívajících metodu konečných prvků (Finite Element Analysis, FEA) vyplývá, že i při použití vrstvení dochází k nezanedbatelné koncentraci stresu mezi jednotlivými vrstvami a v praxi je zde vždy riziko (či téměř jistota) umístění

nečistot či vzduchu mezi vrstvy. (59,71) Bulk-fill kompozita vysoké viskozity mohou mít stejné problémy adaptace v hlubokých kavitách za vzniku defektů jako konvenční kompozita. (87)

Stále chybí více studií, zda tyto materiály je možné použít bez rizika, jakým způsobem pracovat a jak budou rekonstrukce z nich vypadat po delší klinické zátěži. K dispozici máme předběžné klinické studie a laboratorní testy. (43,88-90)

3.2 ESTETICKÉ KOŘENOVÉ ČEPY

3.2.1 VLÁKNITÁ KOMPOZITA

Pro potřeby této práce pracujeme s technologií prefabrikovaných vláknových čepů (Fiber-reinforced Composite, FRC). Tyto produkty patří do širší skupiny vláknových kompozit, jejich hlavní charakteristikou je použití plniva v podobě vláken místo sférických tvarů. Vlákenné plnivo v kompozitní pryskyřici vytváří anizotropní charakter materiálu, jehož odolnost v tahu narůstá ve směru orientace vláken. Do této kategorie nezahrnujeme výplňové materiály nebo cementy s obsahem či příměsí nahodile uspořádaného mikroskopického plniva vláknitého tvaru (Short Fiber-reinforced Composite, např. everX posterior – GC) (24)

Vláknitá kompozita mají široké užití v průmyslu, sportu, motorismu, armádě a dalších odvětvích. K tomuto účelu jsou používána vlákna skleněná, uhlíková nebo aramidová. Zřejmě nejznámějším komerčním produktem je Kevlar (DuPont)

Kořenové čepy se vyrábějí i z dalších estetických materiálů jako lithiumdisilikát nebo ZrO_2 . Jejich modulus elasticity se pohybuje ve stejných řádech jako u kovových čepů a jejich použití provází stejné komplikace katastrofických fraktur kořene. (91)

3.2.2 CHARAKTERISTIKY FRC ČEPŮ

Vývoj FRC čepů začal v roce 1990 publikací práce o FRC čepích z uhlíkových vláken a epoxidové pryskyřice, které sice neplnily roli estetickou, ale přesto dramaticky změnily pohled na post-endodontické ošetření. (92) Během následujících let vznikla celá plejáda produktů, jejichž kvalita ne vždy splňovala očekávané úrovně. Jako produkt zcela nové kategorie prošly FRC čepy logickým vývojem, kdy na zkušenostech s minulými technologiemi (lité nástavby, kovové prefabrikované čepy) se postupně formulovaly základní požadavky na tuto novou kategorii.

Variabilní parametry produktů nové kategorie jsou:

- Druh, délka, uspořádání vláken. (sklo, křemen, uhlík, polyetylén, aramid)
- Doplněková granulární plniva
- Druh pryskyřice. (metakrylátová, epoxidová)
- Způsob spojení vláken a pryskyřice. Ideálně silanizace.
- Makroskopický profil čepů. Paralelní, konické, dvojitě konické, s retenčními zářezy apod.
- Povrchová úprava čepu
- Obsah nečistot, vzduchových inkluzí

Ještě před 10-15 lety se spektrum produktů značně lišilo. V dnešní době se již základní složení, geometrie a proporce jednotlivých produktů neodlišuje tak zásadně. Naprostá většina produktů představuje konický nebo dvojitě konický tvar průměru 0,6-1,2 mm na hrotu složený z vláken krystalického nebo amorfního skla o tloušťce 8-16 μm spojených pryskyřicí epoxidovou nebo metakrylátovou. Hustota vláken se pohybuje mezi 3000 a 7800/ mm^2 . Celkový poměr vláken a matrix je 43-61%.**(93)** Vedle obvyklého kruhového profilu na řezu existují i produkty oválného průřezu. Snaha je vyhovět lépe tvaru oválných kořenů, ale výsledky se nijak zásadně neliší od jiných tvarů. **(94,95)**

Dříve doporučené čepy s retenčními prvky (serrated) nezvyšují retenci, ale mohou koncentrovat stres. **(96)**

3.2.3 VLASTNOSTI

Při laboratorním testování se sledují fyzikální vlastnosti produktů:

- Modulus elasticity materiálu
- Celková tuhost čepu (v konkrétním rozměru)
- Odlišnosti mechanických vlastností v různých směrech (anisotropie)
- Světelná prostupnost
- Soudržnost vláken a pryskyřičné matrix při ohybu
- Schopnost připojení k fixačním materiálům
- Prostupnost pro bakterie (microleakage)

V hodnotách modulu elasticity i celkové pevnosti v ohybu je třeba hodnotit celý čep a jeho velikost hraje roli v naměřených hodnotách. Oba parametry narůstají s průměrem, resp. objemem, čepu. Pro

modulus elasticity byly naměřeny hodnoty 10-25 GPa a pro celkovou pevnost v ohybu 600-1100 MPa. **(93)**

U řady FRC čepů je deklarována schopnost přenosu světelné energie z korunky do kořene, ale i u těch nejtransparentnějších není možné spoléhat se na světelnou polymeraci. **(97,98)**

Při testování v ohybu je kromě měření sil možno pozorovat též soudržnost vláken čepu. Pevná vazba mezi vlákny a pryskyřicí umožňuje přenosy sil a tím větší mechanickou výdrž čepů. Obvykle jsou čepy kompletně uzavřeny v dostavbovém materiálu, ale pokud dojde k jeho expozici při preparaci na korunku, málo soudržný čep podléhá záhy mechanickému rozvolnění vláken. Rozpětí této veličiny popisuje Grandini na výsledcích z cyklického zatížení ohybem. Jednotlivé produkty dosahovaly od 7000 cyklů do selhání až po 2 mil vykonaných cyklů bez selhání na všech sledovaných kusech. **(99)**

FRC čepy mění své vlastnosti ve vodním prostředí nebo termocyklováním. Nasákavost pryskyřice, zejména epoxidové, snižuje modulus elasticity o 10%.**(100)** Pokud jsou vlákna s matrix nedostatečně spojena, může se vlhkost mezi oddělenými vlákny dostávat i do vnitřních částí čepů. Tyto změny mohou zvýšit deformace (Poissonova konstanta se zvyšuje) a vést k debondingu.

3.2.4 ADHEZE FRC ČEPŮ

Ideálním stavem post-endodontického ošetření je pevné spojení FRC čepu a fixačního či dostavbového cementu. Čepy složené z vysoce polymerované pryskyřice a skla nenabízejí teoreticky dobrou adhezi. Někteří autoři proto navrhují povrchovou úpravu čepu silanizací pro zvýšení adheze těsně před ošetřením. **(101)** Většina autorů ale toto tvrzení nepotvrdila. **(102,103)** Silanizace může zvýšit adhezi k samoadhezivním cementům, ale mechanismus není známý. **(104)**

Racionálnější se jeví úprava povrchu při výrobě technologií PVD (Physical Vapor Deposition) nebo TSC (Tribochemical Silica), které laboratorně zvyšují adhezi čepu na cement. **(105,106)**

Z praktického hlediska je výhodné čepy udržovat individuálně balené, aby nedocházelo k vzájemnému ošetru, vzniku skleněného a pryskyřičného prachu a povrchových defektů čepů.

3.3 POLYALKENOÁTY SKLA

3.3.1 DEFINICE

Polyalkenoáty, neboli soli kyseliny polyalkenové, obecně často nazývané skloionomerní cementy (GIC) je možné zahrnout do širší skupiny materiálů pro estetickou rekonstrukci, přestože jejich povrch v

konkurenci moderních kompozitních pryskyřic nebo keramiky není srovnatelný. Díky optickým vlastnostem skla jsou svým zbarvením a translucencí poměrně estetickým materiálem. GIC jsou jediným výplňovým materiálem s významnou chemickou adhezí na TZT. **(107,108)**

3.3.2 SLOŽENÍ A VZNIK

GIC vznikají jako soli tzv. ionomerního skla, obvykle hlinito-křemičitého s příměsí fluoridových a fosforečných iontů, a polyalkenové kyseliny či jejich směsi. Ionomerní sklo má díky přítomnosti křemičité (silica) i hlinité (alumina) složky reaktivitu a potřebný zásaditý charakter pro acidobazickou reakci. **(109)** Kyselina je sama polymerem, kde je potřeba zachovat optimální délku řetězce pro zaručení smísitelnosti a co nejlepších mechanických vlastností. Kyselina v tekutém stavu může být se skleněným práškem mísena před použitím nebo v dehydratované podobě součástí prášku míseného s vodou. Ideální je příprava strojová v kapslích, kde je zaručen ideální poměr i doba a způsob mísení.

Výchozí poměrně lineární průběh reakce komponent by byl klinicky nepoužitelný, proto je běžnou součástí také L-vinná kyselina, která iniciálně rychlost reakce zpomaluje a následně urychluje. **(107)**

3.3.3 VLASTNOSTI

Ionomerní sklo se vyznačuje schopností uvolňovat ionty při mísení s vodným roztokem slabých kyselin. Acidobazická reakce tuhnutí GIC poté probíhá v několika fázích. **(110,111)** Po iniciálním uvolnění iontů do okolního roztoku se spustí chemická reakce na povrchu skleněných zrn, do které vstupují zejména vápenaté ionty skla. Popsanou reakcí dojde poměrně rychle ke gelaci a prvotnímu ztuhnutí. Následuje postupná výměna a zařazení iontů hlinitých do vzniklé struktury, který se dá detekovat již během 10-15 min, ale vzniklý cement je nutno po dobu několika desítek hodin chránit před nedostatkem i přebytkem vody. **(112)**

Pokud nedojde k narušení tuhnutí např. vysušením, následuje maturace, kdy dochází k iontové výměně mezi hydroxyapatitem a karboxylovými skupinami alkenové kyseliny. Mezi uvolňovanými ionty nalezneme fluoridové, sodné ionty, ale i ionty fosforečné a křemičité. Jejich role na organismus není zcela objasněna. Je ale popsáno, že těmito výměnami dochází k postupnému zvyšování odolnosti zubu i výplně vůči kyselým substancím. Při pečetění fisur pomocí GIC dochází po několika letech na dně fisur ke změně kvality pečetidla, navýšení obsahu vápníku a fosforu, zvýšení tvrdosti a vzniklá struktura připomíná sklovinu zubu. **(113,114)**

Při tuhnutí i maturaci GIC má zásadní vliv voda. Je nejen disociačním prostředím kyseliny, reakčním médiem cementu, ale vstupuje i do vznikající struktury cementu. Její integrace je ale pozvolná a v prvotních fázích je cement náchylný na vliv nedostatku či přebytku vody, což může mít za následek změnu fyzikálních vlastností, zejména povrchové tvrdosti. **(115-117)**

3.3.4 ADHEZE NA DENTIN

Výsledkem chemických reakcí a přesunů iontů mezi výplní a tkání je pevné chemické spojení obou struktur a vznik tzv. zóny chemické fúze. **(118,119)** Experimentálně bylo ukázáno, že na původním rozhraní GIC-dentin vzniká oblast vyšší odolnosti vůči působení kyselin než samotný GIC nebo hydroxyapatit. Na TZT se GIC váže kromě této chemické vazby též povrchovým obalením kyselinou odhalených kolagenních vláken (0,5 - 1,0 μm).

Pro dosažení optimálních vlastností GIC je nutné umožnit iontovou výměnu několika důležitými klinickými kroky:

- Příprava kavity slabou kyselinou s následným vypláchnutím vodou uvolní z kavity preparační rezidua (smear) odhalí povrch hydroxyapatitu
- Kavita musí být ve chvíli aplikace materiálu nepřesušená
- Materiál je třeba aplikovat bez prodlev, čestvě umísený, aby došlo k dobrému přilnutí na stěnu kavity.

3.3.5 UVOLŇOVÁNÍ FLUORIDŮ

Prostupnost vznikajícího i ztuhlého GIC pro iontovou výměnu dává materiálu také unikátní vlastnost uvolňování fluoridových iontů směrem do vytvořené kavity. Nejde o jednoduchý F^- iont, ale AlF_4^- nebo HF_2^- a jejich uvolňování je iniciováno zvýšenou aciditou prostředí. **(120-123)** O vlivu těchto iontů neexistují jednoznačné klinické studie, ale je známo, že k němu dochází, že do určité fáze je možné ionty do výplně i doplňovat a jejich uvolňování probíhá v tradičních GIC i v kompozitem modifikovaných verzích.

3.3.6 DRUHY GIC A KLINICKÉ VYUŽITÍ

Fyzikální vlastnosti GIC odrážejí složení cementu a je možné je uzpůsobit zvolenému užití. Podle užití jsou popisovány 4 kategorie GIC.

Typ	I	Ila	Ilb	III
Účel	Fixační	Výplňové estetické	Výplňové neestetické	Podložkové
Poměr prášek/tekutina	1,5 - 3,8	3,0 - 6,8	3,0 - 4,0	1,5 - liner 6,8 - baze
Vlastnosti	rychle tuhne odolává vlhkosti	estetické citlivé na změny vlhkosti	rychle tuhne odolává vlhkosti	linery: dobře se adaptují baze: mechanicky odolné

TAB 3 Druhy skloionomerních cementů.

Obecně platí, že GIC mají výborné hodnoty pevnosti v tlaku, Pevnost v ohybu či stříhu nedosahuje hodnot srovnatelných s kompozitní pryskyřicí i když některé výrobky a postupy již dosahují hodnot klinicky použitelných i pro defekty II. třídy. Po prvotním nadšení a progresi v 80. a 90. letech se vývoj nových aplikací GIC zpomalil, ale inovace ve složení i způsobech zpracování z posledních let nabízejí rozšíření indikací tohoto materiálu.

GIC se používají zejména v těchto 3 oblastech

- Fixační materiál pro korunky / inleje / onleje / ortodontické aparáty
- Výplňová terapie, zejména dočasného chrupu
- Pečetění fisur

Jako fixační materiál je GIC dnes industriálním standardem zejména pro metalokeramické korunky. V oblasti ortodoncie soupeří GIC a jejich deriváty s kompozitními fixačními materiály. U inlejí a onlejí význam GIC ustupuje před světelně polymerujícími kompozitními materiály.

Jako materiál pro výplně si získal GIC velký prostor v ošetřování dočasného chrupu. Zde je vhodný k ošetření všech kavit I. i II. třídy dle Blacka i ke krytí dentinu u atypických defektů. Mechanické vlastnosti i předpokládaná doba přežití u dočasného chrupu zcela odpovídají možnostem GIC. Jedinou nevýhodou by mohl být považován mechanismus a doba tuhnutí. V těchto případech je vhodné použít RM-GIC nebo použít techniku urychlení tuhnutí teplem emitovaným polymerační lampou.

Ve výplňové terapii stálého chrupu zaujímá GIC pozici spíše semipermanentního materiálu. Výhodným se jeví zejména při odložené exkavaci rozsáhlých lézí, kde lze s úspěchem exkavovat pouze infikovaný dentin (infected), ponechat veškerý postižený (affected) dentin a použitím výplňového GIC. **(124-127)** Alternativně je také možno použít GIC s vysokým uvolňováním fluoridů primárně určený k pečetění fisur. Jeho výrazné zbarvení usnadní opakovanou exkavaci po dostatečně dlouhé fázi remineralizace defektu. **(128,129)**

Speciální indikací nebo přesněji využitím GIC ve výplňové terapii je tzv. ART technika – Atraumatic Restorative Treatment. Jde o soubor postupů vyvinutých pro potřeby rozvojových zemí, kde je běžná péče zubního lékaře nedostupná. **(130)** Pomocí ručních nástrojů je kavita preparována bez potřeby elektrického zařízení a GIC je v chemicky tuhnoucí variantě použitelný také bez nároku na elektřinu.

Důležitou indikací pro GIC je pečetění fisur jako prevence nežádoucí kolonizace čerstvě prořezaného zubu tam, kde není dosažitelná dostatečná úroveň hygieny. GIC byly pro tuto indikaci navrženy již v roce 1974, ale dodnes jsou vedeny spory o nejvhodnějším pečetidle. Řada publikací hovoří o lepší retenci kompozitních pečetidel, ale při komplexnějším pohledu existují doklady o srovnatelnosti či výhodnosti pečetidel z GIC. **(131)**

Pro použití GIC jako pečetidla hovoří v přímém srovnání parametrů několik důvodů.

Faktor	Kompozitní pečetidlo	Pečetidlo SIC
Vazba na prizmatickou sklovinu	Ano	Ano
Vazba na aprizmatickou sklovinu	Ne	Ano
Vazba na hypomineralizovanou sklovinu	Ano/Ne	Ano
Potřeba kofferdamu	Ano	Ne
Přísun iontů výplní (maturace)	Ne	Ano
Mechanická odolnost	Ano	Ano
Polymerační smrštění (rychlé)	Ano	Ne

TAB 4 Srovnání pečetidel ze skloionomerního cementu a kompozitní pryskyřice. (adaptováno dle

3.3.7 VARIANTY GIC

Zvláštní kategorií jsou kompozitní pryskyřičí modifikované sklo-ionomerní cementy (RM-GIC). Byly představeny v roce 1991**(132)** a jejich složení i reakce vzniku jsou podobné tradičním GIC, ale navíc obsahují pryskyřičný monomer a iniciátor tuhnutí světlem. **(133-135)** Obvykle jde o monomer HEMA a iniciátor kافرchinon. Použití pryskyřičného monomeru mírně komplikuje tuhnutí obou složek a je třeba důsledně dodržovat návod výrobce, aby nedocházelo v ordinaci k uvolňování nezpolymerované pryskyřice. I když není dosud jasná evidence o poškození vzniklém z vyplavování nebo odpařování těchto agresivních molekul, je doporučeníhodné přistupovat obezřetně.

Novinkou mezi GIC cementy je tzv. Glass Carbomer®. Nejde o zcela jiný materiál. Jeho složení je ale modifikováno novými substancemi:

- Skleněný prášek je v silné kyselině zbaven povrchově uložených vápenatých iontů a obsahuje stroncium.
- Silikonový olej (amodimetikon nebo polydimethylsiloxane), který svými hydroxylovými skupinami vstupuje do struktur cementu prostřednictvím vodíkových můstků.
- Bioaktivní plnivo z hydroxyapatitu

Skleněný prášek zbavený vápníku a přítomnost silikonového oleje zpomaluje acidobazickou reakci a umožňuje vyšší poměr prášek/tekutina, který za běžných podmínek není dosažitelný. Zrychlení průběhu reakce pak docílí teplo emitované polymerační lampou po dobu 20 s. Výsledkem je mechanicky odolnější cement složený ze dvou polyalkenoátů, jednoho ze skla a druhého z hydroxyapatitu obou vzájemně provázaných.

Klinické testování tohoto materiálu je dosud nedostatečné, přesto některé studie ukazují slibné výsledky. **(136)**

3.4 ADHEZIVNÍ SYSTÉMY

Problematika adhezivních systémů je velmi široká. Pro potřeby tohoto textu jsou shrnuta pouze základní fakta. **(6,28,137)**

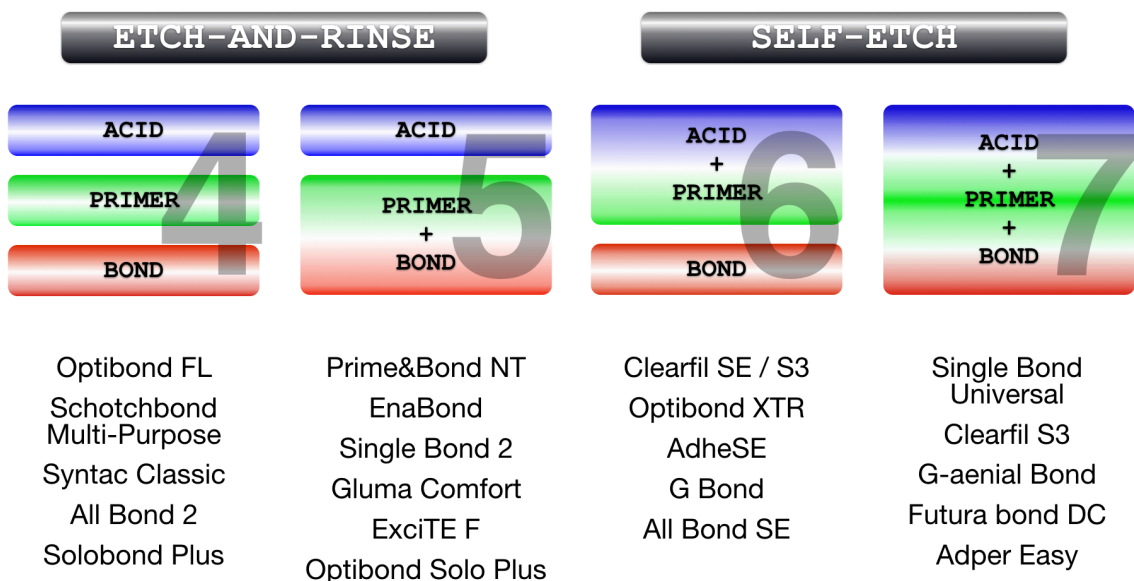
3.4.1 GENERACE ADHEZIVNÍCH SYSTÉMŮ

Adhezivní systémy rozdělujeme do generací 1-8. **(138)** První 3 se již klinicky nevyužívají a představovaly pouze vývojový krok v poznání problematiky v období mezi 50. a 80. roky minulého století. Pevnost připojení k dentinu se pohybovala řádově níže než u dnešních produktů, které běžně

dosahují více než 25 MPa. Od objevu hybridní vrstvy se situace mění. Od 4. generace představené na kraji 90. let jsou adhezivní systémy užívány paralelně a různé produkty si nacházejí své zastánce.

Generace 4 – 7 byly mezi sebou jasně diferencovány v tom, jak kombinují jednotlivé kroky potřebné k vytvoření hybridní vrstvy.

1. Leptání. Odstranění smear layer a demineralizace povrchu dentinu do různé hloubky.
 2. Priming. Stabilizace odhalených kolagenních vláken hydrofilním monomerem v rozpouštědle.
 3. Bonding. Obalení kolagenních vláken hydrofobním monomerem za vzniku hybridní vrstvy.
4. a 5. generace používají samostatné leptání kyselinou fosforečnou.
4. a 6. generace mají oddělený krok poslední vrstvu hydrofobní pryskyřice.
5. a 7. generace představují tzv. simplifikované systémy, kde se v jednom kroku mísí primer a bond.



TAB 5 Definice 4. – 7. generace adheziv podle kombinování komponent a vybraní zástupci.

Jako 8. generace je označován systém s užitím nanoplniv, které by měly pomoci lépe a mechanicky odolněji stabilizovat ošetřovaný povrch. **(138)**

Vývojově nejmladší systémy jsou pak označovány jako univerzální, protože umožňují pracovat v režimu etch-and-rins (E&R) i self-etch (SE). **(139-144)**

3.4.2 S POUŽITÍM KYSELINY (ETCH-AND-RINSE)

Charakteristikou systémů etch-and-rinse (E&R) je oddělená aplikace kyseliny následovaná vypláchnutím jak použité kyseliny tak odleptaných minerálních substancí a vrstvy preparační drtě (smear layer). E&R představují 4. a 5. generaci adhezivních systémů. **(145,146)**

Po působení kyseliny a vypláchnutí všech zbytků kyseliny i odleptané tkáně je třeba vodu vyplňující prostor mezi kolagenními vlákny a poskytující tak této struktuře oporu nahradit molekulami pryskyřice. V tradičním tříkrokovém adhezivním systému se nejprve využívá hydrofilní monomer rozpuštěný ve vodě, etanolu nebo acetonu, který je nazýván primer. Jeho úkolem je vytěsnit molekuly vody a stabilizovat kolagenní síť v podobné struktuře jako měla dosud. Nejčastěji používanou molekulou k tomuto účelu je hydroxyethylmetakrylát (HEMA). Následuje infiltrace pryskyřicí hydrofobní, bez rozpouštědla, nazývanou bond. **(147)**

Pro zjednodušení klinického postupu existují na trhu adhezivní systémy, které kombinují primer a bond do jediného roztoku. Usnadnění klinického protokolu je ale jak se ukázalo vykoupeno zhoršenou spolehlivostí vzniklého připojení. **(148-150)**

Podle meta-analýzy Isolan et al. technika etch-and-rinse stále představuje metodu volby pro kazem poškozený dentin. **(34)**

3.4.3 SAMOLEPTACÍ (SELF-ETCH)

Adhezivní systémy nazývané samoleptací (self-etch, SE) jsou založené na zjednodušeném protokolu bez samostatného kroku leptání silnou anorganickou kyselinou. Místo toho jsou v těchto systémech obsaženy kyselé monomery, které provádějí simultánní demineralizaci tkáně a její "priming". Jejich aktivita je limitována do hloubky tím, jak jsou tyto monomery neutralizovány minerálním obsahem dentinu. Proto je hloubka jejich působení značně závislá na konkrétním vzorku dentinu, kam jsou aplikovány. **(151-153)**

Podle acidity/agresivity monomeru jsou samoleptací adheziva dělena do několika skupin.

Kategorie	pH	hloubka demineralizace	vazba	zástupce
silná strong	<1,0	2-5 µm	mikro-mechanická	Prompt-L-Pop
střední intermediate	1,5	2-3 µm	mikro-mechanická	Optibond XTR
slabá mild	>2,0	1-2 µm	mikro-mechanická a chemická	Clearfil SE
ultra slabá ultra-mild	>2,5	<1 µm	mikro-mechanická a chemická	Single Bond Universal

TAB 6 Skupiny samoleptacích adhezivních systémů podle kyselosti. (Adaptováno dle van Meerbeek (154))

SE adheziva představují 6., 7. a také 8. generaci adhezivních systémů.

Zatímco silná SE adheziva působí na minerální obsah dentinu podobně jako E&R adheziva, tak systémy ze skupin mild a ultra-mild již působí na hydroxyapatit mnohem šetrněji a skupina ultra-mild zanechává i po aplikaci část hydroxyapatitu připojeného na kolagenní vlákna a tubuly uzavřené zátkami šmíru. Umožňuje tak interakci mezi funkčními monomery (např. MDP) a tímto zbytkovým hydroxyapatitem. Tento postup je snahou eliminovat lidskou chybu a zaručit jednodušším postupem menší rozptyl dosažených výsledků. (118)

Nicméně i tato adheziva vykazují nežádoucí účinky. Zejména nestejnou demineralizací a následnou infiltrací odhalených kolagenních vláken. Nejvíce je to znát u jednokrokových systémů. V laboratorních i klinických testech se ukazují jako více hydrofilní, vykazují větší nasákavost a hydrolýzu hybridní vrstvy s progresivní ztrátou pevnosti připojení. (155)

Nejvýhodnější kombinací v kategorii SE adheziv se dnes jeví dvoukrokové mild a ultra-mild systémy s obsahem MDP primeru. (156,157)

SE systémy řeší stabilitu a jednoduchost postupu adheze na dentinu, ale obecně nemají schopnost dosáhnout adekvátního leptání na sklovině a jsou proto doporučována používat v režimu selective-etch, kdy je sklovina samostatně leptána kyselinou fosforečnou a opláchnuta vodou před aplikací SE adheziva. Postup se tím poměrně komplikuje, ale výsledná stabilita připojení je lepší. (139,158)

3.4.4 STABILITA HYBRIDNÍ VRSTVY

Vytvoření adheze oběma technikami se jeví teoreticky jako snadno proveditelné, ale existuje několik úskalí, která mohou působit velké diskrepance v úspěšnosti klinického postupu. Kolagenní síť po leptání kyselinou je strukturně udržována molekulami vody, které se ke kolagenu pevně váží vodíkovými vazbami. Vzdálenost fibril kolagenu v tu chvíli nepřesahuje 30 nm. Pokud ale by došlo v téhle fázi k vysušení leptaného povrchu, celá síť by zkolabovala, protože by došlo k vytvoření vazeb napříč mezi peptidovými řetězci a k redukci mezifibrilárních rozměrů pod 10 nm. **(145,147)** Takové rozměry již nejsou infiltrovatelné běžnými způsoby primerem a bondem, ale muselo by nejprve dojít k proceduře zvané re-wetting, “znovunamčení”, a teprve poté pokračovat v adhezivní přípravě. A právě určení optimální vlhkosti povrchu a jeho rutinní zajištění je velkou výzvou pro všechny klinické pracovníky. Existují rozdíly mezi primery na bázi acetonu a etanolu nebo vody. Zatímco acetonová vyžadují spíše více vlhký povrch, etanolová nebo na vodní bázi jsou schopna překlenout krátké výraznější vysušení. Větší množství ponechaných molekul vody vede k nedokonalému navázání hydrofilní a hydrofobní součásti adhezivních systémů a tím k nerovnoměrně infiltraci kolagenu. Zbytky rozpouštědel mohou způsobit nižší úroveň konverze monomeru s důsledkem horší mechanické odolnosti.

Kolaps kolagenní sítě, ponechané molekuly vody nebo rozpouštědel primerů se projevují klinicky ztrátou pevnosti připojení, jak bylo mnohokrát dokladováno. Substrátem těchto změn jsou potom zejména dva pochody:

- enzymatická degradace neobalených kolagenních fibril prostřednictvím matrix-metallo-proteináz (MMP)
- hydrolyza nedokonale zpolymerované pryskyřice

Účinek MMP na kolagenní vlákna byl opakovaně popsán spolu s návrhy, jak jim předejít. Mezi nejčastěji popisované varianty patří použití chlorhexidinu, ale také speciálních monomerů. **(155,159-164)**

Jako prevence přítomnosti nadbytku vody v hybridní vrstvě vznikla technika “wet-bonding”. **(165-170)** Principem techniky je vytlačení molekul vody nejprve etanolem, který zaujme její místo mezi kolagenními fibrilami a teprve následně je prováděna aplikace primeru a bondu jako v běžném protokolu totálního leptání. Díky tomu je dosaženo lepší úrovně “zabalení” kolagenních vláken pryskyřicí a sníží se vliv dentinových proteáz (MMP, matrix-metallo-proteináz) na jejich degradaci.

Aplikace wet-bonding vylepšila výrazně všechny sledované parametry, ale její procedura je aplikací vzestupné alkoholové řady poněkud časově náročná a nikdy nebyl vytvořen žádný komerční produkt založený na této technice.

V současnosti se experimentuje s technikou chelate-and-rinse, která použitím polymerních chelatačních činidel selektivně demineralizuje extrafibrilární dentin a brání kolapsu kolagenních vláken. **(171)**

Přestože je tříkrokový adhezivní systém stále nejspolehlivější, nejstabilnější v čase a umožňuje integraci dalších zvýhodňujících faktorů, např. fluoridů nebo inhibitorů MMP, je jejich užívání v klinické praxi málo vítané a není kvůli tomu zájem výrobců pokračovat v jejich vývoji. Zlatý standard adhezivních systémů, Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, USA), byl uveden na trh v roce 1995.

Mechanismy aktivity MMP platí stejně i pro samoleptací adheziva zejména starších generací s vyšší aciditou.

3.5 OSTATNÍ TECHNICKÉ ASPEKTY

3.5.1 VÝBĚR BAREVNÉHO ODSTÍNU.

Výběr barvy budoucí kompozitní rekonstrukce není obsahem této publikace ze dvou důvodů:

- V každodenní praxi vidíme řadu případů selhání na podkladě nevhodného zpracování materiálu, nedodržení technologického postupu a prakticky nikdy nevidíme stavy, kdy jediným problémem pacienta je neodpovídající výběr barvy.
- Tato oblast je předmětem zájmu řady autorů a včetně teoretických modelů barev, lomu světla a následné klinické aplikace dalece přesahuje kapacitu tohoto textu. Odkazujeme tedy laskavého čtenáře na tato komplexní pojednání. **(172-176)**

3.5.2 C-FAKTOR KAVITY

Konfigurační faktor neboli c-faktor byl popsán Feilzerem jako plocha adherující (vázaná) k ploše volné (nevázané). **(177)**

Vychází z faktu, že smršťující se materiál může kompenzovat vznikající stres na stěny kavity pouze tokem materiálu z volných ploch kavity. Zatímco při hodnotách kolem 1 nebo méně je polymerační

stres minimální a zhotovení výplně zcela bezpečné, s rostoucí hodnotou je velké riziko negativních důsledků kontrakce. U kavit postendodontických může dosahovat stovkových i tisícových hodnot.

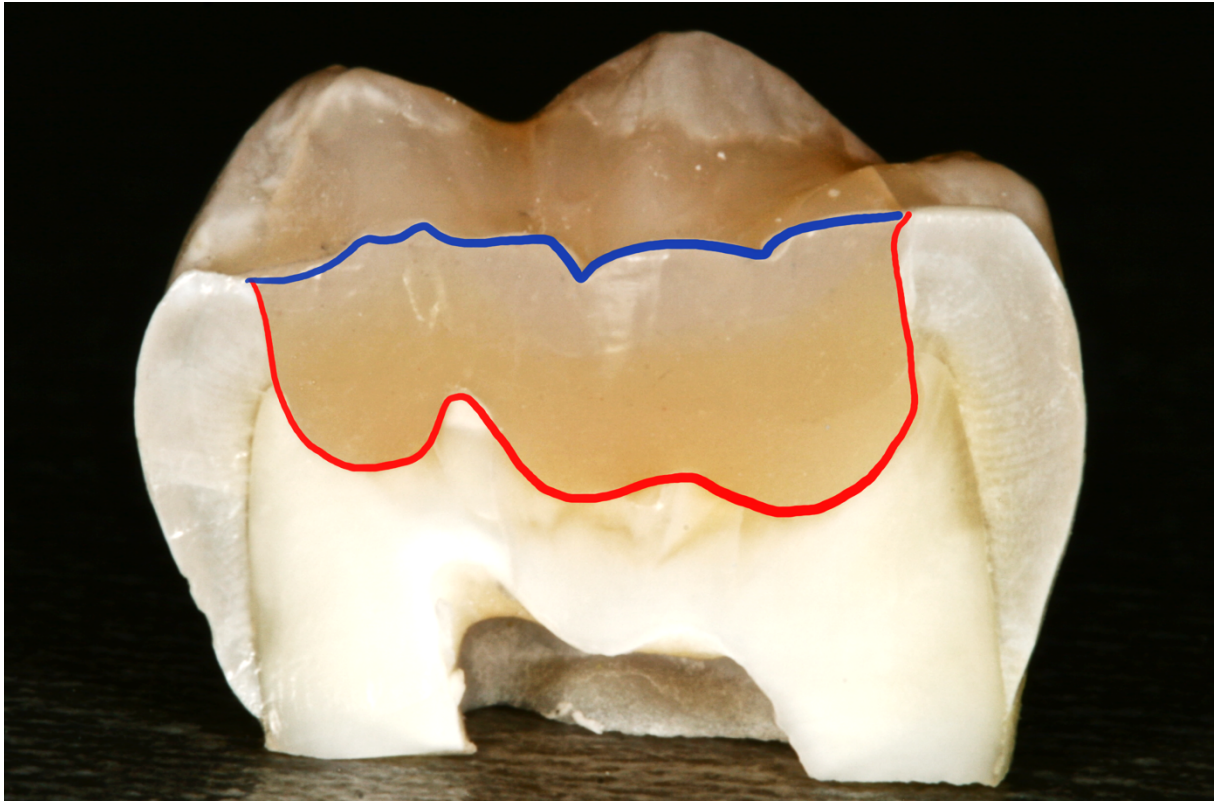


FOTO 4 Konfigurační faktor kavity je poměr plochy bondované (červená) k ploše volné (modrá).

Vysoký c-faktor představuje též adhezivní plocha nepřímé rekonstrukce.

3.5.3 POUŽITÍ ZVĚTŠOVACÍCH POMŮCEK

Důležitým aspektem protokolu je použití zvětšovacích pomůcek, ideálně operačního mikroskopu. Jeho vliv jsme nezkoumali ani nebývá ve studiích uváděno, zda byl operační mikroskop vždy používán, ale z vlastní zkušenosti vnímáme je důležitost v těchto oblastech:

- vlastní endodontické ošetření
- kontrola nad udržením suchého pole
- dokonalé vyčištění vnitřního povrchu kořene jako prevence oslabení adheze
- pečlivá aplikace duálního cementu do kavity se sledováním přítomnosti bublin
- doplnění kompozitní pryskyřice přímou technikou do úzkých míst

Zejména při postendodontickém ošetření je vzhledem k pozorovaným hloubkám mikroskop významným prvkem kvality.

4 REKONSTRUKCE VITÁLNÍCH A NEVITÁLNÍCH ZUBŮ

4.1 PLÁNOVÁNÍ TERAPIE

Principiální záměr ošetření je rehabilitace funkcí zubu: mastikační, artikulační a estetické. Tyto objektivní cíle jsou implicitními parametry, jejichž naplnění při každém léčebném plánu sledujeme. Náš konkrétní léčebný plán ale vždy vychází také ze subjektivních očekávání a požadavků pacienta. Na začátku každé rekonstrukce společně s pacientem stanovíme, jakého výsledku chceme dosáhnout. Považujeme za důležité znát cíl ošetření dříve, než je započata jakákoliv rekonstrukční práce. Zubní lékařství ve své dnešní šíři již překročilo hranice oboru postižitelného jedním člověkem a každá dělba práce vyžaduje lepší a sofistikovanější plánování. Na základě stanoveného plánu koordinujeme jednotlivé obory a jejich výkony. V našem modelu klinického pracoviště aktivně spolupracují následující obory:

- Hygiena, konzervativní parodontologie
- Záchovné zubní lékařství a endodoncie
- Chirurgie, implantologie, chirurgická parodontologie
- Protetika fixní a snímatelná

Jednotlivé obory zodpovídají za určení dílčí prognózy a provedení léčby.

Z pohledu záchovného zubního lékařství a endodoncie existuje několik úrovní, na kterých může lékař zasahovat. Prvotním cílem je ochrana vitální pulpy ošetřením dentinové rány. V případě, že je integrita dřeňové dutiny vitálního zubu již narušena, je nutné rozhodnout, jak budeme postupovat úsilím o zachování vitality nebo zda je tento postup již iracionální a provedeme primární endodontické ošetření. V případě, že je pilíř nevitální, je třeba provést výkony k odstranění infekce přítomné v kořenovém systému a zabránění reinfekce.

Při celkovém plánování léčby je náš terapeutický záměr výsledným vektorem dílčích faktorů:

- Počet zachovaných pilířů a jejich využitelnost
- Stav hygieny a parodontu
- Okluzní poměry, zlovyky pacienta
- Věk a zdravotní stav pacienta
- Úroveň spolupráce (compliance)
- Kvantitativní destrukce TZT pilíře
- Vitalita pilíře

- Technická náročnost zhotovení konečné rekonstrukce

Na základě těchto charakteristik stanovujeme (odhadujeme) pravděpodobnost:

- Selhání jednotlivých pilířů
- Selhání větších rekonstrukčních celků (můstky, augmentační zásahy)

Výsledkem této analýzy je:

- Předpovědět životnost připravované rekonstrukce
- Stanovit předem možné alternativy dalšího postupu při selhání připravované rekonstrukce

Výsledný terapeutický plán může nabývat takřka nekonečného množství podob a považujeme jej za nejdůležitější krok v celé rekonstrukci, zejména tam, kde jde o komplexní plán zahrnující všechny zúčastněné obory. **(178)**

Terapeutický plán by měl sestavovat lékař s největší zkušeností v týmu, ideálně protetik, který bude konečnou rekonstrukci stavět na základech vytvořených ostatními obory.

4.2 VITÁLNÍ PILÍŘE

4.2.1 ANALÝZA STAVU

Vitální zuby mohou obsahovat defekt skloviny nebo kombinace skloviny a dentinu. Je zachována vitalita pulpy ideálně s nulovou spontánní symptomatikou.

Při analýze stavu vitálního pilíře sledujeme:

- rozsah infikovaného a postiženého dentinu**(179-181)**
- reakci pulpální tkáně na probíhající patologii**(182)**
- možný progres bakteriální kontaminace do vitální pulpy**(183,184)**

Rozsah defektu vitálního pilíře lze posoudit na základě klinického vyšetření a intraorálních RTG snímků.

U kariézních procesů v blízkosti pulpy v minulosti a posouzení udržitelnosti vitality pilíře byla nejdůležitější analýza perioperační s přímým pozorováním stavu pulpy, přítomnosti terciárního dentinu, případně krvácení z pulpální tkáně při perforaci dentinu do dřeňové dutiny. **(183,185)**

V současnosti je možné u sporných případů využít cone-beam CT pro určení diagnózy a prognózy posouzením možného apikálního projasnění na intraorálních snímcích nedetekovatelného. **(186)**

Zachování vitální pulpy znamená, že opravy defektů dentinu budou vystaveny dvěma výzvám:

- vytvořit a dlouhodobě udržet adhezivní spoj mezi restorativními materiály a vlhkým povrchem dentinu - zabránit rekolonizaci bakteriální mikroflórou s negativními důsledky na rekonstrukci i zubní tkáň
- nepoškodit vitální pulpu fyzikálním ani chemickým působením prostředků rekonstrukce zubu

4.2.2 VÝKONY K ZACHOVÁNÍ VITALITY

V případě, že defekt zasahuje do dentinu v těsné blízkosti pulpy nebo dokonce je porušena integrita dřeňové dutiny, máme k dispozici zákroky, které limitují další poškození pulpy a zachovávají její vitalitu. Tyto výkony mají u kariézních defektů obecně horší prognózu než běžná výplňová terapie nebo primární endodontické ošetření, resp. publikované klinické výsledky jsou ve velkém rozptylu úspěšnosti. **(187-189)** U defektů traumatických je prognóza velmi dobrá zřejmě díky menšímu vlivu pronikající infekce.

V současnosti je díky velkému rozšíření užívání operačního mikroskopu a vývoji v oblasti bioaktivních cementů prognóza výkonů k zachování vitální pulpy lepší než v minulosti, ale stále je úspěšné provádění těchto výkonů vázáno na významnou klinickou expertízu. **(190,191)**

Mezi zákroky s cílem zachování poškozené vitální pulpy patří: **(192)**

- Nepřímé překrytí dřeně
- Přímé překrytí dřeně
- Parciální pulpotomie**(193)**
- Hluboká pulpotomie

Přestože je fakticky i psychologicky výhodnější zachovat pulpu vitální, nedoporučujeme tyto výkony provádět v případech, kde by vzniklá komplikace ztrátou vitality byla obtížně řešitelná nebo by její řešení vytvářelo zvýšené riziko nebo významné zvýšení nákladů léčby. Zde jde např. o pacienty se zvýšeným zdravotním rizikem, zhoršenou compliance nebo o rozsáhlé metalokeramické můstky. Protože je však čím dál běžnější nahrazovat chybějící zuby implantáty než můstky a nevytvářet rozsáhlé protetické bloky, jsou tyto důvody méně časté než v minulosti.

Vlastní pozorování cca 800 evidovaných případů přímého či nepřímého překrytí nebo pulpotomie dosahuje úspěšnosti nad 95%. Přímé překrytí dřeně, které má za následek největší množství selhání má prognózu pod 90%.

4.2.3 VARIANTY OŠETŘENÍ

U opravy vitálního zubu lze k retenci rekonstrukce využít adhezi na plochu vzniklého defektu. případně kombinovat s retenční preparací typu korunka. Díky technologii adheze na TZT není třeba využívat k retenci rekonstrukce kořenový prostor a naprostá většina zubů před rekonstrukcí vitálních zůstává vitální i dlouhodobě po rekonstrukci. *

Možné varianty ošetření vitálních pilířů a nejčastěji používané materiály:

- Přímo zhotovená výplň (RC, GIC)
 - Třída I, III, IV, V
 - Nekariézní cervikální léze
 - Eroze
 - Revize před nepřímou náhradou
 - Atypické defekty (např. MIH)
- Adhezivní připojení fragmentu zubu (angl. Reattachment)
- Částečná nepřímá rekonstrukce(CC, RC)
 - Třída IV
 - Faseta
- Korunka (solo korunka / pilíř můstku)

S rozvojem CAD/CAM technologií s využitím prefabrikovaných plastových bloků se objevily nové možnosti ošetření, které kombinují přímé a nepřímé techniky. **(194)**

4.2.4 TŘÍDA I

Ve frontálním úseku chrupu se kariézní defekt I. třídy týká pouze palatinálních ploch horních postranních řezáků, kde se nad cingulem často nachází foramen ceacum. Defekt je snadno diagnostikovatelný, i když hrozí zvýšené riziko falešné positivity diagnózy při použití sondy. Přístup z palatinální strany je při použití zvětšovacích prostředků a nepřímého pohledu snadný. Jako ostatní defekty I. třídy je tento nález typický spíše v nižším věku a často bývá při ošetření nutno stlačit gingivální okraj sponou kofferdamu. Morfologicky je krátká vzdálenost mezi defektem a dřeňovou

* Na jednoho lékaře (endodontistu) je ročně v prostředí praxe autora prováděno cca 1500 ošetření vitálních zubů a počet proteticky indikovaných ošetření kořenového systému klesl mezi lety 2001 a 2008 ze stovek na jednotlivé kusy.

duťinou. Okraje kavity se preparují kolmo ve sklovině podložené dentinem. C faktor kavity bývá poměrně vysoký, ale je snadné polymeraci začít z vestibulární strany, a tak zabránit negativním důsledkům smrštění. Výběr barevného odstínu nehraje zásadní roli.

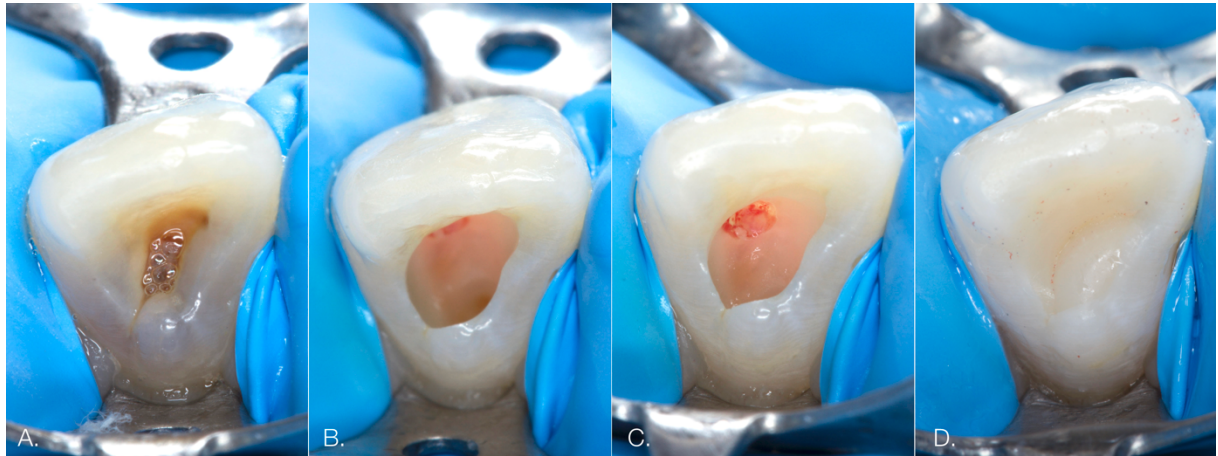


FOTO 5 Rozsáhlá kavita I. třídy na postranním řezáku s perforací do pulpy. Uzavřeno přímým překrytím dřeně tuhoucím preparátem hydroxidu vápenatého a výplní z kompozitní pryskyřice.

4.2.5 TŘÍDA III

Kariézní defekty III. třídy dle Blacka mohou zasahovat na vestibulární, palatinální nebo obě uvedené plochy zubu. Před vlastním výkonem provedeme výběr barevného složení (ve složitějších stavech chromatickou mapu) a připravíme silikonový klíč, pro případ oboustranného defektu. Přístup volíme z té strany, kde bude menší ztráta zdravých TZT. V přístupové kavitě sneseme důsledně dentinem nepodložené okraje skloviny, které by jednak komplikovaly výhled a přístup do kavity a při následné kontrakci by došlo k jejich odlomení. Na vestibulární ploše preparujeme oblý schůdek cca 0,5 mm široký, který zvýší retenci a usnadní estetickou integraci výplně. C faktor kavity při správně provedeném přístupu nebývá vysoký. Pro aproximální plochy je výhodné použít měkké bombírované matrice, které se dobře adaptují a automaticky vytvářejí cerviko-incizální zakřivení korunky.

Často nacházíme další defekt III. třídy na sousedním zubu, který lze výhodně ošetřit z atypického aproximálního přístupu s menší redukcí zdravých TZT.

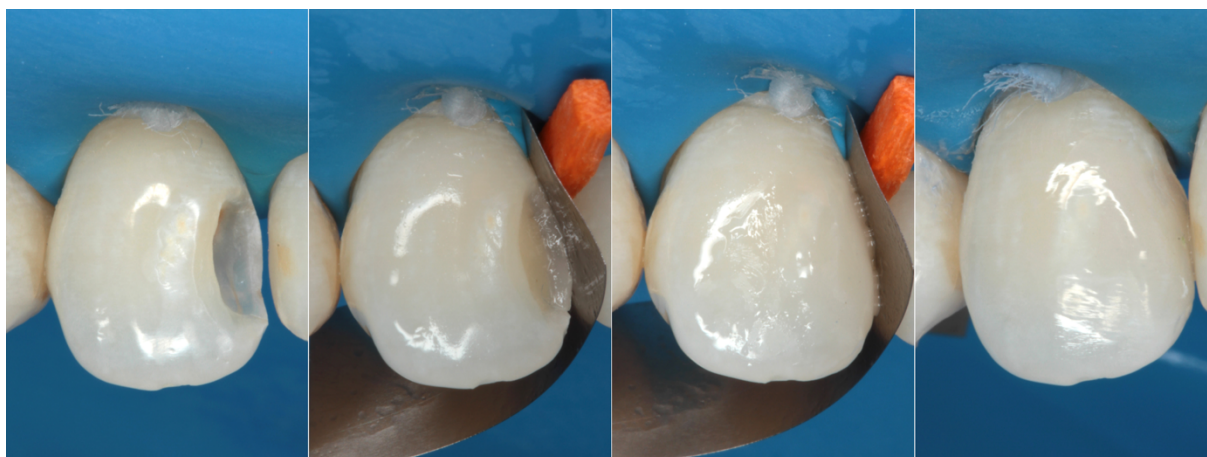


FOTO 6 Zhotovení výplně III. třídy z vestibulárního přístupu.

4.2.6 TŘÍDA IV

Defekt IV. třídy vzniká jak kariézním procesem, tak často také traumaticky, zejména v dětském věku. Vzhledem ke ztrátě aproximálních lišt je pro dostavbu velmi výhodné mít předem připravený silikonový klíč a chromatickou mapu. U traumatických stavů je typické, že při prvním kontaktu s pacientem, obvykle v den úrazu, provedeme vyšetření a otiskneme situaci pro laboratorní wax-up, který poslouží na přípravu silikonového klíče.

C faktor kavity je z definice velmi nízký, polymerační kontrakce nehraje takřka žádnou roli. Zuby izolujeme kofferdamem standardně v rozmezí zubů 15 – 25, aby bylo snadné použít silikonový klíč na palatinálních plochách zubů. Na postižený zub a jeho nejbližší sousedy je výhodné okraj kofferdamu po everzi do sulku fixovat ligaturou ze zubní nitě.

Dostavba začíná palatinální plochou modelovanou dle silikonového klíče ze sklovinného odstínu kompozitu o tloušťce kolem 0,5 mm. Následují aproximální plochy pomocí stejného materiálu a podobné tloušťky. Po této konverzi tvaru kavity je již snazší vrstvit dentinové odstíny dle námi zvoleného schématu. Mechanicky nejvýznamnější je zajistit dobrou adaptaci jednotlivých inkrementů, aby došlo k jejich pevnému spojení bez uzavřených inkluzí vzduchu. Povrchových 0,5 mm opět modelujeme ze sklovinného odstínu.

Nejčastější chyby pozorované u těchto defektů jsou:

- Neodpovídající tvar a morfologie rekonstrukce
- Nedostatečné adhezivní připojení
- Nerovnosti na výsledné práci neumožňující správnou mechanickou redukci plaku

- Defekty a inkluze v materiálu (vzduch, nečistoty)

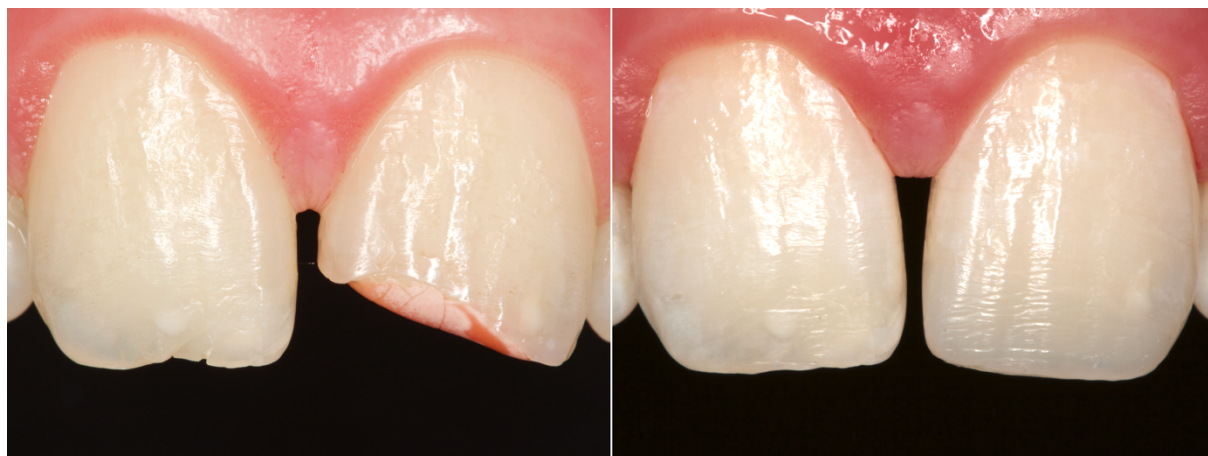


FOTO 7 Zhotovená výplň IV. třídy po traumatické fraktuře. Makromorfologie a textura povrchu jsou nejdůležitější pro dobrou estetickou integraci. Adhezivní připojení zajišťuje retenci a zabránění pronikání bakterií.

4.2.7 TŘÍDA V

Defekty V. třídy jsou defekty kariézní vznikající v blízkosti gingiválního sulku při nedostatečné ústní hygieně. Je třeba je odlišovat od tzv. NCCL (viz dále), které vznikají kombinací více faktorů v podobné lokalizaci. Charakteristiky i způsob ošetření defektu V. třídy odpovídají ve frontálním úseku defektům I. třídy.

4.2.8 NEKARIÉZNÍ CERVIKÁLNÍ LÉZE (NCCL)

NCCL jsou velmi specifickým typem léze: **(195-197)**

- s odlišnou multifaktoriální etiologií než zubní kaz
- zasahující cervikální oblast klinické (nikoliv anatomické) korunky s častou extenzí až na kořenový dentin
- otevřenou architekturou kavity (mechanicky neretenční)
- nacházející se v zóně nepřímého mechanického namáhání (flexe kavity) **(198)**

Všechny uvedené aspekty činí z NCCL velmi obtížný defekt k řešení. I z tohoto důvodu jsou NCCL využívány vědecky jako klinický model pro testování adheze v klinických studiích.

Prevalence NCCL činí podle studií a věku 4 – 38% s jasnou převahou ve středním a vyšším věku.

(199,200) Velký výskyt až přes 81% se popisuje ve starší čínské populaci. **(201)**

V případě NCCL s extenzí na kořen zubu je pro komplexní estetické řešení třeba ošetřit jak defekt TZT, tak krýt gingivální recesus zákrokem plastické parodontální chirurgie. **(202,203)** V naší praxi se s pacienty vyžadujícími tento komplexní přístup na rozdíl od běžných NCCL setkáváme zřídka.

V minulosti byl materiálem volby pro NCCL skloionomerní cement. V období mezi 2001 a 2008 jsme u několika desítek pacientů sanovali NCCL pomocí GIC, ale estetická úroveň nebyla vysoká a životnost se pohybovala mezi 2 a 5 lety. V dnešní době je díky vývoji poznatků v adhezi na dentin zcela spolehlivé a estetické řešení pomocí kompozitní pryskyřice.

Při řešení NCCL je třeba řešit následující problémy:

- Zajištění suchého pole. Standardní aplikace kofferdamu je velmi obtížná, někdy až nemožná. Obvykle provádíme retrakci gingivy pomocí vlákna nebo teflonové pásky a používáme tvářový retraktor
- Nižší pevnost připojení. Povrchová vrstva dentinu vykazuje vlivem předcházejících faktorů značnou mineralizaci tubulů, je rezistentní vůči kyselinám a obsahuje mikrobiální rezidua a celkově tím snižuje pevnost připojení. **(204)** Je vhodné provést povrchovou preparaci (několik desetin mm) pro dosažení vyšší pevnosti vazby.
- Polymerační pnutí. U větších defektů, kde je velká vzdálenost mezi koronálním a cervikálním okrajem defektu hrozí riziko adhezivního selhání. Je vhodné nejvzdálenější okraje kavity nepropojovat jedním inkrementem kompozitu, případně iniciální polymeraci provést velmi pomalu, např. prosvícením zubu z orální strany. **(205)**

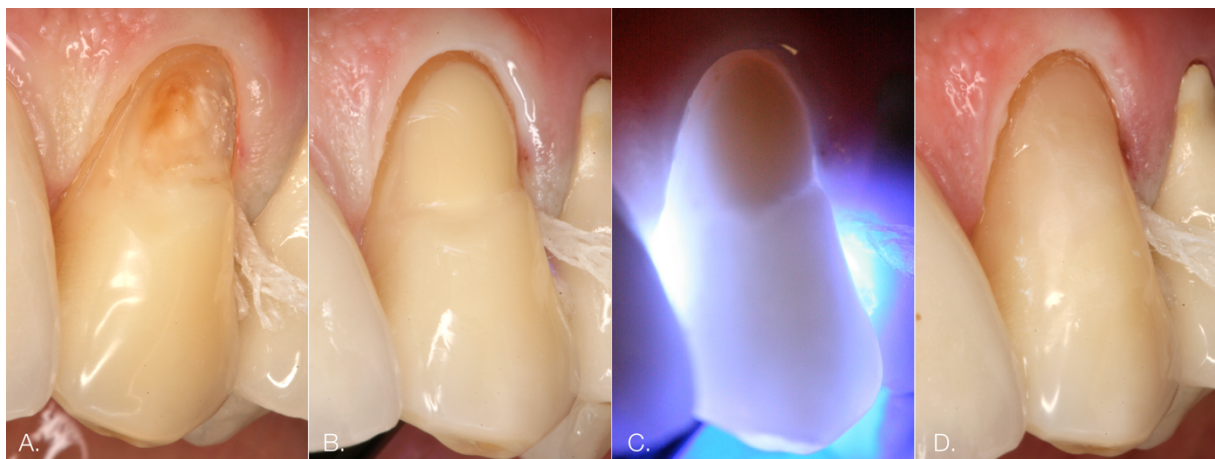


FOTO 8 Revize defektu po selhané rekonstrukci NCCL. Veliký objem kavity zasahující až do terciárního dentinu je spolehlivě iniciálně polymerován prosvětlením z palatinální strany.

Volba barvy je v těchto případech jednoduchá, obvykle používáme nejtmaší dentinový odstín.

Preparace jako u kariézních lézí není nutná. Obvykle provádíme pouze 2 kroky. Našikmení sklovinného okraje a odstranění povrchové vrstvy dentinu nevhodné pro adhezivní spoj.

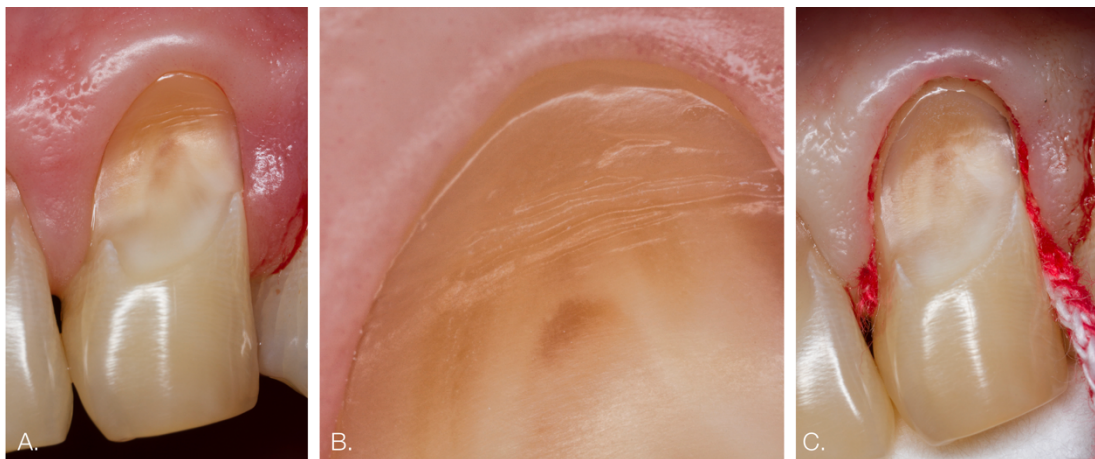


FOTO 9 NCCL a struktura jeho povrchu. Před leptáním provádíme povrchové odstranění poškozeného dentinu.

Menší NCCL lze vytvořit z jediného inkrementu RC. U defektů s nerovnostmi povrchu (bývají ostré vnitřní úhly) používáme flow kompozit jako liner pro vytvoření hladkého povrchu a pak v jednom či dvěma inkrementech dentinový odstín. Ve výjimečných případech při extenzi výše na klinickou korunku aplikujeme na závěr malý inkrement sklovinného odstínu. Nejdůležitější je dosáhnout optimální „emergence profile“ – anatomicky odpovídající profil tkáně – a návaznost na okraje kavity.

Leštění probíhá za retrakce gingivy.



FOTO 10 NCCL ošetřené kompozitní pryskyřicí. Celkem 18 výplní. Stav před sanací (vlevo) a follow-up po 8 letech.

Při retrakci gingivy v dolní čelisti je nepříjemnou komplikací žádná nebo slabá zóna připojené gingivy. Při zavádění retrakčního vlákna je pak nutná velká obezřetnost.

4.2.9 EROZE

Eroze (biokoroze) je chemo-mechanická ztráta TZT bez vlivu bakteriální infekce. Erozivních defektů v populaci přibývá a jejich včasná diagnostika a iniciace léčby je dominantou zubního lékařství, přestože úplné řešení problému může zahrnovat více lékařských oborů. **(206-208)**

Defekty mohou být podle etiologie umístěné na všech ploškách zubů a jsou dobrým diagnostickým vodítkem. Pro rozlišení erozivních defektů se používá klasifikace BEWE (Basic Erosive Wear Examination). Eroze ve fázi BEWE 1 a 2 jsou poměrně snadno řešitelné přímo zhotovenými výplněmi z kompozitní pryskyřice. V případě BEWE 3 je třeba zvážit benefity přímého či nepřímého řešení. **(209,210)**

Podobně jako u NCCL je povrch dentinu erozí změněný a může být nižší pevnost adheze. Na rozdíl od NCCL je zde více možností, jak povrch dentinu oživit. Jemnou preparací břitovým nástrojem, ale také pískováním, které by v těsné blízkosti gingivy mohlo způsobit krvácení.

Vlastní výplň obvykle stačí z jediného inkrementu.

Obtížným na praktické zhotovení může být palatinálně lokalizovaný do hladka vyleštěný defekt obvykle středních a částečně i postranních řezáků u pacientů s vyléčenou bulimií. Nejkonzervativnější anatomicky dokonalé řešení je náhrada zničených ploch palatinálními fasetami z kompozitní

pryskyřice, případně doplněné fasetami keramickými z vestibulární strany. (211,212) Alternativou jsou standardní celokeramické korunky.

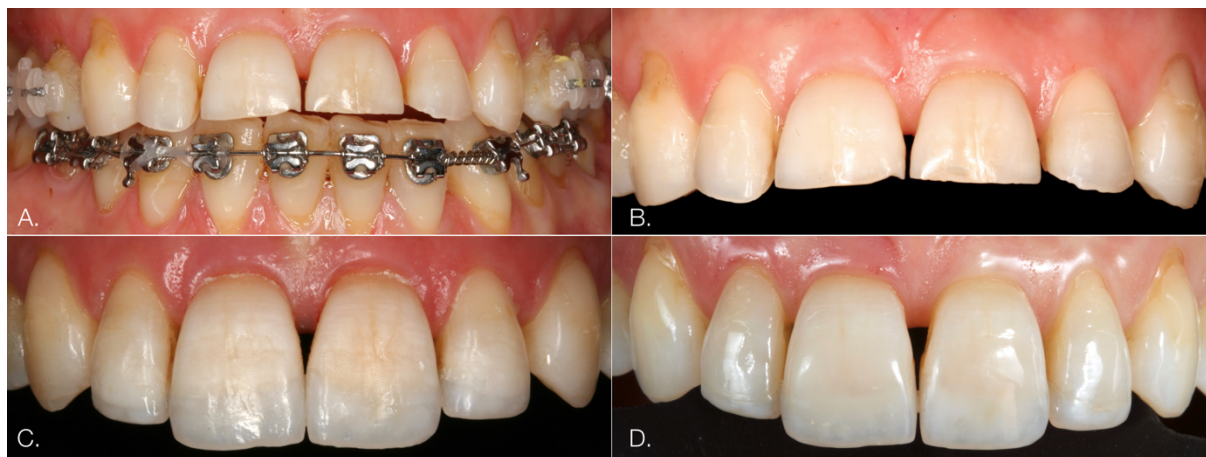


FOTO 11 Pacientka s vyléčenou poruchou příjmu potravy. Kompozitní fasety palatinálních ploch a incize vitálních řezáků. Analýza po provedené ortodontické léčbě s intruzí přeeruptovaných řezáků (A,B), čerstvě po fixaci (C), follow-up 5 let (D)

4.2.10 REVIZE VITÁLNÍHO ZUBU PŘED NEPŘÍMOU REKONSTRUKCÍ

Cílem každého zákroku je rehabilitace všech funkcí zubu na co nejdelší dobu s minimální vynucenou okamžitou i dlouhodobou ztrátou TZT. Považujeme za chybu provést ošetření razantní se zbytečnou ztrátou zdravých tkání (overtreatment) stejně jako ošetření příliš konzervativní, vedoucí k časnému selhání a novému razantnějšímu ošetření. Ve své praxi se častěji setkáváme s variantou druhou. I když existují i studie, které lepší prognózu nepřímých rekonstrukcí zpochybňují(213), jedním z nejčastějších rekonstrukčních výkonů, které provádíme je revize selhávající přímé výplně, často amalgámové, přesahující extenzí indikaci přímé rekonstrukce a její následné ošetření fixní korunkou.

U těchto výkonů často dochází k situaci, že v zubu signifikantně chybí objem dentinu proti zdravému zubu a ten, který zůstal, je kariézním procesem strukturně ovlivněný. Sklovina bývá také poškozena, ale defekty nejsou makroskopicky tak markantní. Obvykle jsou viditelné praskliny skloviny svědčící pro snižující se tuhost celého zubu, protože sklovina sice má vyšší modul pružnosti, ale bez podložení objemem zdravého dentinu neodolá kvůli malé odolnosti v tahu mechanickému namáhání. Chceme-li zachovat zub vitální a zajistit mu dobrou prognózu, je třeba eliminovat veškerý infikovaný kariézní dentin a kompozitní pryskyřici nahradit a stabilizovat efekt dentinu. Kompozitní pryskyřice má řádově podobný modul pružnosti jako dentin, čímž se k této funkci dobře hodí. Taková rekonstrukce by z krátkodobého či střednědobého hlediska pravděpodobně odolala žvýkacím silám, ale při dalším

selhání by již mohla být ohrožena vitalita zubu. Ideální řešení je doplnění povrchu korunky další vrstvou materiálu s vyšším modulem pružnosti – podobně jako sklovina – který svou celistvostí nahradí poškozenou sklovinu. Tímto materiálem je keramika, v našem případě nejčastěji lithiumpdisilikátová (Emax Press, Ivoclar, Lichtenštejnsko)

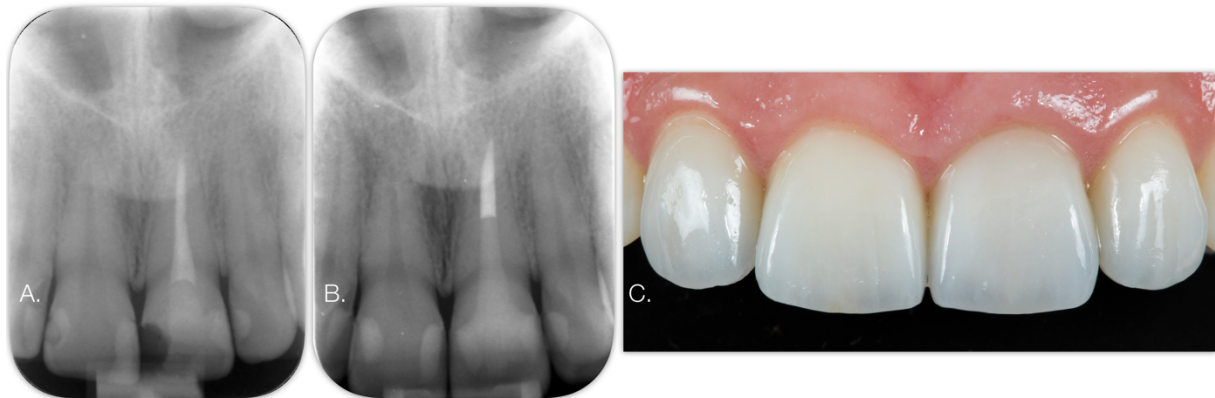


FOTO 12 Revize kariézních defektů zubu 11, RCRT zubu 21 a zhotovení celokeramických korunek 11,21. Předoperační i.o. RTG (A), follow-up 3 roky (B, C)

Stejný výkon provádíme na všech typech zubů. V rámci rozsáhlých estetických rekonstrukcí zahrnujeme podle viditelného rozsahu při úsměvu i horní premoláry.

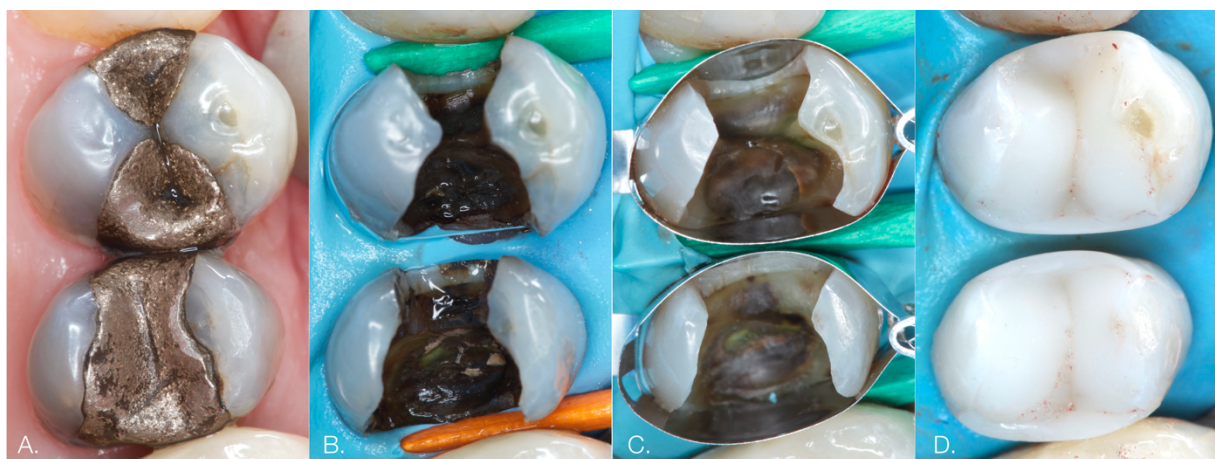


FOTO 13 Revize vitálních pilířů u horních premolárů. Prakticky celá struktura dentinu je buď ztracena nebo změněna (affected).

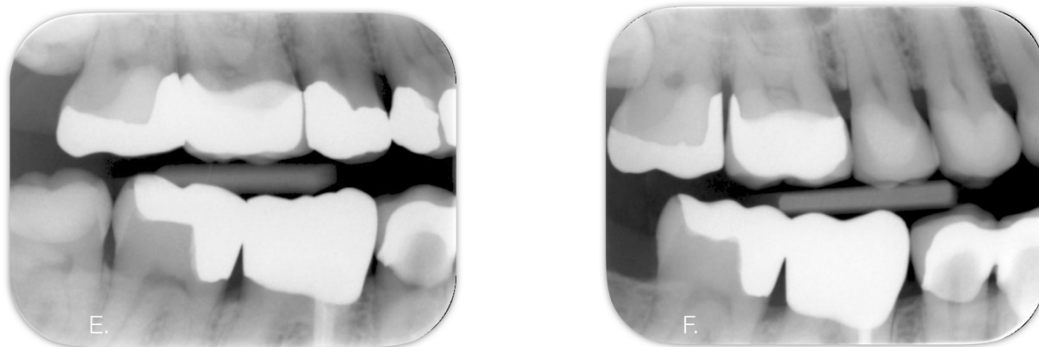


FOTO 14 Intraorální RTG snímky před revizí a po zhotovení lithiumpoddisilikátových korunek. Zuby 14,15.

Tato keramická náhrada by měla splňovat následující kritéria, abychom dosáhli výše popsaného cíle:

- Minimální objem odstraněné tkáně – ideálně preparace pouze ve sklovině. Preferovány jsou monolitické práce s menší dosažitelnou tloušťkou okraje.
- Rozsah preparace omezit na nutné minimum funkčně a esteticky. Díky adhezivní fixaci není nutná retenční preparace.
- Všude, kde to je možné, ukončit preparační hranici supragingiválně.
- Minimalizovat tloušťku adhezivní vrstvy, ideálně pod úroveň 50 μm . (214)
- Fixovat adhezivně pomocí pryskyřičného cementu

Vytvořenou náhradu lze snadno kontrolovat na i.o. RTG snímku.

Pokud dojde pod korunou ke ztrátě vitality z jakýchkoliv příčin, je výhodou monolitická keramická náhrada z lithiumpoddisilikátové keramiky z následujících důvodů:

- Trepanace probíhá snadno ve srovnání s ZrO_2 korunkami.
- Jedna vrstva mechanicky odolné keramiky při trepanaci nehrozí okrajovým odštípnutím
- Celokeramická náhrada nevytvoří uvnitř zubu tak výrazný stín. Zvyšuje přehlednost endodontického ošetření.
- Keramika je leptatelná kys. fluorovodíkovou. Je možné dosáhnout dobrého okrajového uzávěru trepanačního otvoru.

4.2.11 ATYPICKÉ DEFEKTY

Při zvládnutí techniky zpracování kompozitní pryskyřice lze pomocí tohoto materiálu řešit i atypické defekty. Mezi ně patří např.:

- Molárová řezáková hypomineralizace (MIH)
- Zevní rezorpce
- Tetracyklinové zuby
- Amelogenesis imperfecta

Společným faktorem uvedených postižení je nutnost extenze hranice preparace mimo rozsah patologicky změněné tkáně do technicky zvládnutelné lokality.

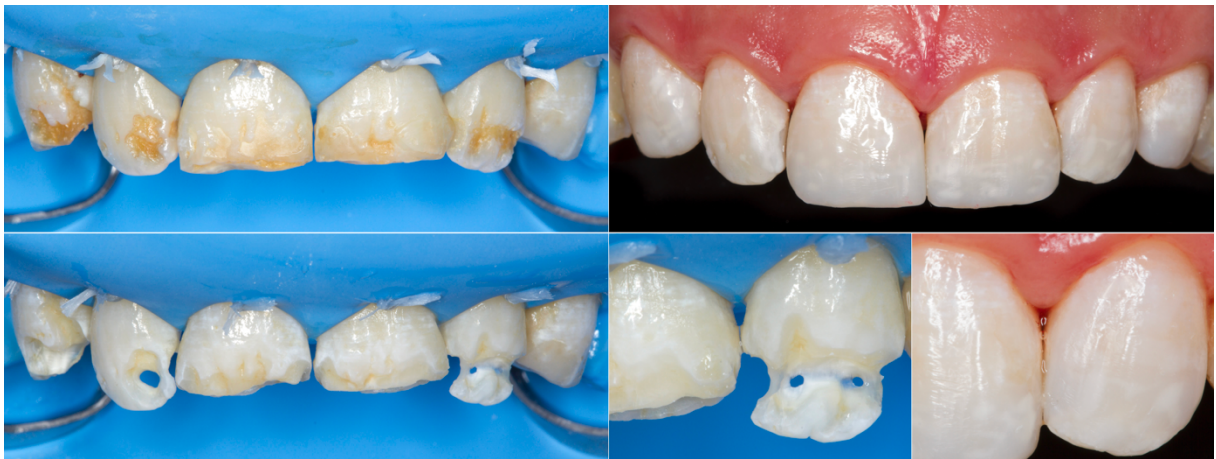


FOTO 15 Atypické vývojové defekty skloviny a dentinu. Amelogenesis imperfecta.

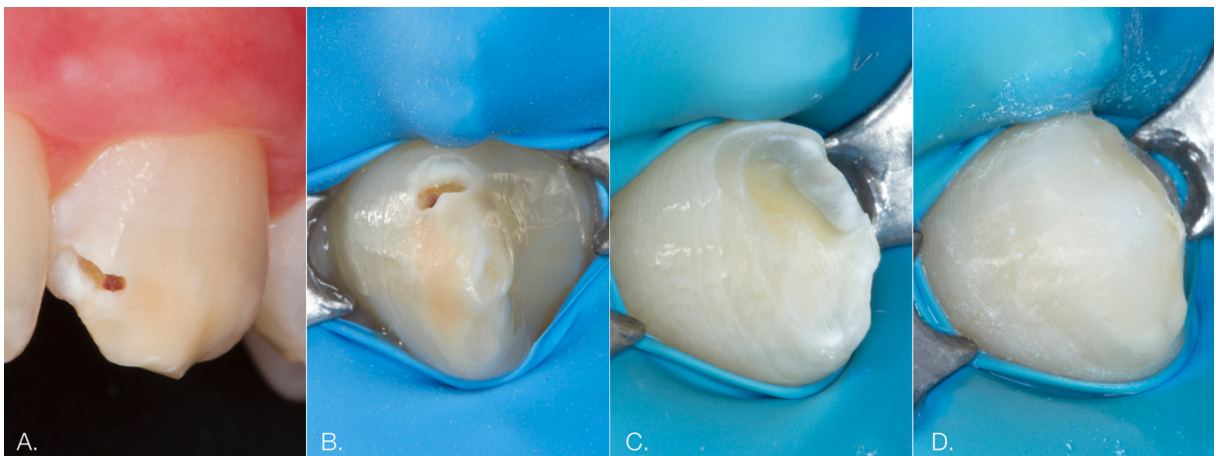


FOTO 16 MIH defekt na špičáku s rozpadem.

4.2.12 REATTACHMENT

Pokud defekt vzniknul úrazem a odlomený fragment či fragmenty jsou zachovány, je možné je adhezivně refixovat jako esteticky ideální náhradu. V literatuře se této problematice systematicky věnuje jen málo autorů, většina publikací jsou samostatné kazuistiky. **(215-218)**

Výhody:

- Možnost rychlého zásahu
- Minimalizace poškození pulpy exponovaným dentinem
- Ideální morfologie náhrady
- Možnost kombinace s kompozitní pryskyřicí, pokud část fragmentu chybí

Nevýhody:

- Nelze použít u roztržitých fragmentů
- Adhezivní spoj brání přirozenému zvlhčování tkáně fragmentu tekutinou z dentinu.

Ze všech navrhovaných technik provedení se v naší praxi osvědčila dvoufázová varianta provedení.

Fáze 1 (v čase co nejkratším od úrazu):

- Kontrola situace, IO RTG
- Fixace fragmentu pomocí vysoce plněného adheziva (Optibond FL, Kerr, Orange, USA)

Fáze 2 (cca 1 měsíc po fixaci):

- Kontrola vitality
- Vytvoření retenčního žlábků na vestibulární ploše skloviny a zaplnění kompozitní pryskyřicí

Před vlastní fixací fragmentu neprovádíme žádné jeho úpravy kromě odstranění makroskopických nečistot a udržování hydratace fragmentu. **(219,220)** Obě lomné plochy leptáme technikou totálního leptání, ošetření primerem a nanesení adheziva bez světelné polymerace. Fragmenty adaptujeme do původní pozice (Což jde u neztrátových defektů většinou snadno díky reliéfu lomné plochy), tlakem minimalizujeme objem spáry, odstraníme přebytek adheziva a polymerujeme světelně. Touto technikou dojde k minimalizaci objemu adhezivního spoje. V další návštěvě retenčním žlábkem vyplněným kompozitní pryskyřicí zvýšíme retenci fragmentu.

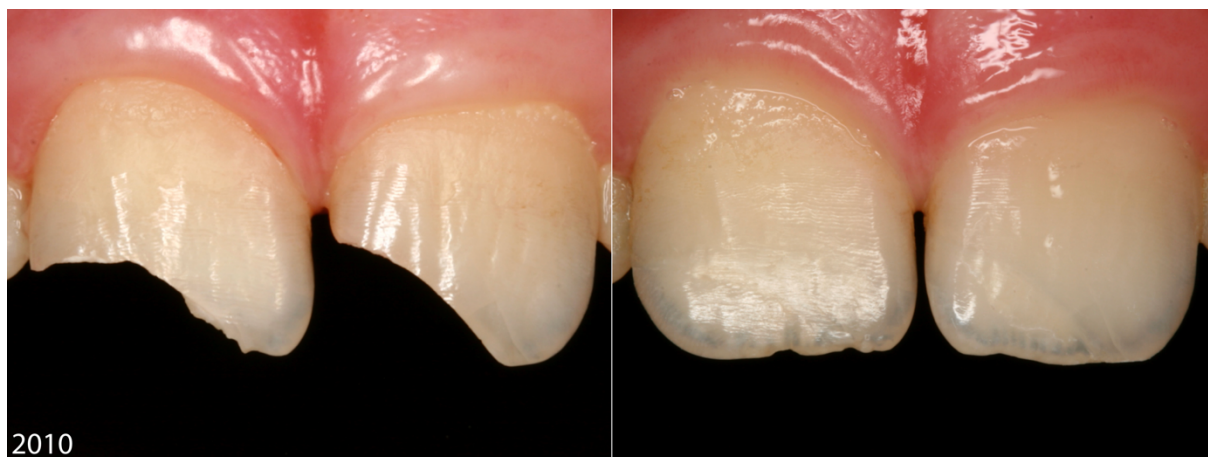


FOTO 17 8-iletý pacient po úrazu (vlevo). Refixace fragmentů provedena 2 hod po úrazu. Kontrola po týdnu (vpravo)



FOTO 18 Opakovaná refixace po dalším úrazu (vlevo), stav při poslední kontrole (vpravo). Oba zuby vitální.

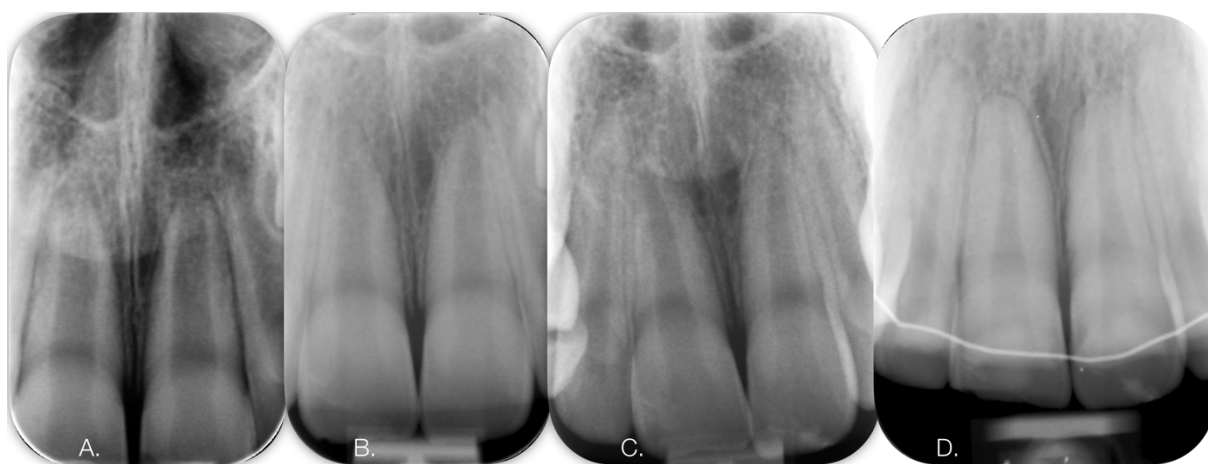


FOTO 19 Sledování pacienta po úrazu. 2010 (A), 2013 (B), 2016 (C), 2018 (D).

Jedinou zaznamenanou relativní komplikací je snížená hydratace fragmentu dentinovou tekutinou, což u jedinců s ústním dýcháním nebo zhoršeným retním uzávěrem vede ke zvýšení jasu fragmentu desikací.

Techniku lze využít i u nevitálních zubů. Viz dále.

4.2.13 NEPŘÍMÉ NÁHRADY

Ve frontálním úseku je nepřímá technika využívána při náhradách keramickými fasetami a korunkami. U kompozitní pryskyřice ji obvykle nevyužíváme kromě případů horšího přístupu (viz kapitola Eroze) nebo v situaci, kdy na zhotovení dostavby by nemusel být potřebný klid, tedy u malých dětí s omezeným časem spolupráce. Ošetření dělíme na 2 kratší fáze:

Fáze 1:

- Kontrola situace, IO RTG
- Úprava nerovných okrajů pahýlu
- Ochrana dentinové rány pomocí aplikace bondu - IDS (Immediate Dentin Sealing) **(221,222)**
- Otisk silikonovou otiskovací hmotou (u dětí často bez nutnosti protiskusu)

Fáze 2:

- Kontrola vitality
- Pískování lomné plochy i zhotovené dostavby aluminou pro zvýšení retenční plochy (krátce, nízký tlak)
- Fixace dostavby pomocí předeřátého kompozitu (dentinový odstín) **(223)**

Postup fixace probíhá tak, že na pahýl i připravenou rekonstrukci je po opískování nanesen bond, který ponecháme nezpolymerovaný. Inkrement kompozitu předeřátého na 56°C adaptujeme na plochu spoje, oba díly přitlačíme na sebe a čekáme na pomalé uvolnění přebytku než vzniklý spoj polymerujeme po jeho odstranění. Pokud je pozice náhrady na pahýlu nestabilní, je vhodné k adaptaci použít silikonový klíč.

4.3 NEVITÁLNÍ PILÍŘE

4.3.1 ANALÝZA

U nevitálních zubů dochází ke kvantitativním i kvalitativním změnám TZT, které ovlivňují rozhodování o strategii i provedení léčby. **(12,17,224-226)** Přestože existuje významný technologický rozvoj materiálů a technik, zůstává ošetření takových zubů velkou výzvou biologickou, technologickou i estetickou. Ve frontálním úseku chrupu jsou zuby namáhány obvykle více střížnými silami a celkový objem dentinu je menší než u molárů. Zuby jsou častěji vystaveny mechanickému namáhání ohybem, zejména při traumatech.

Orientace v publikované literatuře týkající se rekonstrukce endodonticky ošetřeného zubu (Endodontically Treated Teeth, ETT) je poměrně obtížná. Počet publikovaných prací je enormní, ale technická náročnost ošetření ETT vytváří značné technické bias rozhodující o relevantnosti takové publikace. V technologiích rekonstrukce ETT navíc dochází k poměrně významným změnám. Od litých kořenových nástaveb, přes rozvoj prefabrikovaných kovových čepů v 70. letech **(227)** až po vlákny vyztužené struktury prefabrikovaných tvarů **(92)** či individuálně připravené formy. Dokladem této variability jsou meta-analýzy, které neumožňují dát zásadní podporu žádnému řešení. **(228,229)**

V publikovaných klinických studiích týkajících se rekonstrukce ETT pomocí různých FRC čepů lze vysledovat trend (i když existují výjimky) vyšší úspěšnosti terapie, je-li prováděna jedním pracovníkem, často privátním, kde je větší stabilita pracovního protokolu. **(230-239)**

Díky možnostem moderní implantologie znatelná tendence k náhradě nevitálního zubu dentálním implantátem. Opakované studie ale dokazují, že je ošetření endodonticky ošetřeného zubu (ETT) stále možno považováno za výhodné řešení pro pacienta i lékaře. **(240-243)**

S nástupem adhezivní stomatologie byl koncept rekonstrukce nevitálního pilíře podroben zásadní revizi. Ke změně paradigmatu přispělo několik okolností:

- Rozvoj adhezivních technologií. Objasnění vzniku hybridní vrstvy.
- Zdokonalování výplňových a fixačních materiálů z kompozitní pryskyřice.
- Rozvoj rotačních nikl-titanových nástrojů pro opracování kořenového systému s větší konicitou preparace.
- Zvyšování úspěšnosti klinické endodoncie.
- Zavedením operačních mikroskopů do klinické praxe.
- Zvyšující se poptávka po estetickém řešení.

Popsané změny paradigmatu vedou k nejistotě ve volbě řešení, kombinování předchozích principů s novými materiály a naopak. V současnosti existuje celá řada materiálů, postupů a konkrétních výrobků, jejichž použitím můžeme dosáhnout podobných dlouhodobě stabilních výsledků, ale u

komplexního problému jako je rekonstrukce ETT se klíčovým atributem stávají důslednost dodržování protokolu práce, pečlivost zpracování, věnování pozornosti detailům.

Za velký benefit považujeme provedení endodontického ošetření a postendodontické dostavby v jediném sezení stejným lékařem. Aktuálně získaná znalost kořenové morfologie konkrétního zubu umožňuje v poměrně krátké době doplnit chybějící strukturu zubu o dostavbu mechanicky podobného materiálu jako je dentin s nižším rizikem procedurální chyby. Zároveň dojde ke stabilnímu uzávěru kořenového prostoru a snížení rizika reinfekce.

4.3.2 ODLIŠNOSTI STRUKTURY

Základní kvantitativní i kvalitativní rozdíl v charakteristice vitálních a nevitálních zubů je stav dentinu. Pakliže u vitálních zubů sledujeme vliv patologií změněného dentinu (affected), pak u avitálních pilířů je často celá reziduální struktura TZT složena z tohoto substrátu se všemi biomechanickými důsledky. Ztrátou vitality dochází ke změně hydratace, kolagenní vlákna nevitálního zubu podléhají rychlejší degradaci terapeutickými zásahy proti změnám běžným pro stárnutí. **(21,31,244-246)**

Přes prokazatelnou změnu tkání se však jeví, že za častějším selháváním ETT nestojí ani tak kvalitativní, jako kvantitativní změny dentinu. **(247,248)** Kvantitativní ztráta dentinu způsobená jak patologickým procesem, tak endodontickou léčbou se negativně podepisuje na celkové ztrátě tuhosti ETT. **(249)**

Vlastním patologickým procesem i následnou léčbou může docházet ke zbarvení nevitálního zubu. Dyskoloraci mohou způsobovat krevní barviva, nekrotická tkáň pulpy, kořenové výplně či dostavbové materiály. **(38,250)**

4.3.3 VARIANTY OŠETŘENÍ

Ztráta vitality umožňuje využít i vnitřní plochu dřevňové dutiny a část dentinu v kořenových kanálcích pro retenci budoucí náhrady. V éře před nástupem adhezivních technologií byla litá kořenová nástavba nebo prefabrikovaný kovový čep mnohdy jedinou cestou k retenci korunkové rekonstrukce. **(251-255)** Zatímco retence dosaženo bylo, představa zvýšení rezistence kořene tradičními kovovými nástavbami a čepy byla vyvrácena. **(256)**

Výkony, kterými rekonstruuje nevitální zuby frontálního úseku ve vlastní praxi se z větší části shodují s postupy opravy vitálních pilířů s rozdílem retence v kořenovém prostoru a frekvence výskytu jednotlivých variant ošetření. Největší odlišnost je v tom, jakou technologii a do jaké hloubky se u

nevitálních pilířů bude zasahovat. U nevitálních pilířů obecně provádíme častěji jako konečnou rekonstrukci solo korunku, ve frontálním úseku převážně z presovaného lithiumpdisilikátu.

Výkony unikátní pro nevitální pilíře:

- Bělení technikou „walking bleach“
- Adhezivní uzávěr trepanačního otvoru / dostavba zubu
 - RC s granulárním plnivem
 - RC s vláknitým plnivem
 - Prefabrikované FRC čepy
 - Individualizované FRC čepy

4.3.4 ELIMINACE SEALERU A POŠKOZENÉHO DENTINU

Specifikem ošetření nevitálních zubů, zejména pokud jej provádíme jednofázově s endodontickým ošetřením, je odstranění všech zbytků sealeru. Tento krok je esteticky velmi důležitý, protože právě rezidua kořenových výplní jsou častou příčinou zbarvení nevitálních zubů. Dnes nejběžnější pryskyřičné sealery bývají před ztuhnutím velmi málo zbarvené, což činí jejich detekci bez použití mikroskopu poměrně obtížnou. V případě námi užívaného sealeru AH26 (Dentsply, Konstanz, Německo) jde o světle žlutou barvu, která je v tenké vrstvě velmi nenápadná. K jejímu odstranění používáme několik technik v uvedeném pořadí. Každý další krok je použit, když předchozí není dostatečně efektivní:

1. Kondenzace sealeru vodou a ultrazvukem do kuliček. Periodontální koncovkou za masivního skrápění vodou se lehkým dotykem sealer sráží do větších kuliček a vyplavuje z kavity.
2. Povrchová preparace kuličkovou frézou bez chlazení. Oddělené dentinové piliny se chovají jako adsorbent.
3. Rozpuštění alkoholem. Štěteček s alkoholem (isopropylalkohol) dosáhne i do úzkých míst, např. trepanační otvor dolních řezáků.
4. Pískování. V tvarově komplexnějších kavitách s výhodou užíváme opískování s vodní sprejí. Možno použít jak bikarbonát, tak aluminová zrna. V případě použití bikarbonátu ale omezíme účinnost samoleptacích adhezív. **(257)**

Pokud odstranění sealeru provádíme v další návštěvě po jeho ztuhnutí, je odstranění čistě mechanická záležitost, tzn. preparace frézou nebo pískování.

Před jakýmkoliv výkonem spojeným s adhezí je vhodné pracovat v čerstvě preparovaném dentinu, zejména v situaci, kdy je povrch dentinu poškozený předchozími procedurami jako zejména výplachem

NaClO, ale i aplikací hydroxidu vápenatého. Nejsnazší se jeví jemná povrchová preparace vhodným břitovým nástrojem bez zbytečné redukce objemu dentinu.

4.3.5 VNITŘNÍ BĚLENÍ METODOU „WALKING BLEACH“

V případech vnitřního zbarvení klinické korunky je možné aplikovat před vlastním rekonstrukčním výkonem bělení k potlačení zbarvení způsobeném krevními barvivy, rezidui nekrotické pulpy či kořenovými výplněmi. Nelze takto účinně bělit dyskolorace vývojové jako např. tetracyklinové zuby, MIH nebo dyskolorace kovy. **(258,259)**

K vnitřnímu bělení používáme granule perborátu sodného ($\text{NaBO}_3 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$). Po dokončení endodontického ošetření je třeba před vnitřním bělením zaručit následující podmínky:

- Izolace kořenového systému proti pronikání oxidačního činidla
- Odstranění veškerých kariézních defektů korunky
- Odstranění nečistot a smear layer z dřeňové dutiny zubu
- Bezpečné uzavření činidla uvnitř klinické korunky.

Oxidační činidlo nesmí kvůli riziku externí cervikální invazivní rezorpce kořene zasahovat níže než do úrovně dentogingiválního spojení. Utěsnění kořenového systému provádíme pomocí malého množství flow kompozitu, pro který může být přímo na kořenové výplni nebo můžeme použít provizorium z teflonové pásky, pokud chceme následně umístit do kořene prefabrikovaný čep. Pro připojení používáme samoleptací adhezivum. Po zpolymerování této bariéry (včetně polymerace pod glycerinovým gelem) provedeme „otevření“ dentinových tubulů jednak jemnou preparací povrchu dentinu kuličkovou frézou a můžeme též použít leptání kyselinou fosforečnou do 10 s. Po vypláchnutí reziduí aplikujeme granule perborátus vodou, které uzavřeme teflonovou páskou a dostatečně těsnou provizorní výplní z GIC nebo RC.

Největší barevná změna nastává do 1-2 dnů. Po 5 dnech můžeme výkon opakovat, je-li třeba. Stav vybělení není dobře plánovatelný. Pacient je poučen, že se ozve sám, když jas běleného zubu převyšuje okolní zuby. Tehdy bělení vyjmeme a provizorně plníme např. hydroxidem vápenatým. Pokud bychom neutralizovali účinky bělidla aktivně, např. kyselinou askorbovou **(260)**, mohli bychom zhotovit definitivní výplň okamžitě. V praxi je ale obvykle termín konečné výplně naplánován s předstihem a zůstává dost času na uvolnění všech oxidačních činidel ze zubu.

Vnitřní bělení má smysl provádět i na zubech, které budou opatřeny následně korunkou. Potlačíme tak alespoň částečně gingivou prosvítající tmavou barvu kořene a umožníme supragingivální ukončení budoucí náhrady.

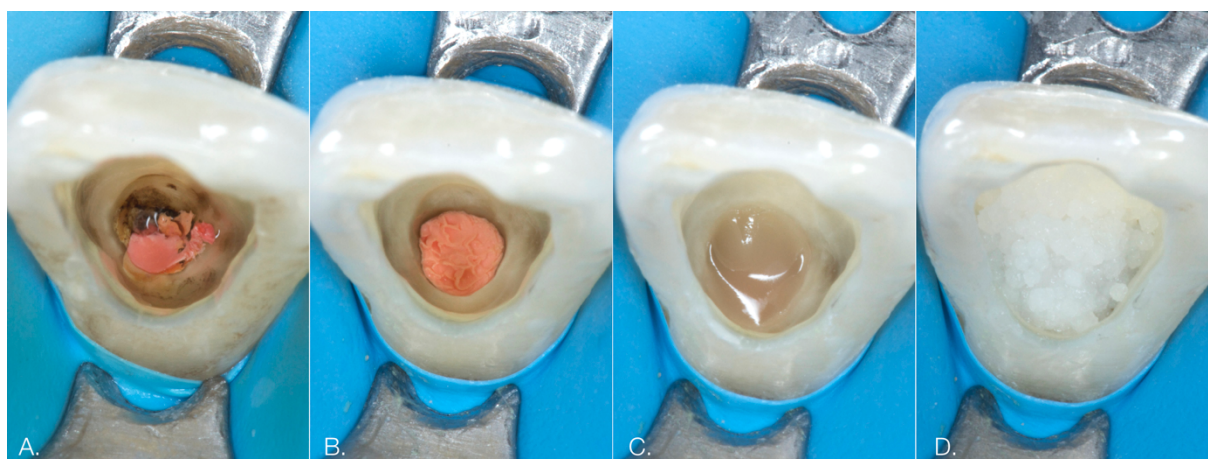


FOTO 20 Technika vnitřního bělení „walking bleach“. Původní prosakující kořenová výplň (A), nová kořenová výplň (B), izolace kořene samoleptacím adhezivem a flow kompozitem (C), naplnění kavity granulemi perborátu sodného s vodou (D).



FOTO 21 Technika vnitřního bělení. Stav před (A) a po výkonu (B).

4.3.6 RC S GRANULÁRNÍM PLNIVEM

U defektů s minimální ztrátou TZT, kde je zachována i většina dentinu vyjma stropu dřeňové dutiny, nepovažujeme za nutné umístit adhezivní dostavbu příliš hluboko do kořenového prostoru. Obvykle postačuje ukončení kořenové výplně ekvialveolárně, tedy cca 2-3 mm subgingiválně. V případech pokročilé parodontitidy s výraznou ztrátou attachmentu je ale i v těchto případech nutno zasahovat výrazně hlouběji a pak je vhodné použít i FRC čep.

Kavitu připravujeme stejně jako u vitálních zubů, tzn. neponecháváme sklovinu nepodloženou dentinem. Výjimkou může být situace, kde chybnou preparací byla bodovitě oslabena vestibulární plocha řezáku, ale sklovina nebyla perforována a okolní tkáň jsou podloženy alespoň 1 mm dentinu.

Vnitřní plochu kavity preparujeme frézou, případně můžeme použít pískování pro eliminaci všech nečistot a zbytků sealeru.

Kavita v podobě trepanačního otvoru řezáku má poměrně vysoký c-faktor. Jeho potlačení lze provést standardně vrstvením s předchozí aplikací flow kompozitu nebo též použitím duálního kompozitu doplněného předpolymerovaným makroplnivem. Takové plnivo připravíme vytvořením malých kuliček hybridního kompozita, které zpolymerujeme mimo dutinu ústní (možno i laboratorně) a umístíme do neopolymerovaného duálního cementu. Po chemickém ztuhnutí dokončíme polymeraci světlem (60 s) a povrch trepanačního otvoru hybridním výplňovým RC.

4.3.7 RC S VLÁKNITÝM PLNIVEM

Alternativou k předchozímu postupu je použití kompozitní pryskyřice se směsí granulárního a izotropního vláknitého plniva (everX posterior, GC, Tokyo, Japonsko). Materiál obecně se označuje SFRC (Short Fiber Resin Composite). Podle dosud dostupných studií použití těchto nahodile umístěných malých vláken snižuje riziko propagace fraktury kompozitem. Materiál je světlem tuhnoucí a jeho adaptace je náročnější, ale výsledky laboratorních testů slibné. **(86,261-263)**

Pro důkladné hodnocení bude zapotřebí větší množství dlouhodobých klinických studií.

4.3.8 PREFABRIKOVANÉ FRC ČEPY

Častým způsobem estetického ošetření nevitálních zubů frontálního úseku je kombinace prefabrikovaného vláknového čepu a granulárního fixačního a dostavbového materiálu. Univerzálnost tohoto řešení při použití několika velikostí čepů je pro praxi velmi výhodná. Prefabrikovaný FRC čep můžeme použít v kombinaci s výplňovým RC jako definitivní řešení nebo jako dostavbu před korunkovou náhradou.

Tento postup je nutný tam, kde:

- Vyžadujeme zvýšení retence korunkové náhrady adhezí v kořenovém systému
- Stav TZT vyžaduje zvýšení rezistence kořene

Ve frontálním úseku jsou tyto dva aspekty významnější střížným zatížením. **(264)** Zatímco zvýšení retence byl požadavek platný a dosahovaný již u dostaveb z kovových slitin, zvýšení rezistence zubu jako celku se u předchozích technologií nikdy nepotvrdilo. U adhezivních technologií existují studie, které dosáhly zvýšení rezistence kořene. Významné zvýšení pevnosti ale obvykle popisují u defektů

s nižším množstvím stěn. (265,266) Na druhou stranu např. Fokkinga v 17 leté studii nenašel rozdíl použití nebo nepoužití čepu. (232)

Z dostupných studií je známo, že krčková oblast nevitálních zubů podléhá největšímu napětí(267) a přítomnost čepu u řezáků zvyšuje odolnost proti fraktuře a zlepšuje prognózu zachování zubu při fraktuře ve srovnání s kompozitní dostavbou bez čepu. (268)

4.3.8.1 Principy práce s FRC čepu

Na základě vlastních pozorování a syntézy dostupné literatury se domníváme, že nejdůležitějším aspekty úspěšné rekonstrukce jsou:

1. Minimalizace zásahu do zdravých TZT za účelem rekonstrukce. (269)
2. Náhrada chybějících tkání materiály s podobnými fyzikálními vlastnostmi. Dentin - RC/FRC/SFRC, sklovina - keramika. (270) Respektování tzv. dome effect. (271)
3. Adheze. Pevné vzájemné propojení jednotlivých tkání i materiálů rekonstrukce schopné odolávat mechanickým i biologickým vlivům.
4. Ferrule. V případě korunkové náhrady zajištění minimální hodnoty vertikální i horizontální tkáně krčkové objímky/ferrule. (272)

Tyto 4 principy považujeme za základ naší klinické práce s ETT.

Čím více původních tkání je zachováno, tím lepší je prognóza ošetření. 4 stěny – 3 stěny – 2 stěny - jedna stěna – ferrule – absence ferrule je pořadí případů podle prognózy. (273,274) V klinické praxi nezhotovujeme takové ošetření, kde by nebyl zachován minimálně 1 mm ferrule na většině obvodu zubu.



FOTO 22 Zuby 12 a 11 po RCRT připravené k postendo dostavbě. Všechny tkáně nezničené patologickým procesem nebo potřebou ošetření jsou zachovány.



FOTO 23 Zuby po umístění FRC čepů do duálního cementu. (vlevo) Po ztuhnutí cementu jsou výplňovou pryskyřicí dostavěny do přibližného tvaru korunek místo přípravy provizorních korunek.

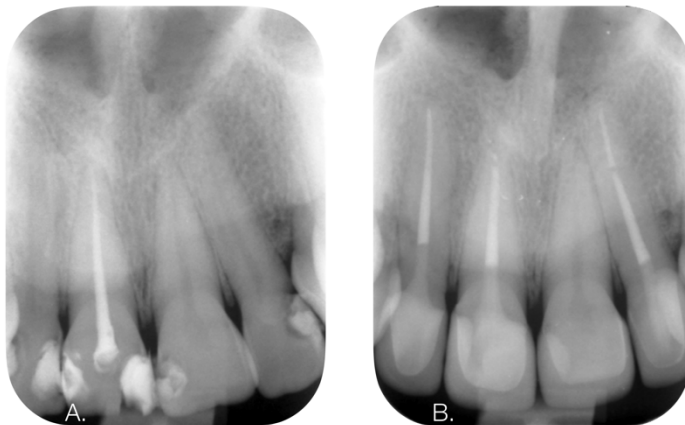


FOTO 24 RTG popsaného případu před RCRT a 2 roky po cementaci korunek z lithiumpodisilikátu.

Srovnání FRC a rigidních intraradikulárních čepů (lité, kovové, keramické) vycházejí tak, že lité návstavby odolávají větší zátěži než FRC, ale při selhání jde častěji o neopravitelné případy. Kovové návstavby mají násobně vyšší modul elasticity než dentin (titan 110 GPa, ocel 200 GPa, ZrO_2 300 GPa, dentin 18 GPa) čímž dochází ke koncentraci stresu na hrotu návstavby a vyššímu riziku vertikální fraktury.

(224,275)

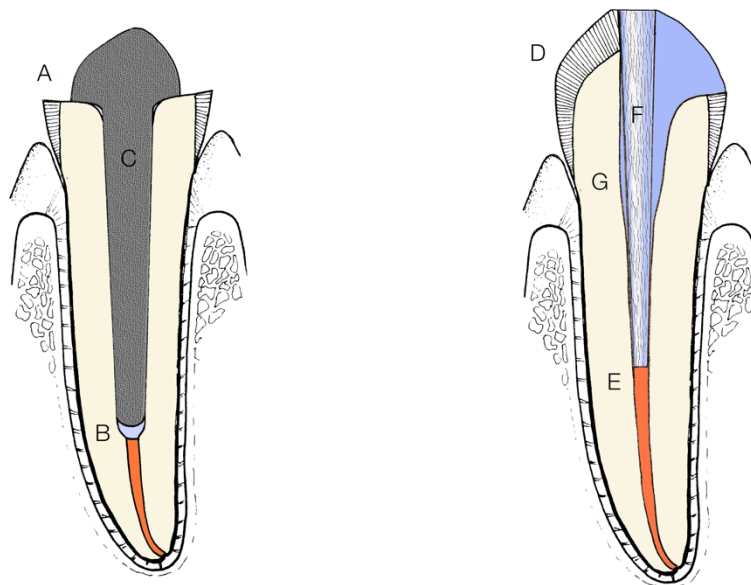


FOTO 25 Srovnání kovové lité nástavby (vlevo) a dostavby s FRC čepem. Nutnost nepodsekřivé kavity (A), agresivní preparace kořene (B), rigidní materiál zasahující hluboko kořenovým dentinem (C). Menší redukce korunkových TZT (D), nulová preparace pro čep (E), čep s podobným modulem elasticity jako dentin (F), pozitivní využití čistých podsekřivin (G).

4.3.8.2 Volba materiálů pro fixaci FRC čepu

Existuje několik možných kombinací materiálů:

- Samoadhezivní cement (fixace čepu) + výplňový RC (dostavba)
- Self-etch + kompozitní cement + výplňový RC
- Total-etch + kompozitní cement (fixace čepu) + výplňový RC (dostavba)
- Total-etch + vysoce plněný kompozitní cement simultánně slouží jako fixační a dostavbový

Aby prefabrikované čepy obsadily co největší objem kavity, je vhodné použít největší odpovídající velikost, která bez frikce dosedá na ukončenou kořenovou výplň. **(276)** V některých situacích můžeme použít více čepů do jediného kořene, abychom lépe zaplnili daný objem nebo vyrobit individualizovaný čep. (viz dále)

Ve své praxi provádíme takřka výhradně poslední variantu s využitím vysoce plněného duálního kompozitního materiálu. V literatuře se jen obtížně hledá přímá podpora pro právě toto zvolené řešení, resp. nalezneme různé laboratorní výsledky pro různé kombinace konkrétních adhezivních systémů, různých fixačních cementů a FRC čepů. Argumenty pro použití právě této zvolené kombinace jsou:

- Technika total-etch s využitím adhezivního systému 4. generace je dosud nejspolehlivější, dlouhodobě prověřený způsob připojení k dentinu **(156,277)**
- Vysoce naplněný duální kompozitní cement s dlouhou dobou chemického tuhnutí splňuje všechny nároky na core materiál – pevnost v tlaku, dobrá adaptace do všech prostor kavity včetně podsekřivin, vyhovující stupeň konverze, pomalé chemické tuhnutí umožňující tok materiálu v pregelové fázi
- Prefabrikovaný dvojité konický vláknový čep s křemennými vlákny a povrchovou adhezivní vrstvou dobře anatomicky odpovídá kořenovému systému, nevyžaduje další preparaci zdravé tkáně a celkovou tuhostí splňuje požadavek na podobnost s dentinem **(105,106,278)**

Při použití 3-krokového etch-and-rinse systému je největší výzvou dodržení korektně všech kroků, ale skýtá nejvyšší a nejstabilnější připojení k dentinu. **(269)** Jakákoliv simplifikace dvoukrokovými etch-and-rinse nebo jednokrokovým self-etch adhezivem veden k riziku nekompatibility s použitým duálním cementem. **(150)** Používání samoadhezivních cementů výrazně procesně zjednodušuje situaci, i když i v tomto případě platí nutnost pečlivé přípravy dentinu, aby mohlo dojít k navázání kyselých monomerů na kořenový dentin. Podle některých autorů je toto řešení dokonce srovnatelné nebo lepší než tradiční duální cement. **(279)**

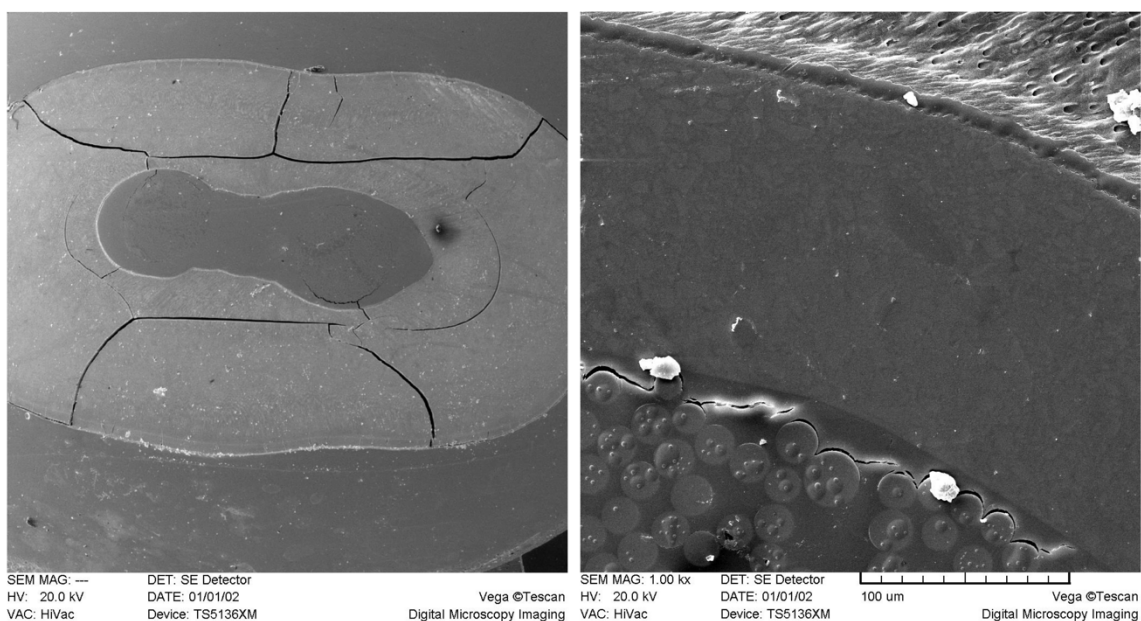


FOTO 26 SEM obraz transverzálního řezu kořenem s umístěným FRC čepem. Horní premolár byl ošetřen 14 měsíců před extrakcí a po tu dobu byl rekonstruován výplní z kompozitní pryskyřice přímou technikou. Extrakce proběhla standardním

způsobem a vytvořila řadu makroskopických artefaktů (vlevo), ale na zvětšení 1000x a více je vidět dobrá adaptace cementu kolem čepu (DT Light SL). SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)

I když podle některých studií je použití cementů s vysokým obsahem plniva nevýhodné, pro vyšší reziduální stres, naše klinická zkušenost s cca 6000 dostavbami v rozmezí 10 let je výrazně pozitivní. Ve vlastní studii týkající se 301 řezáků a špičáků došlo během 7 let pouze ke 3 případům debondingu. (publikace přijata do tisku) Cement po nanesení a adaptaci do kavity pod kontrolou zraku (mikroskop) kvůli eliminaci vzduchových bublin necháváme spolu s čepem zprvu polymerovat chemicky, aby doba od začátku míchání byla minimálně 5 min. Kontrolujeme si opatrným kontaktem sondou proběhlou fází gelace než začneme se světelnou polymerací. Vzhledem k velkému objemu cementu je tento krok velmi důležitý, abychom předešli zvyšování reziduálního stresu. Braga et al. popisují poměrně vysoké hladiny napětí při cementaci inlejí duálními cementy o tloušťce kolem 200 μm , když byla světelná polymerace započata cca 2 min od začátku mísení. **(214)** Svou roli může hrát i doba tuhnutí konkrétních produktů, ale tento aspekt se v literatuře nezmiňuje. Při vlastní studii používaný cement (EnaCem HF, Micerium, Avegno, Itálie) dosahuje při chemické polymeraci mimo ústa při teplotě 22°C do formy, kdy nelze již proniknout sondou do materiálu, času 6-7 min podle šarže výrobku.

V případě, že používáme endodontický sealer na bázi eugenolu, je vhodné odložit zhotovení dostavby alespoň o týden, aby nedocházelo k interferencím mezi eugenolem a duální pryskyřicí. Jejich výskyt je ale dle našeho pozorování v ČR sporadický. **(280)**

4.3.8.3 Adheze v kořenovém dentinu

Na rozdíl od litých nástaveb, hloubka inzerce FRC čepu nevykazuje velké odlišnosti v retenci ani pevnosti. **(281)** Důvodem jsou mechanické vlastnosti čepu a nižší schopnost adheze ve střední a apikální třetině zubu.

Vazba na radikulární dentin představuje náročný výkon z následujících důvodů:

- Omezený výhled do kořenového systému
- Zbytky kořenové výplně
- Obtížná aplikace adhezivního systému
- Obtížné vyplachování a sušení
- Dentin poškozený působením NaClO
- Vysoký c-faktor kavity
- Odlišnosti v hustotě tubulů a mineralizaci dentinu

Kromě běžné smear layer jako důsledku preparace se u ETT popisuje též sekundární smear layer složená ze zbytků gutaperči a sealeru. (282)

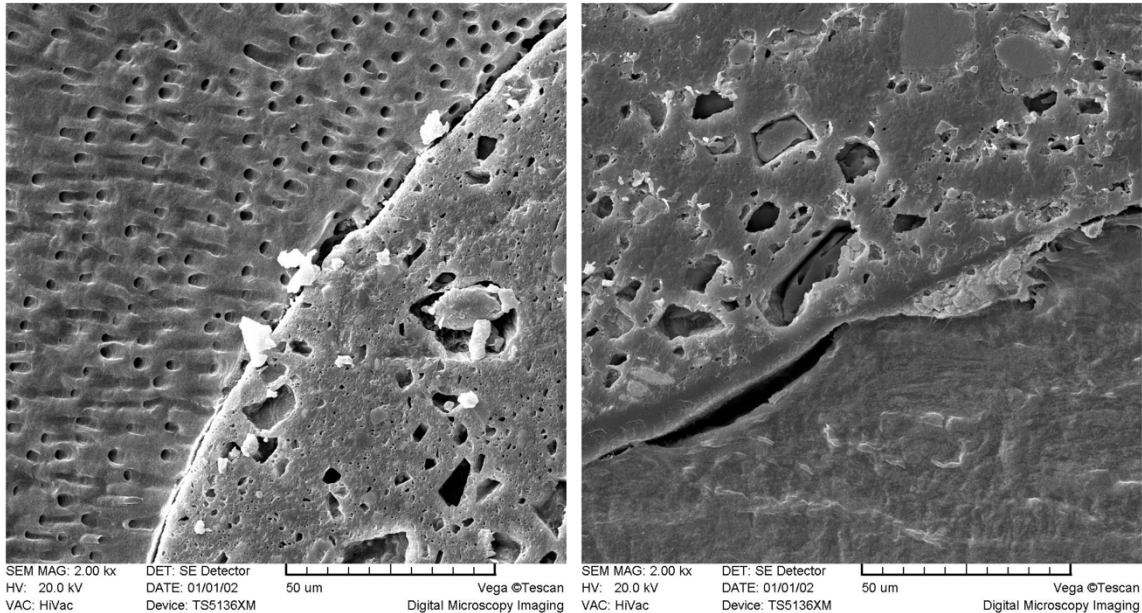


FOTO 27 Adaptace kompozitního cementu v apikální třetině zubu. Struktura dentinu je odlišná – obsahuje méně tubulů o menším průměru. K vytvoření hybridní vrstvy dochází pouze sporadicky. SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)

Problematika nedostatečné infiltrace odhalených kolagenních vláken byla popsána v kapitole o adhezi. V kořenovém prostoru je riziko těchto procesů ještě vyšší z výše uvedených příčin. Možnosti jak klinicky omezit degradaci kolagenu a hydrolýzu pryskyřic je několik:

- Nepoužívat dlouhé břitové nástroje dodávané spolu s FRC čepy. Jejich používáním vzniká nerovnoměrná, místy velmi silná vrstva nečistot (smear), kterou lze následně jen obtížně odstranit. (282) Použití kuličkových fréz na dlouhém dříku nebo ultrazvukových koncovek s masivním chlazením zajistí rovnoměrnější přípravu dentinu před leptáním a odstranění detritu namísto jeho koncentrace ve štěrbinovitých prostorech kořenů.
- Používat řídké leptací gely nebo tekutou kyselinu fosforečnou. Taková forma lépe umožní dobrou adaptaci ke stěnám. Je možné též aplikovat aktivně. (24)

- Používat systémy pro vyplachování úzkými kanylami (Stropko irrigator, Stropko, USA), aby nedocházelo na vstupu do kořene ke kolizi vnikající a odtékající vody. Dodržet dobu vyplachování min 20 s.
- Aktivně aplikovat adhezivní systémy. Použití mikroštetěčku na aplikaci primeru zlepší infiltraci kolagenních vláken pro self-etch i etch-and-rinse adhezivní systémy. Experimentuje se i s aplikací pomocí ultrazvuku, ale výsledky jsou variabilní. **(283)**
- Aplikovat primer opakovaně. Zejména v případě zjednodušených systémů 5. a 7. generace.
- Používat na zjednodušené systémy vrstvu hydrofobního krytí k omezení prostupu vody. **(284)**
- Prodloužit dobu polymerace. Hloubka a profil kořenové kavity omezuje množství světla polymerační lampou. Dostatečně dlouhá doba polymerace zlepší kvalitu duálních cementů. **(97,282)**
- Aplikace CHX 2% jako prevence exprese MMP. Testují se formy aplikace v primeru nebo leptacím gelu. Výsledky jednotlivých testů zatím vycházejí rozporuplně. **(285-287)**

Pokud je alespoň 50% tkáň klinické korunky zachována, používáme jako dostavbový materiál kolem čepu pouze duální kompozit – stejný jako pro fixaci čepu. Při větších ztrátách tkání použijeme centrálně umístěné FRC čepy jako podpůrnou konstrukci pro nanesení poměrně málo viskózního duálního kompozitu, který čepy v potřebné výšce kompletně zakryje. Po jeho ztuhnutí čepy zkrátíme a do celkového tvaru dostavby doplníme výplňovým kompozitem světlého dentinového odstínu. Dostavba se provádí snadněji a povrch pahýlu je tak mechanicky odolnější.

Technika provedení je detailně popsána v klinické experimentální části.



FOTO 28 Stav po RCRT zubu 12. Původní morfologie a opakované zásahy způsobily výrazně oválný profil koronální části kořene (A). Stav umožňuje umístění 2 prefabrikovaných čepů (B, C). Dokončení pomocí sklovinného odstínu RC (D). Světelná vodivost čepů se projeví „tmavým“ vzhledem na koronálním konci čepu.



FOTO 29 RTG snímky výše popsaného případu. Peroperační kontrastní snímek (A), stav po zaplnění pomocí MTA (B), stav po rekonstrukci (C), follow-up 1 rok (D)

4.3.9 KORUNKA NA NEVITÁLNÍM PILÍŘI

I když je problematika této práce zaměřena na rekonstrukce přímé, úzká souvislost s korunkovými rekonstrukcemi je zcela zjevná v oblasti vitálních i nevitálních pilířů.

V minulosti byly brány velké ohledy na vitální pilíře, protože ztráta vitality znamenala zvýšené riziko selhání z endodontických příčin. U nevitálních zubů naopak často docházelo ke zbytečně agresivním preparacím, dekoronacím kvůli lité nástavbě a subgingiválně vedeným preparacím kvůli neschopnosti maskovat okraj korunky supragingiválně. Tento trend bohužel vidíme v každodenní praxi stále.

U endodonticky ošetřených zubů je dokumentován rovnocenný přínos kvalitního ošetření endodontu a suprakonstrukce. (288)

Požadavky na koronární rekonstrukci z hlediska dlouhodobé úspěšnosti jsou:

- Mechanicky stabilizovat koronální tkáň
- Zajistit utěsnění koronární rekonstrukce k zamezení reinfekce kořenového systému
- Neredukovat nadměrně TZT

Tyto funkce může plnit řada přímých rekonstrukcí popsaných výše, ale při větší ztrátě TZT, zejména skloviny je pro dlouhodobou prognózu vhodné použít korunkovou náhradu. Ideálně tenkou, monolitickou, svými vlastnostmi blízkou zubní sklovině, pevně spojenou s TZT, na které naléhá. Kvalitou, kterou dosud není kompozitní rekonstrukce rehabilitovat, je celková tuhost rekonstrukce daná vysokým modulem elasticity materiálů korunkových náhrad. Zatímco u kompozitu se hodnoty pohybují od 10 do 25 GPa, v případě lithiumpodisilikátové keramiky (v našem případě e.max Press, Ivoclar) je to 82,3 GPa, což je hodnota prakticky identická se sklovinou. **(289)** Naše klinické zkušenosti (8 let pro tuto kombinaci) odpovídají FEA modelu publikovanému v roce 2017. **(290)**

Pro dobrou prognózu korunek je nutné zachovat minimálně 1mm výšky ferrule. **(291,292)**

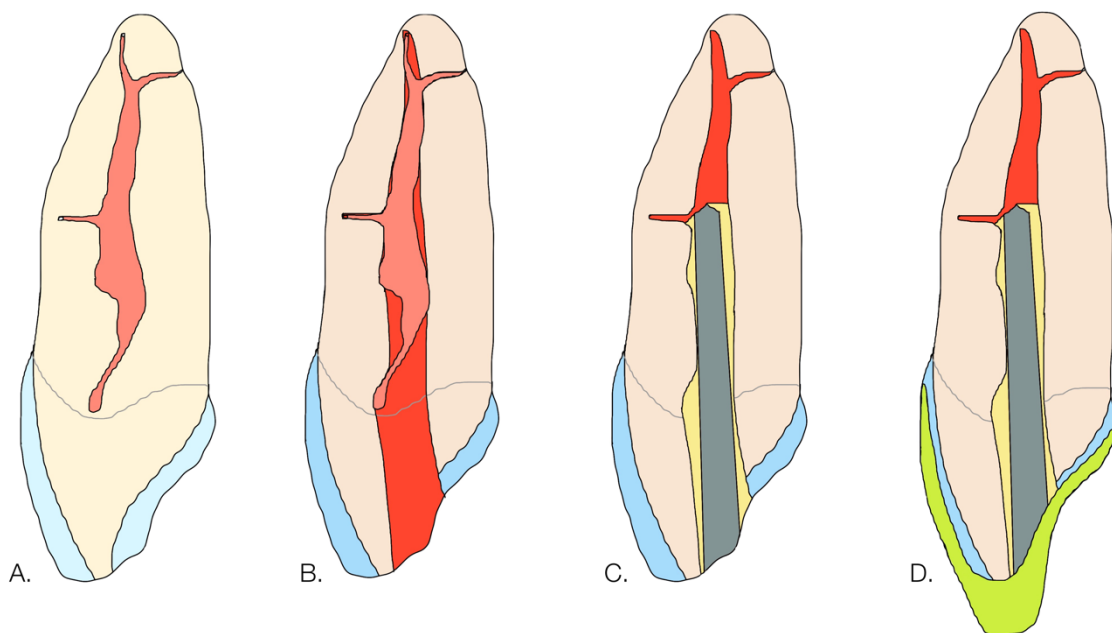


FOTO 30 Postup rekonstrukce nevitálního zubu v ideálním případě. Původní tkáň (A). Směr trepanace a proporce kořenové kavity vůči původní pulpě (B). Korektně umístěný FRC čep do hloubky cca 10 mm. Zachované vyčištěné podsekřiviny jsou vyplněné duálním kompozitem, čep má dostatečnou vůli vůči stěnám (C). Ideální korunková preparace minimalizuje ztráty TZT (4).

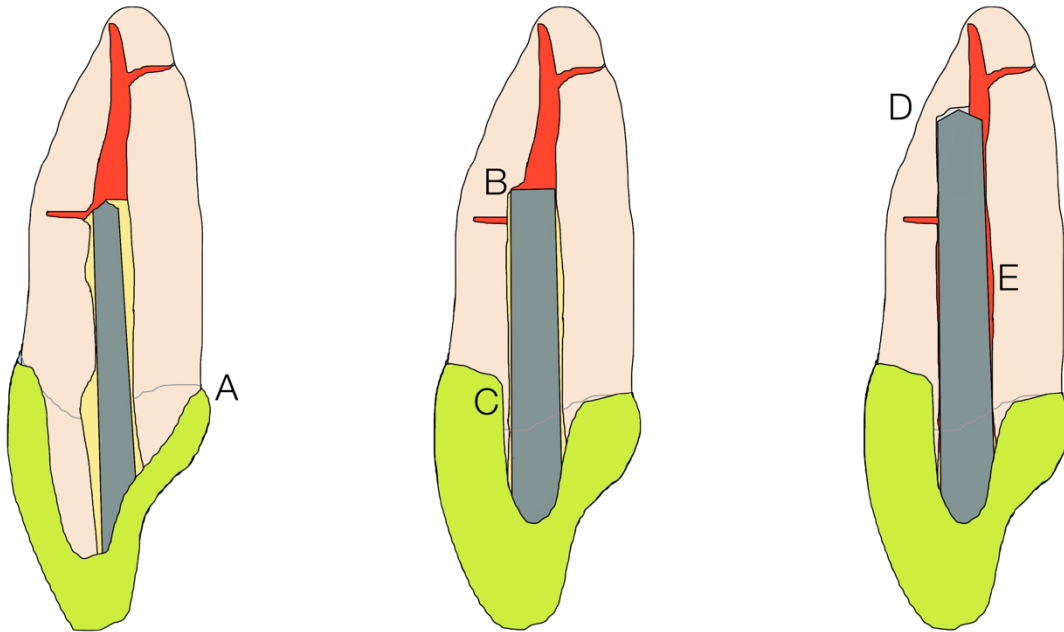


FOTO 31 Nežádoucí stavy při rekonstrukci ETT korunkou. Preparace eliminující veškerou sklovinu (A), čep oslabující kořenový dentin (B), preparace kompromitující horizontální rozměr ferrule (C), preparace pro čep oslabující kořenový dentin a zasahující do apikální třetiny kořene (D), rezidua kořenové výplně na stěnách kořene (E).

V současnosti poměrně hojně diskutovaný model endokorunky se ve frontálním úseku chrupu vyskytuje zřídka. (293)

4.3.10 INDIVIDUALIZOVANÉ FRC ČEPY

V literatuře se objevují publikace týkající se individualizovaných FRC čepů. Před cementací čepu se prostor kořene replikuje kompozitem připojeným na prefabrikovaný čep. Teprve celá tato struktura je fixována rovnoměrnou tenkou vrstvou fixačního materiálu. I když se některé laboratorní výsledky jeví pozitivně, technika jako celek je komplikovanější a vyžaduje nepodsekřivý kořenový prostor. Benefitem za složitější postup by měla být menší riziko vzniku spáry mezi dostavbou a zubem. (294,295)

V klinické praxi tyto dostavby neprovádíme.

5 LABORATORNÍ ČÁST: POROVNÁNÍ KONTRAKCE KOMPOZITNÍCH PRYSKYŘIC

5.1 ÚVOD

Polymerační kontrakce kompozitních pryskyřic a její důsledky je dlouhodobě a široce zkoumané téma. (205) Zcela eliminovat ji v současnosti neumíme, ale vhodnou kombinací pravidel preparace, výběrem pryskyřice, strukturou a objemem plniva a technikou práce můžeme její negativní důsledky omezit. Problém polymeračního smrštění se dramaticky mění s hloubkou kavity a oslabováním reziduálních tkání.

Zvyšující se hloubka kavity představuje:

- odlišnou strukturu dentinu než v blízkosti skloviny
- zvětšená vzdálenost povrchu kavity od světlovodu polymerační lampy
- obtížná adaptace kompozitu v hlubokých kavitách s rizikem uzavření vzduchové bubliny mezi kompozit a stěnu kavity nebo mezi jednotlivé inkrementy
- nerovnoměrné vnitřní pnutí výplně z mnoha inkrementů
- zvýšená časová náročnost

Zvýšená šířka kavity / oslabené stěny představují snížení celkové tuhosti stěn. Následná větší flexe při smrštění může vyvolat pooperační citlivost nebo iniciovat vznik sekundárních defektů v blízkosti prasklin.

V rámci tohoto laboratorního testu bylo cílem porovnat 3 různé materiály a 2 způsoby polymerace. Východiskem pro volbu konkrétních postupů k testování byla vlastní klinická praxe, kde provádíme velké množství rozsáhlých přímých kompozitních dostaveb, předprotetických revizí vitálních pilířů a postendodontických dostaveb. Celkový počet výkonů na jednoho lékaře ročně se pohybuje kolem 2000. Všechny tyto výkony jsou dnes prováděny standardně z různých variací kompozitní pryskyřice co do konzistence i způsobu polymerace. I přes veškerou pečlivost problematice věnované se nevyhneme občas negativním důsledkům polymerační kontrakce a dlouhodobé úsilí je věnováno eliminaci potenciálních rizik.

V minulosti byl problém smrštění u hlubokých kavit řešen kombinací aplikace lineru v podobě flow kompozita s obsahem plniva kolem 35%vol. a následného postupného vrstvení 3-4 vrstev hybridního kompozita po jednotlivých hrbolcích, což u moláru činilo často více než 20 inkrementů pryskyřice.

Tento postup dobře umožňoval potlačení negativních důsledků smrštění, ale jeho provedení bylo zdoluhavé a vykazovalo chyby dané náročností orientace v hluboké kavitě.

Nověji jako odpověď na tyto problémy vznikla skupiny kompozitních pryskyřic nazývaná bulk-fill, která umožňuje vyplnění většího objemu kavity bezpečněji než tradiční výplňové pryskyřice. Viz kapitola 3.1.6.4. Většina zástupců této kategorie jsou materiály polymerující světlem a udává se maximální spolehlivá vrstva 4 mm, někdy i více. **(85)**

Podle některých autorů se problém polymerace většího objemu pryskyřice dá výhodně řešit odloženou světelnou polymerací duální kompozitní pryskyřice. **(65,66)** Tuto techniku již od roku 2007 používáme ve vlastní klinické praxi pro zhotovení jádra(core) rozsáhlejších výplní nebo postendodontické dostavby.

Cílem práce bylo porovnat v extrémních podmínkách 6 mm hluboké kavity konfigurace MOD vliv polymeračního smrštění na stav kavity a adaptaci výplňového materiálu.

Nulová hypotéza byla stanovena tak, že není rozdíl mezi důsledky polymeračního smrštění jednotlivých skupin vzorků.

5.2 MATERIÁL A METODIKA

Pro potřeby testování bylo vyrobeno technikou 3D tisku na přístroji Straumann CARES P30 (Straumann Holding AG, Basel, Švýcarsko) vyrobeno 45 kusů testovacích modelů ve tvaru simplifikované kavity II. třídy dle Blacka.

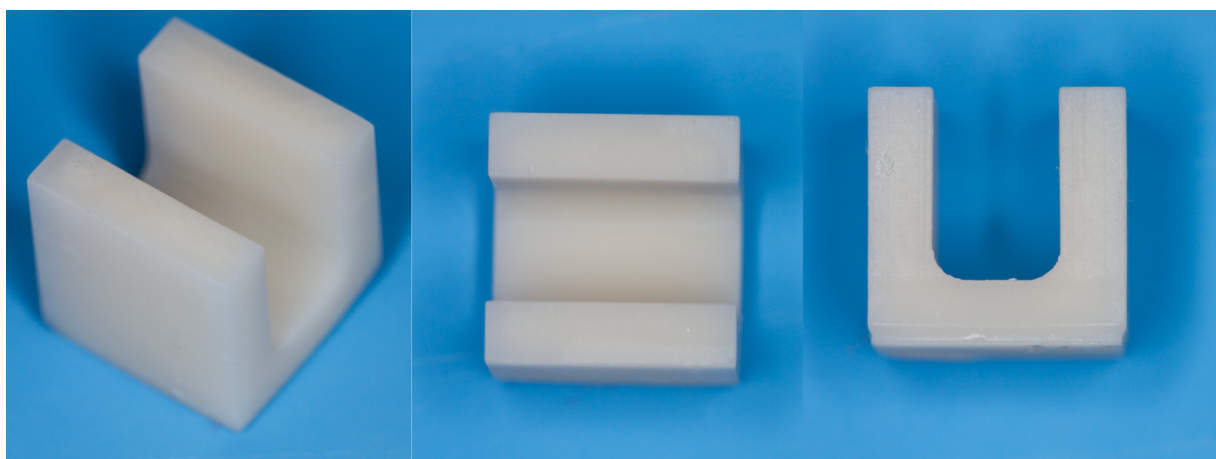


FOTO 32 Vytisknutý model kavity technologií 3D tisku.

Model byl vyroben z pryskyřice Sheraprint model plus UV (Shera Werkstoff-Technologie GmbH & Co KG, Lemförde, Německo) určené výrobcem k tisku laboratorních modelů. Fyzikální vlastnosti materiálu jsou uvedené v tabulce. Pryskyřice tuhostí nedosahuje ani hodnot pro mineralizovaný dentin (13-18 GPa modulus elasticity) což pro vzájemné porovnání různých materiálů není překážkou.

Tisková pryskyřice: SHERAprint-model plus UV	
Viskozita při 23°C	0,96 Pa s
Pevnost v ohybu	75 MPa
Modulus elasticity	1,65 - 1,75 GPa
Tvrdość Shore HSD	71-84

TAB 7 Vlastnosti použité pryskyřice pro výrobu modelu kavity.

Vnitřní povrch modelů byl upraven pískováním v laboratoři pomocí aluminu (Alublast 50 μ m, Henry Schein, Německo) pod tlakem 1,5 bar a modely byly očíslovány.

Vnitřní rozměry kavity byly změřeny pro každý model zvlášť na mikroskopu VHX-5000 (Keyence Corp., Itasca, USA).

Po změření parametrů A, B, C před zaplněním byl vnitřní povrch očištěn vodní párou a kavity adhezivně připraveny jednou vrstvou čisté pryskyřice EnaSeal (Micerium, Avegno, Itálie). Otevřené plochy modelu byly zakryty teflonovou páskou, aby bylo možné umístit výplňový materiál.



FOTO 33 Modely kavit s adaptovanou teflonovou páskou na místě matrice.

Do kavit byly bulk technikou aplikovány následující materiály:

1. **ECD.** EnaCem HF (Micerium, Avegno, Itálie) s odloženou světelnou polymerací. Chemická polymerace probíhala po dobu 6 min od aplikace materiálu a následně bylo polymerováno světlem 40+60 sec (40 sec na vzduchu a 60 sec pod vrstvou glycerinového gelu)
2. **ECL.** EnaCem HF polymerovaný ihned po aplikaci světlem 40+60 sec
3. **ENH.** Enamel HRi UD (Micerium) polymerovaný světlem 40+60 sec
4. **SDR.** Surefil SDR Flow (Dentsply Sirona, Konstanz, Německo) polymerovaný světlem 40+60 sec.

Název Výrobce	Charakteristika	krytí další vrstvou	Složení (dle údajů výrobce)	Obsah plniva [obj.%/hmot.%]
Surefil SDR Flow Dentsply, Konstanz, Německo	světlem tuhnoucí kompozit "flowable bulk fil"	nutné	Modifikovaný UDMA, EBPADMA, TEG-DMA, Ba-Al-F-B-Si sklo, SR-Al-F-Si sklo, kafřichinon, akcelerátor, BHT, UV stabilizátor,	45/68
EnaCem HF Micerium, Avegno, Itálie	duálně tuhnoucí cement	nutné	UDMA, BDMA, sklo, disperzní SiO ₂	72/77
Enamel HRi Micerium, Avegno, Itálie	světlem tuhnoucí výplňový kompozit	není třeba	UDMA, Bis-GMA, BDMA, sklo, nano částice ZrO ₂	63/80
EnaSeal Micerium, Avegno, Itálie	světlem tuhnoucí nízkoviskózní pryskyřice/sealant	N/A	UDMA, BDMA	-/-

TAB 8 Použité materiály a jejich vlastnosti (dle údajů poskytnutých výrobcem)

Polymerace probíhala z otevřené plochy kompozitu LED polymerační lampou Elipar (3M, St. Paul, USA) o světelném výkonu 1200 mW/cm² a šířce světlovodu 10 mm. Prvních 10 sec ze vzdálenosti 5 cm a

následně z těsné blízkosti do celkové doby polymerace jak je uvedeno. Celková světelná expozice bez započítaných ztrát geometrie kavity byla 94 J (světelný výkon 1200mW/cm², plocha světlovodu 0,785 cm², čas 100 sec)

Po zpolymerování byly všechny vzorky uloženy ve vodní lázni 37°C na 24 h.

Vzorky byly znovu změřeny na digitálním mikroskopu VHX-5000 a skenovacím elektronovém mikroskopu VEGA3 (Tescan, Brno ČR) a údaje statisticky zpracovány.

Na vzorcích byly před zaplněním měřeny 3 parametry:

1. Šířka kavity u povrchu (A)
2. Šířka kavity ve středu svislých stěn (B)
3. Šířka kavity těsně nad zaoblením u dna (C)

Po zaplnění a polymeraci bylo opakováno měření prvních 3 parametrů a přibýlo měření 4. parametru:

4. Šířka mezery vzniklé odtrhnutím materiálu ode dna (D)

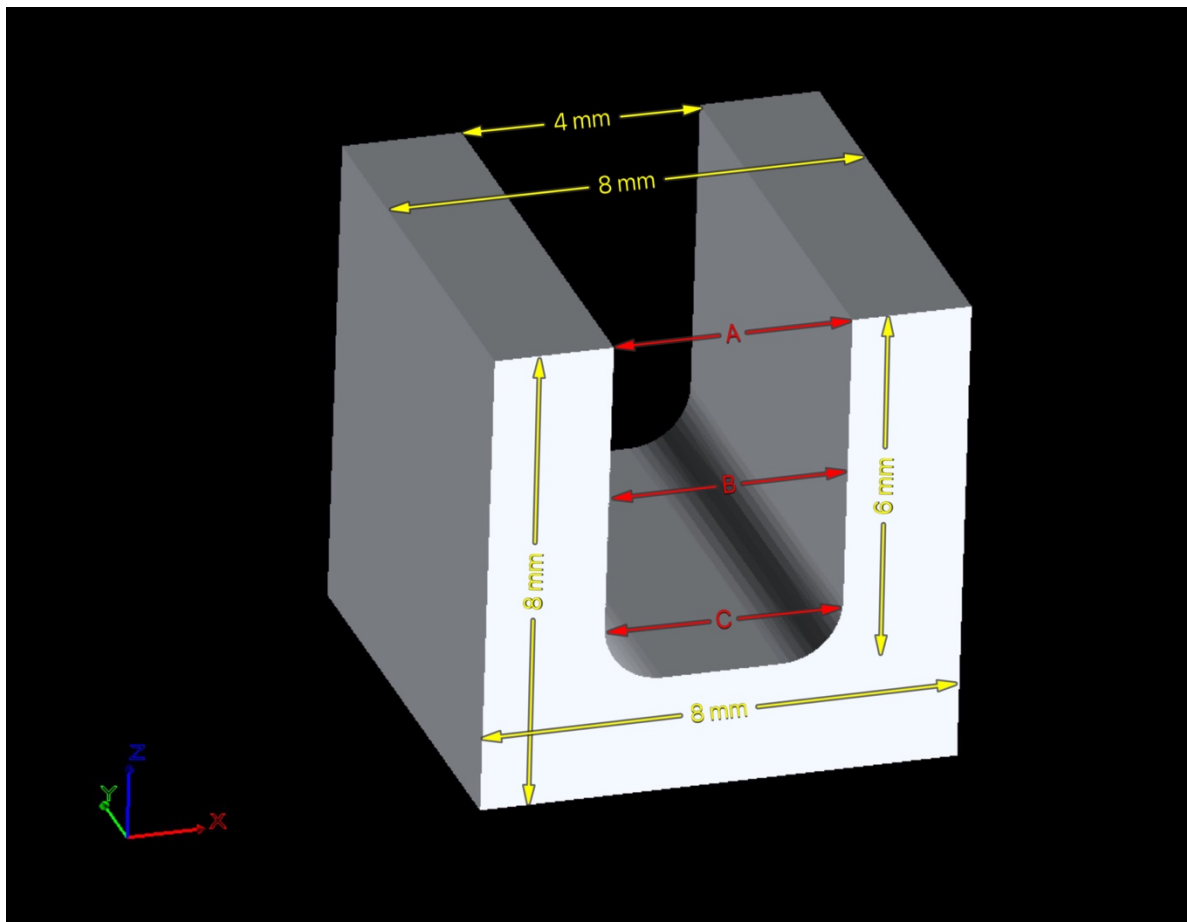


FOTO 34 3D model kavity s rozměry. Červeně vyznačené rozměry byly měřeny před umístěním výplňového materiálu a po dokončené polymeraci.

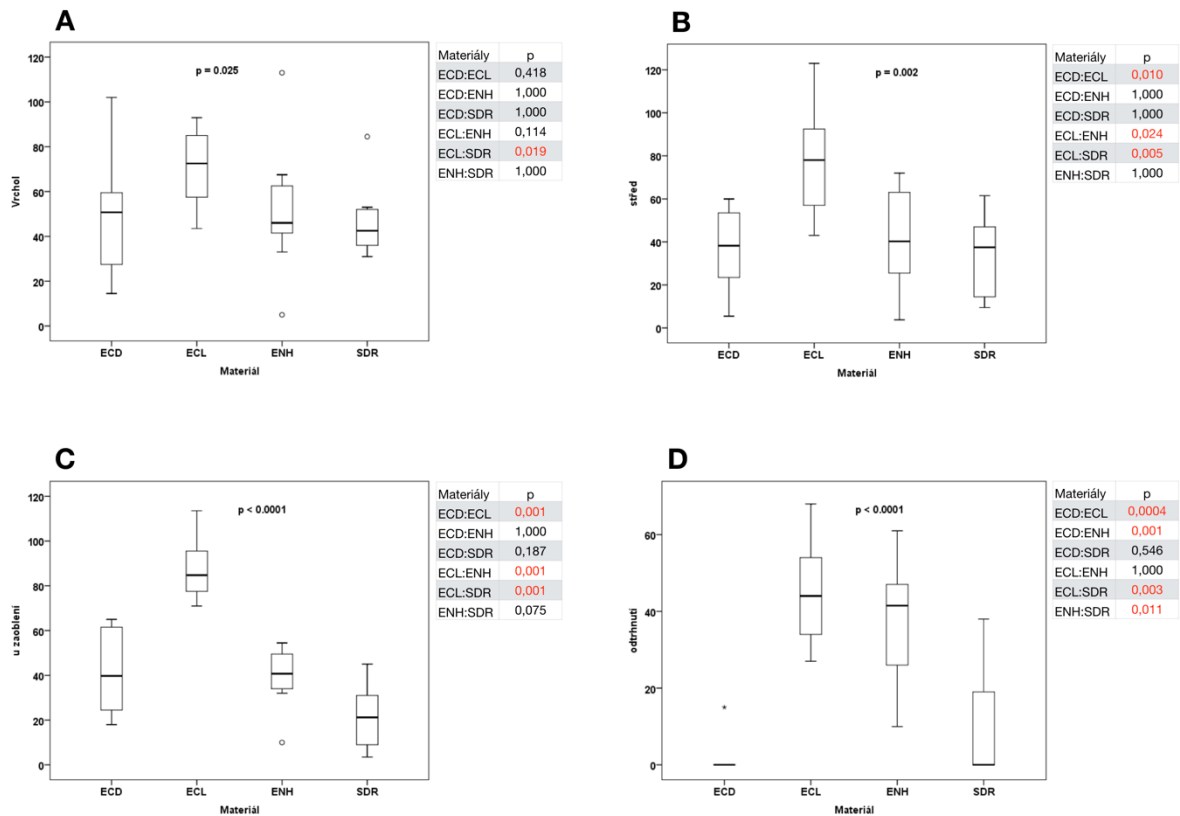
5.3 VÝSLEDKY

Pro statistické zpracování byly použity rozdíly hodnot A, B a C změřených před a po zaplnění a hodnota D vzniklá při polymeraci.

Data byla popsána pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty, průměru a směrodatné odchylky. Nezávislé vzorky byly porovnány pomocí neparametrického Kruskal-Wallisova testu. Tato neparametrická metoda byla zvolena s ohledem na malé rozsahy výběrů ($n = 10$). Následně byly provedeny post hoc testy pomocí Mann-Whitneyových U-testů s Bonferroniho korekcí. Všechny testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05. Rozložení naměřených hodnot bylo znázorněno box grafy. Ke statistickému zpracování byl použit software IBM SPSS Statistics, Vers. 23.0. (IBM Corp., Armonk, NY, USA)

	Materiál																			p ^a	
	ECD [μm] (n=10)					ECL [μm] (n=10)					ENH [μm] (n=10)					SDR [μm] (n=10)					
	Med.	Min	Max	Mean	SD	Med.	Min	Max	Mean	SD	Med.	Min	Max	Mean	SD	Med.	Min	Max	Mean		SD
ΔA	50,8	14,5	102,0	51,5	28,2	72,5	43,5	93,0	71,2	16,1	46,0	5,0	113,0	51,1	27,8	42,5	31,0	84,5	46,1	15,5	0,025
ΔB	38,3	5,5	60,0	36,9	18,8	78,0	43,0	123,0	77,7	24,4	40,3	3,8	72,0	39,7	22,9	37,5	9,5	61,5	33,2	18,3	0,002
ΔC	39,8	18,0	65,0	41,7	17,3	84,8	71,0	113,5	87,1	13,1	40,8	10,0	54,5	39,5	12,8	21,3	3,5	45,0	22,6	14,5	<0,0001
D	0,0	0,0	15,0	1,5	4,7	44,0	27,0	68,0	44,4	12,5	41,5	10,0	61,0	37,9	15,0	0,0	0,0	38,0	10,6	14,7	<0,0001

TAB 9 Statistické hodnocení kontrakce. ECD – EnaCem HF s odloženou polymerací, ECL – EnaCem HF s okamžitou polymerací, ENH – Enamel HRi, SDR – Surefil SDR Flow. A - vrchol kavity, B - střed kavity, C - nad zaoblením dna, D - odtržení u dna. p - hodnota Kruskal-Wallisova testu.



GRAF 1 Statistické hodnocení kontrakce. Grafy pro jednotlivé měřené parametry. Tlustá čára uvnitř boxu představuje medián, okraje boxu první a třetí kvartil, čáry navazující na box rozpětí hodnot. Kroužkem jsou označeny extrémní separované hodnoty. V tabulce červeně označené jsou statisticky významně odlišné výsledky pro jednotlivé kombinace materiálů.

Nulovou hypotézu můžeme vyloučit, protože existují odlišnosti v chování jednotlivých materiálů a postupů.

5.4 DISKUZE

O materiálu EnaCem HF není mnoho publikovaných studií a v našem testu byl záměrně srovnáván s materiálem Surefil SDR Flow, zřejmě nejčastěji testovaným z kategorie bulk-fill.

Použití plastového modelu kavity není zcela obvyklý způsob hodnocení, ale vzhledem k vzájemnému hodnocení rozsahu smrštění (strain) je identická kavita a tloušťka stěn spíše výhodou. Pevnost adheze k opískovaným stěnám se jeví dostatečná. Na žádném ze 40 vzorků nedošlo k adhezivnímu selhání na stěnách kavity. V podobné recentní studii Prager et al. použil modely podobného tvaru vyrobené

z hliníku. (89) AlShaafi et al. porovnávali vliv modelů a hloubka polymerace v plastových poloprůsvitných modelech byla vyšší než v modelech z kovu. (296)

Použitá geometrie kavity více než pro výplňovou terapii odpovídá post-endodontické kavitě. Zejména u molárů, kde není často nutné používat FRC čepy, ale je třeba docílit dobré adaptace v komplikovaných kavitách kolem vstupu do kořenového systému. Hloubka těchto kavit často převyšuje testovaných 6 mm a potřebujeme dokonalou adaptaci materiálu ke stěnám kavity.

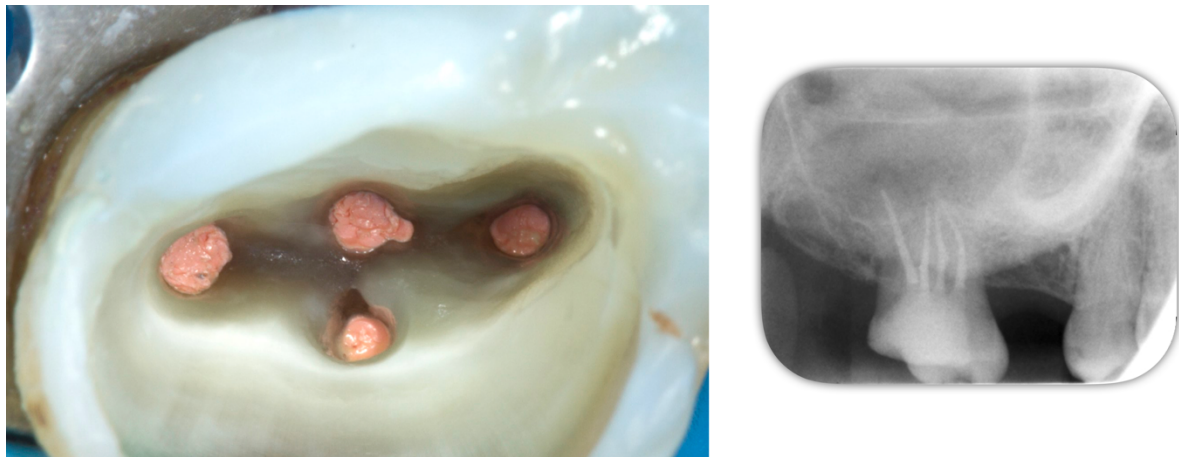


FOTO 35 Postendo kavita s hloubkou 8-9 mm.

Ve shodě s dalšími studiemi (297) se v hodnotách smrštění na jednotlivých úrovních jako nejvýhodnější jeví materiál SDR, přestože jeho nižší podíl plniva by napovídal většímu polymeračnímu smrštění. Není ale statisticky odlišný od EnaCem HF s odloženou polymerací, který obsahuje dle údajů výrobce 72 obj. % plniva. Taková hodnota je běžnější ve standardních výplňových pryskyřicích. Naopak EnaCem HF s okamžitou světelnou polymerací vykazuje největší hodnoty kontrakce i odtržení.

Při hodnocení odtržení ode dna kavity se vycházelo z předpokladu, že při probíhající světelné polymeraci nemůže dosáhnout intenzita světla v hloubce 6 mm takových hodnot, aby polymerace probíhala stejnou rychlostí jako v povrchnějších částech kavity. V tom případě by měl být zvýhodněný materiál s duálně probíhající polymerací za předpokladu, že bude mít dostatek času na chemickou polymeraci.

Výsledky testu ukázaly téměř 100% adaptaci materiálu ke dnu kavity u skupiny ECD. V jednom případě došlo k odtržení na malé ploše (jeden roh kavity). Parametr plochy odtržení ale nebyl při testu sledován. Ve skupině SDR byla adaptace velmi dobrá, ale počet odtržených vzorků byl 4 a většího

rozsahu než v případě ECD. Podobné výsledky dosáhnul Peutzfeldt et al. (298) Statistický rozdíl prokázán nicméně nebyl. Ostatní skupiny se odtrhávaly na celé šíři kavity na všech vzorcích. Výsledky korespondují s uvedenou studií Prager et al. (89)

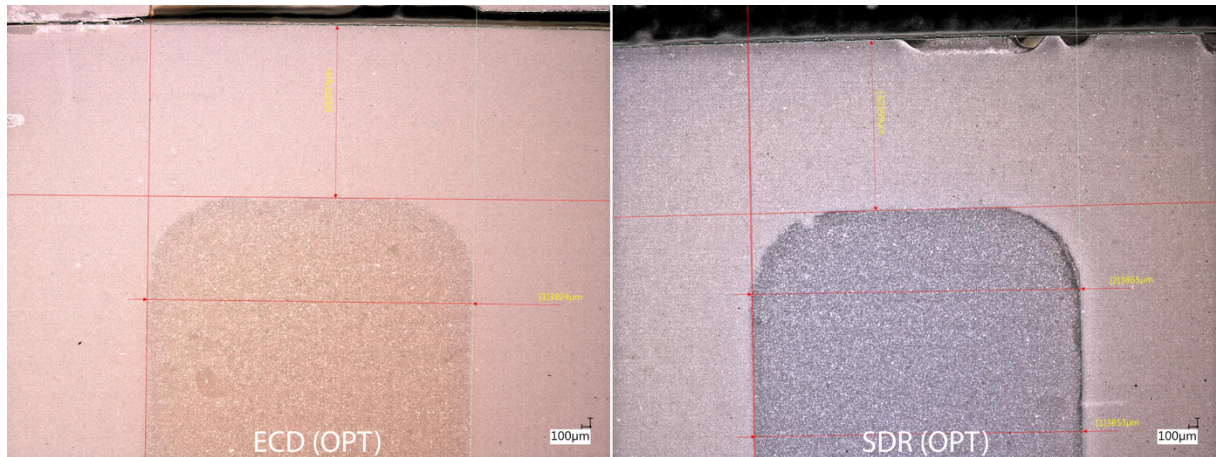


FOTO 36 Ideální adaptace materiálu ve skupině ECD a mírné odtržení malého rozsahu na vzorku SDR . Digitální optický mikroskop. Foto: Mgr. Tomáš Ingr

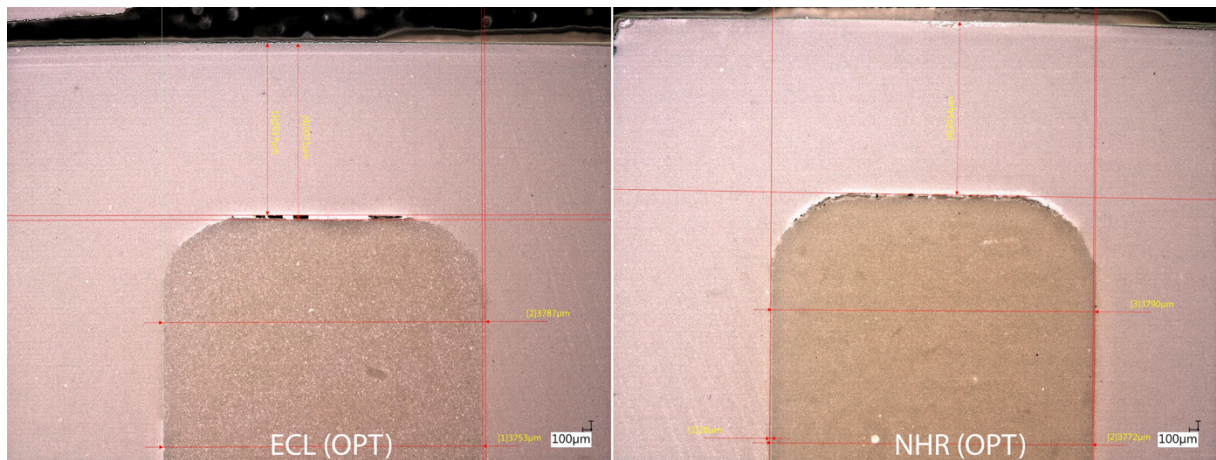


FOTO 37 Odtržení materiálu u spodiny kavity ve skupinách ENH a ECL. Digitální optický mikroskop. Foto: Mgr. Tomáš Ingr

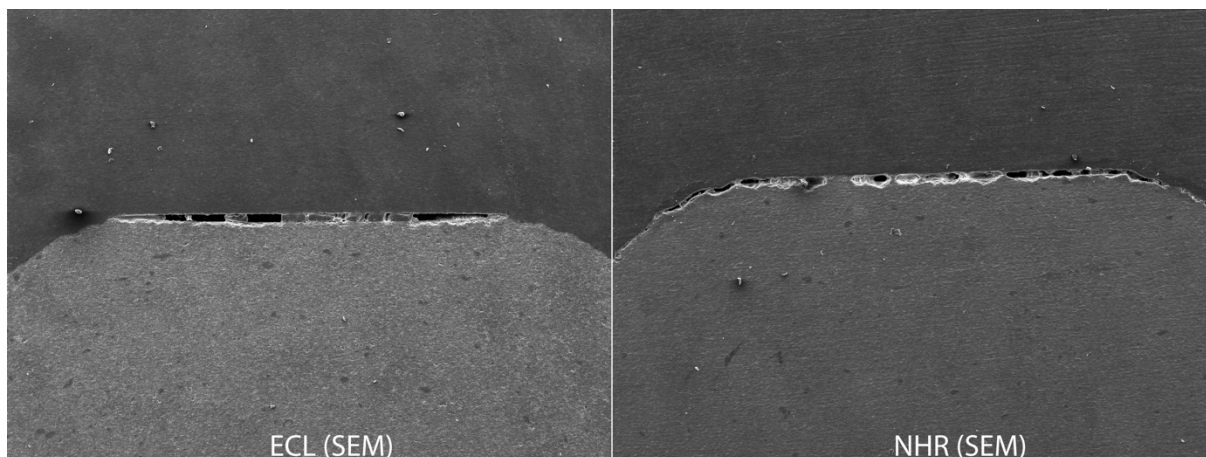


FOTO 38 Odtržení materiálu u spodiny kavity ve skupinách ENH a ECL. Skenovací elektronový mikroskop. Foto: Mgr. Tomáš Ingr

Za zmínku stojí, že skupina ECL vykazovala nejvyšší míru smrštění i odtržení a skupina ECD zase největší rozptyl měřených hodnot. Zde by mohl hrát roli fakt, že kavity nebyly v době čekání nijak chráněny před ambientním osvětlením, které může v závislosti na umístění, počasí a dalších faktorech poměrně významně kolísat. Situaci sice odpovídá běžné klinické praxi, ale bylo by vhodné tento faktor při další testování mít pod kontrolou.

5.5 ZÁVĚR

V rámci limitů uvedeného testu můžeme uzavřít, že:

- Materiál Surefil SDR Flow vykazoval nejnižší hodnoty smrštění na všech úrovních kavity.
- Materiál EnaCem HF s odloženou světelnou polymerací vykazoval nejlepší adaptaci ke spodině kavity.
- Použití duálního kompozitního materiálu s okamžitou světelnou polymerací výrazně zhorší důsledky polymeračního smrštění proti odložené světelné polymeraci.

6 KLINICKÁ ČÁST: RETROSPEKTIVNÍ HODNOCENÍ KLINICKÉ ÚSPĚŠNOSTI REKONSTRUKCÍ S VLÁKNOVÝMI ČEPY

6.1 ÚVOD

Rekonstrukce endodonticky ošetřeného zubu je vzhledem k této komplexnosti vždy velkou výzvou a hodnocení úspěšnosti i přežití je předmětem zájmu mnoha autorů. **(24,270,299-301)** Ve druhé polovině 20. století se endodonticky ošetřené zuby s velkým defektem klinické korunky řešily převážně individuálně zhotovenou litou kořenovou nástavbou doplněnou korunkou nebo fixním můstkem. Toto řešení začalo být v éře estetické stomatologie obsolentní a trojfázovost ošetření zase zvyšovala cenu ošetření. V roce 1990 byla publikována první práce na téma vláknových čepů a pomyslně tak odstartovala nové paradigma postendodontického řešení v éře adhezivního a estetického zubního lékařství. **(92)**

V literatuře nalezneme řadu studií zabývajících se dílčími faktory estetického postendodontického ošetření - kvalitami dentinu nevitálních zubů, fyzikálními parametry použitých čepů, cementů, adheziv, dostavbových materiálů, variantami finální rekonstrukce i patofyziologií mastikace. Taková měření jednoduchých parametrů jsou poměrně objektivní a pro volbu celého řešení poměrně důležitá. **(86,93,98,99,137,145,205,277,302-308)**

Řada prací hodnotí vzájemnou adhezi jednotlivých komponent, ale jejich přínos pro klinické rozhodování je převážně marginální, protože v klinické situaci bude hrát roli volba všech komponent i jejich zpracování. **(104,295,309-314)**

Další studie měří celkovou pevnost rekonstrukcí zátěžovými testy. V tomto případě se vzniklé závěry dají lépe hodnotit ve vztahu k reálné situaci. **(91,293,308,315-322)**

Největší vypovídací hodnotu mají klinické testy prospektivní a retrospektivní na dostatečně rozsáhlých souborech pacientů sledovaných po dobu minimálně 5 let. U těchto studií je ale dosud značný rozptyl v dosažených výsledcích. Tento stav se dá interpretovat jako nejasnosti pracovního protokolu nebo vysoká náročnost na klinickou expertízu ošetřujícího lékaře (bias operátora). Navíc pro většinu univerzitních prospektivních dvojité slepých studií je obtížné udržet vzorek pacientů bez významných ztrát po dobu delší než 2-3 roky. **(230,235,237,238,273,323-330)**

Nulová hypotéza zněla, že není rozdíl mezi výsledky dosaženými s těmito proměnnými parametry:

- typ čepu
- přítomnost bublin vzduchu v cementu
- počet fází ošetření
- typ konečné rekonstrukce

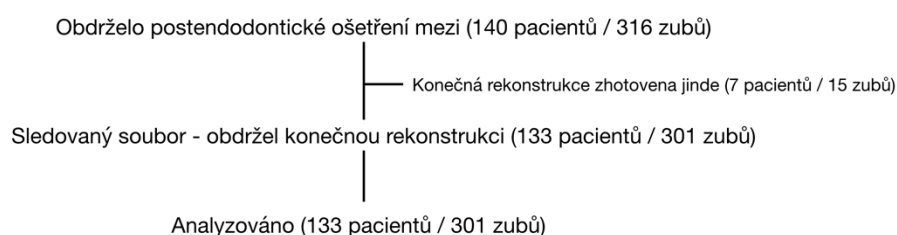
6.2 MATERIÁL A METODIKA

6.2.1 PRACOVNÍŠTĚ

Popisovaná retrospektivní práce vznikla v podmínkách privátní praxe, kde základní pracovníci spolupracují od roku 2001 jako koordinovaný tým oborových specialistů - hygiena a parodontologie, záchovná stomatologie a endodoncie, chirurgie a implantologie, protetika. Technologii vláknových čepů jsme začali jako pracoviště používat v průběhu roku 2006 a od roku 2007 přešlo zhotovení post-endo dostavby zcela do kompetence endodontistů. Do počátku sledovaného období zhotovil hlavní operatér cca 600 dostaveb, během kterých byl stabilizován klinický protokol.

6.2.2 VÝBĚR VZORKU

Sledovaný vzorek pacientů obsahuje všechny pacienty, kterým jediný operatér (DČ) zhotovil postendodontické ošetření ve frontálním úseku chrupu obou čelistí mezi 1. 1. 2008 a 31. 12. 2012. Druhé inkluzní kritérium bylo, že zuby byly následně ošetřeny v rámci stejného pracoviště konečnou rekonstrukcí klinické korunky, aby byl možný přesný popis pracovního procesu zhotovení rekonstrukce. Exkluzní kritéria nebyla použita žádná.



TAB 10 Flow chart provedených výkonů

Pacienti celkem [počet]	133
Muži	41
Ženy	92
Věk během ošetření [roky]	
Průměr	47,5
Min - Max	11,5 - 82,1
Median	49,4

TAB 11 Struktura pacientů podle pohlaví a věku.

6.2.3 ENDODONTICKÉ OŠETŘENÍ

Endodontické ošetření sledovaných zubů bylo prováděno stejně jako následně zhotovení dostavby za izolace pracovního pole kofferdamem. Pracovní délka byla stanovena elektronickým apex lokátorem Raypex 5 (VDW, Německo). Opracování kořenového systému bylo provedeno pomocí ručních ocelových a rotačních nikl-titanových nástrojů 6% konicity (Mtwo, VDW, Německo). Tento způsob opracování zajistil dostatečnou kapacitu kořenového systému k umístění kořenového čepu bez jakékoliv další preparace zdravého dentinu. Během preparace byl kořenový systém udržován zaplavený pomocí 4,7% NaClO a po každém dalším nástroji byl kořenový systém vypláchnut minimálně 1 ml uvedeného roztoku. Po skončení preparace byl proveden závěrečný výplach v délce nejméně 5 min a objemu cca 5 ml na jeden kořenový kanálek. Po vysušení papírovými čepy byly kanálky obturovány technikou termokondenzace (BeeFill, VDW, Německo) a sealeru AH 26 (Dentsply Sirona, York, USA). Přebytky sealeru byly odstraněny pomocí vody a ultrazvuku (EMS Dental, Nyon, Francie). Ojediněle též pomocí isopropylalkoholu.

Prováděné endodontické ošetření zahrnovalo jak primární terapii, tak opakované ošetření. V případě potřeby (perforace, stav po resekci kořenového hrotu, rezorpce, nedokončený vývoj kořene apod.) byl použit MTA cement.

Typ výkonu	Počet	Podíl
Primární endodoncie	171	56,8 %
Opakované endodontické ošetření	130	43,2 %
Použití MTA	12	4,0 %

Po dokončení endodontického ošetření byla buď okamžitě zhotovena kořenová dostavba nebo aplikován prostředek vnitřního bělení a provizorní výplň. V případě vnitřního bělení následovalo po jeho vyjmutí z kavity a před zhotovením dostavby aplikace hydroxidu vápenatého a to nejméně na dobu 48 hodin.

6.2.4 PŘÍPRAVA KAVITY PRO ČEP

Podle míry destrukce TZT byla vytvořena kavita pro budoucí čep odstraněním gutaperči do úrovně 10-12 mm od okraje kavity. Zkrácení, bylo-li třeba, bylo provedeno pomocí termopluggeru kondenzační jednotky (BeeFill, VDW, Německo) nebo pomocí K-file nástroje připojeného na air-scaler (W&H, Bürmoos, Rakousko).

Kavita byla již před ošetřením kořenového kanálku zbavena všech předchozích výplňových materiálů a kariézních tkání. Během přípravy před umístění nástavby nebylo jakkoliv zasahováno do vnitřních rozměrů kavity zejména co se týká šířky.

Předvrtávače pro prefabrikované čepy tak byly používány jako kalibrační nástroj. Podle závěrů D'Arcangelo et al. (276) je nutné pro správnou tloušťku fixačního materiálu zachovat cca 200 µm mezi čepem a stěnou kanálku.

Povrch dentinu uvnitř kavity byl mechanicky zbaven chemicky poškozené (chlornanem sodným) povrchové vrstvy, aby byla zaručena maximální úroveň adheze.

Kavita byla na závěr vypláchnuta vodou a piezoelektrickým ultrazvukovým přístrojem s parodontální tupou koncovkou (EMS Dental, Nyon, Francie) pro uvolnění všech dentinových pilin od stěn kořene.

Pokud byla pochybnost o počtu čepů potřebných do konkrétní kavity, byla v této fázi provedena zkouška inzerce čepů s cílem použít maximální objem čepů, ale předejít váznutí o stěny.

6.2.5 ADHEZIVNÍ PŘÍPRAVA

Kavita byla leptána gelem kyseliny fosforečné 37% po dobu 30 sec. Následně vypláchnuta vodou po dobu 30 sec. Pokud byla kavita úzkého tvaru, byla následně použita endodontická kanyla a další výplach vodou po dobu 15 sec.

Přebytky vody byly odsáty tenkou koncovkou a aplikován adhezivní systém EnaBond (Micerium, Avegno, Itálie). Adhezivum bylo aplikováno ve 3 vrstvách. Pro každou vrstvu bylo použito několik podání adheziva pomocí malého aplikátoru (Microbrush Superfine, Microbrush International, Grafton,

USA). Každá vrstva byla ponechána cca 20 sec, následně stlačeným vzduchem rozfoukána do nejtenší možné vrstvy a polymerována po dobu 20 sec. Do poslední vrstvy byl do adheziva přidán katalyzátor v poměru 1:1 (EnaBond Catalyst, Micerium, Avegno, Itálie).

Před aplikací cementu byl zkontrolován stav adhezivní vrstvy a v případě viditelných defektů (suchá matná políčka dentinu) byl proces znovu opakován. V případě stlačeným vzduchem neodstranitelné hladinky adheziva byl použit papírový čep pro odsátí tohoto přebytku.

6.2.6 INZERCE ČEPU

Duální kompozitní cement s vysokým obsahem plniva (EnaCem HF, Micerium, Avegno, Itálie) byl krátkou mísicí kanylou aplikován do mikro aplikační kanyly (AccuDose 20ga NeedleTube, Centrix, Shelton, USA), kterou byl následně pod kontrolou mikroskopem aplikován do kořenové kavity. Během aplikace cementu bylo dbáno na minimalizaci bublin vzduchu a adaptaci cementu do podsekřivých míst.

Prefabrikovaný vláknový čep (EnaPost nebo DT Light SL) byl umístěn do kavity bez další povrchové úpravy. Cement byl sondou (9 Explorer, Hu-Friedy, Chicago, USA) adaptován jak k povrchu čepu tak okolních stěn a podle potřeby doplněn do většího objemu.

Po skončení adaptace (cca 2 min od začátku míchání) byl ponechán cement 3 min tuhnout chemicky a stav polymerace zkontrolován sondou. Následovala světelná polymerace po dobu 40 sec.

6.2.7 DOKONČENÍ DOSTAVBY

Přebytky čepů byly odstraněny jemným diamantovým brouskem (Acurata vzor 806-314-199-514-016, Acurata GmbH, Thurmansbang, Německo), otáčkami cca 50 tis ot./min. s chlazením pouze vzduchem. Vzniklé piliny byly odstraněny štětečkem s čistou pryskyřicí (EnaSeal, Micerium, Avegno, Itálie) a podle potřeby dále dostavba doplněna hybridní výplňovou pryskyřicí světlého dentinového odstínu (Enamel HRi, Micerium, Avegno, Itálie). Závěrečná polymerace po dobu 40 sec byla provedena pod vrstvou čirého glycerinového gelu. Po dokončení nástavby byl vláknový čep vždy krytý kompozitní pryskyřicí nebo pryskyřičnou provizorní korunkou zhotovenou razidlovou technikou.

6.2.8 ZMĚNY PROTOKOLU DOSTAVBY V PRŮBĚHU SLEDOVANÉHO OBDOBÍ

V průběhu sledovaného období nastaly 2 změny pracovního protokolu:

1. na základě vlastní negativní zkušenosti a údajů z literatury byly nahrazeny hromadně balené čepy ze skleněných vláken EnaPost (Micerium, Avegno, Itálie) jiným druhem prefabrikovaných individuálně balených čepů z křemenných vláken a povrchovou adhezivní přípravou

vyrobenou pomocí techniky nanášení v parní fázi (Physical Vapour Deposition – PVD) a proměnným konusem DT Light SL (VDW, Mnichov, Německo)

2. hloubka inzerce čepu do kořenové kavity se v průběhu sledovaného období zkrátila o 1-2 mm. Zatímco v roce 2008 byla hloubka inzerce ve frontálním úseku běžně 10-12 mm, na základě získaných údajů z literatury i vlastního pozorování (viz výše) se v roce 2012 pohybovala obvyklá hloubka inzerce kolem 8-10 mm měřeno od koronálně nejvýše umístěného okraje klinické korunky.

Parametr typu čepu byl přidat do sledování. Hloubku inzerce nejsme retrospektivně schopni hodnotit s dostatečnou validitou, protože není vždy vidět koronární okraj čepu.

6.2.9 FINÁLNÍ REKONSTRUKCE KORUNKY

Do 2 měsíců od zhotovení nástavby byla zhotovena finální rekonstrukce korunky. Všechny sledované práce byly zhotoveny na stejném pracovišti jako postendodontická dostavba. Variantami ošetření byly:

- přímá kompozitní výplň (Direct Resin Composite - DRC)
- metalo-keramická korunka (Porcelain Fused to Metal - PFM)
- zirkon-keramická korunka (Porcelain Fused to Zirconia - PFZ)
- celokeramická korunka (Ceramic Crown - CC)
- fixní můstek metalokeramický (Fixed Partial Denture - FPD)

V případě DRC byla technikou pískování pryskyřice a technikou totálního leptání tvrdých zubních tkání zhotovena dostavba zubu hybridní výplňovou pryskyřicí. (Enamel HRI, Micerium, Avegno, Itálie)

V případě korunek byl dodržen protokol minimální 1 mm ferrule na většině obvodu pahýlu. **(292)**

Preparační a fixační protokol byl blíže popsán Mounajjedem a Azarem. **(74,75,331)**

6.2.10 SLEDOVÁNÍ

Pacienti byli po ošetření sledováni během standardních půlročních preventivních prohlídek kombinovaných s instruktážemi hygieny, bylo-li třeba. U pacientů referovaných probíhaly kontroly jednou ročně do zahojení periapikálního nálezu a následně po vyzvání ke kontrole z důvodu probíhajícího sledování.

Sběr dat probíhal od ledna do září 2017 analýzou lékařské dokumentace, klinickými kontrolami po vyzvání a telefonickým kontaktem.

Počet post-endo ošetření celkem	316
Nesplnilo inkluzní kritéria	15
Obdrželo konečnou rekonstrukci	301
Počet analyzovaných	301
Rekonstrukce in situ (n, [%])	291 [96,7]
Klinicky vyšetřeno	266
Hodnocení pacientem	25
Sledováno (průměr [SD], minimum/maximum) [roky]	7,1 [2,1]; 0,2/9,7
Dropout (n, [%])	1 [0,3]
Extrakce kvůli změně terapeutického plánu (n, [%])	1 [0,3]
Primární ukončení ztrátou rekonstrukce (n, [%])	9 [3,0]
Opravitelné (n, [%])	3 [1,0]
Katastrofické (n, [%])	6 [2,0]
Kumulativní pravděpodobnost přežití	
1. rok [% (CI)]	99,7 (99,1 - 100,0)
9. rok [% (CI)]	96,0 (93,5 - 98,5)

TAB 13 Výstup sledování.

Lokalizace	13	12	11	21	22	23
Počet ošetření	33	54	45	46	44	32
Počet selhání	1	2	3	0	0	2
Úspěšnost [%]	97,0 %	96,3 %	93,3 %	100,0 %	100,0 %	93,8 %
Lokalizace	43	42	41	31	32	33
Počet ošetření	9	5	9	5	7	12
Počet selhání	0	0	1	0	0	0
Úspěšnost [%]	100,0 %	100,0 %	88,9 %	100,0 %	100,0 %	100,0 %

TAB 14 Počet ošetřených zubů a selhání dle lokalizace.

Během sběru dat se vyskytovaly 4 varianty posledního sledovaného údaje:

- rekonstrukce v pořádku - klinicky zkontrolovaná
- rekonstrukce v pořádku podle hodnocení pacienta (telefonický kontakt)
- rekonstrukce selhala

- pacient zemřel

Všichni pacienti vyjádřili svůj souhlas s účastí ve studii.

Žádný pacient nebyl ze vzorku vyřazen kvůli ztrátě komunikace.

Pokud bylo zjištěno selhání práce, byly z dokumentace získány všechny dostupné údaje o tomto selhání a selhání kategorizováno. Pokud byl zub po selhání opravitelný, je to v tabulce označeno. Uváděné výsledky se tak z pohledu postendo dostavby rovnají údajům o úspěšnosti.

Do studie nebyly zahrnuty stavy, kdy došlo k chippingu keramiky bez vlivu na funkci korunky či dostavby a stav byl řešen zaleštěním.

Způsob selhání	Počet (opravitelné/ neopravitelné)	Zub (#RCRT)	Typ rekonstrukce
Debonding	3 (2/1)	12# 12# 23	FPD (12-14) Korunka FPD (13-11-21-23)*
Vertikální fraktura kořene	3 (0/3)	11# 11# 11#	Korunka Korunka Korunka
Fraktura zubu	1 (0/1)	13	FPD (13-11-21-23)*
Sekundární kaz	1 (1/0)	23	Korunka
Trauma (avulze)	1 (0/1)	41	DRC
Celkem	9 (3/6)		

TAB 15 Analýza selhání. *Identický můstek nesený na pilířích 13,23 a dvou žiletkových implantátech na pozicích 11,21.

6.3 VÝSLEDKY

Získaná data byla analyzována pomocí Kaplan-Maierovy analýzy a log-rank testem byly porovnány sledované parametry. Z 301 sledovaných případů bylo celkem zaznamenáno 10 případů ztráty korunky, dostavby nebo zubu. Kumulativní pravděpodobnost přežití v devátém roce je 96,0% v intervalu spolehlivosti 93,5 - 98,5%. Log rank test neprokázal statistickou odlišnost v žádném ze sledovaných parametrů.

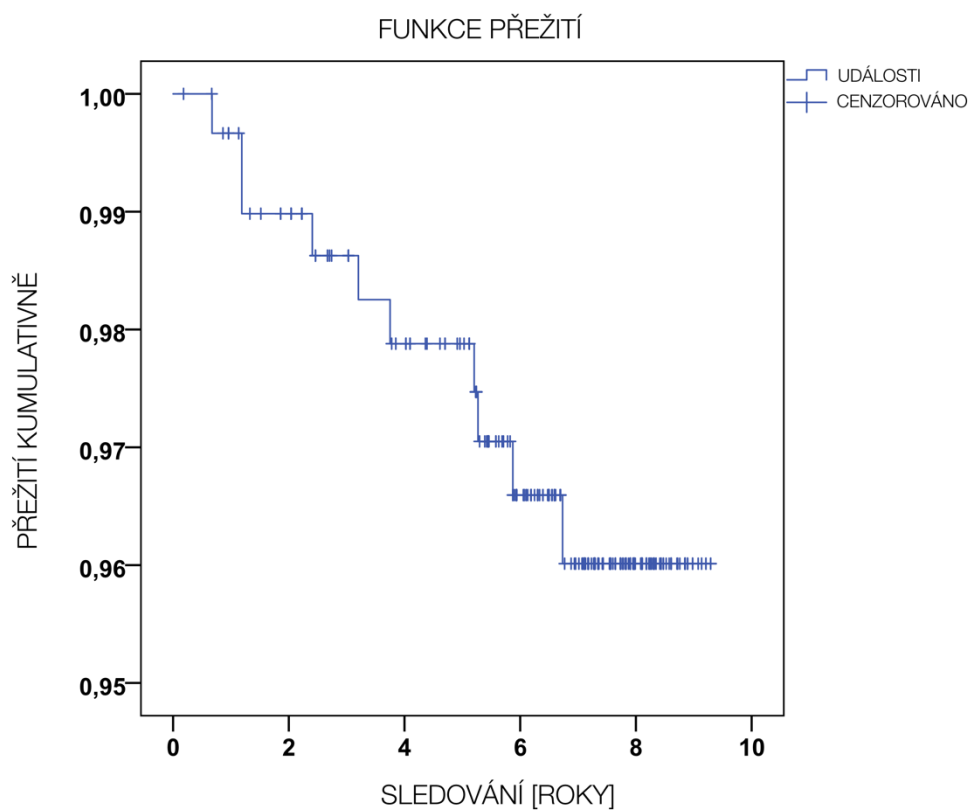
Souhrn

Celkový počet	Počet událostí	Cenzorováno	
		N	Podíl
301	10	291	96,7%

Střední doba přežití

Střed		
Odhad	95% Interval spolehlivosti	
	Dolní mez	Horní mez
9,076	8,941	9,211

TAB 16 Celkové přežití rekonstrukcí



GRAF 2 Celkové přežití

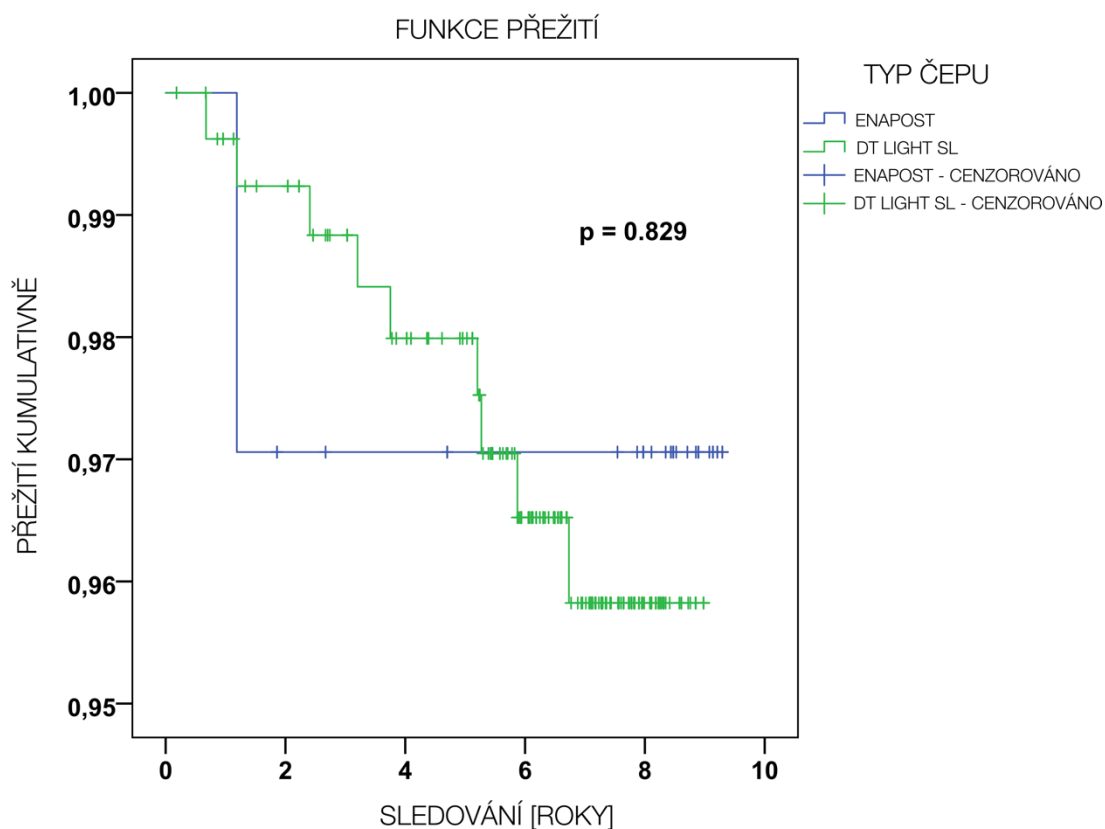
Souhrn

Typ čepu	Počet	Počet událostí	Cenzorováno	
			N	Podíl
EnaPost	34	1	33	97,1%
DT Light	267	9	258	96,6%
Celkem	301	10	291	96,7%

Střední doba přežití

Typ čepu	Střed		
	Odhad	95% Interval spolehlivosti	
		Dolní mez	Horní mez
EnaPost	9,054	8,594	9,514
DT Light	8,779	8,645	8,912
Celkem	9,076	8,941	9,211

TAB 17 Přežití podle typu čepu



GRAF 3 Přežití podle typu čepu

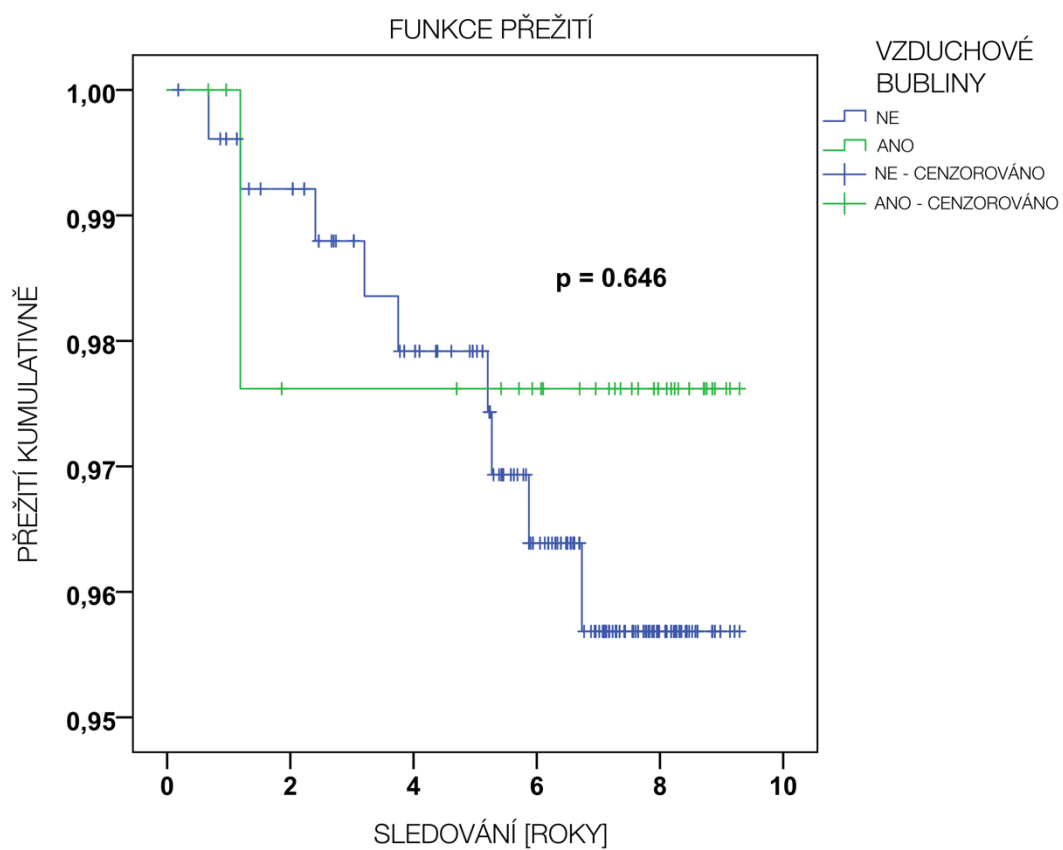
Souhrn

Vzduch. Bubliny	Počet	Počet událostí	Cenzorováno	
			N	Podíl
Ne	257	9	248	96,5%
Ano	44	1	43	97,7%
Celkem	301	10	291	96,7%

Střední doba přežití

Bubliny	Střed		
	Odhad	95% Interval spolehlivosti	
		Dolní mez	Horní mez
Ne	9,070	8,924	9,216
Ano	9,099	8,726	9,473
Celkem	9,076	8,941	9,211

TAB 18 Přežití podle přítomnosti bublin vzduchu

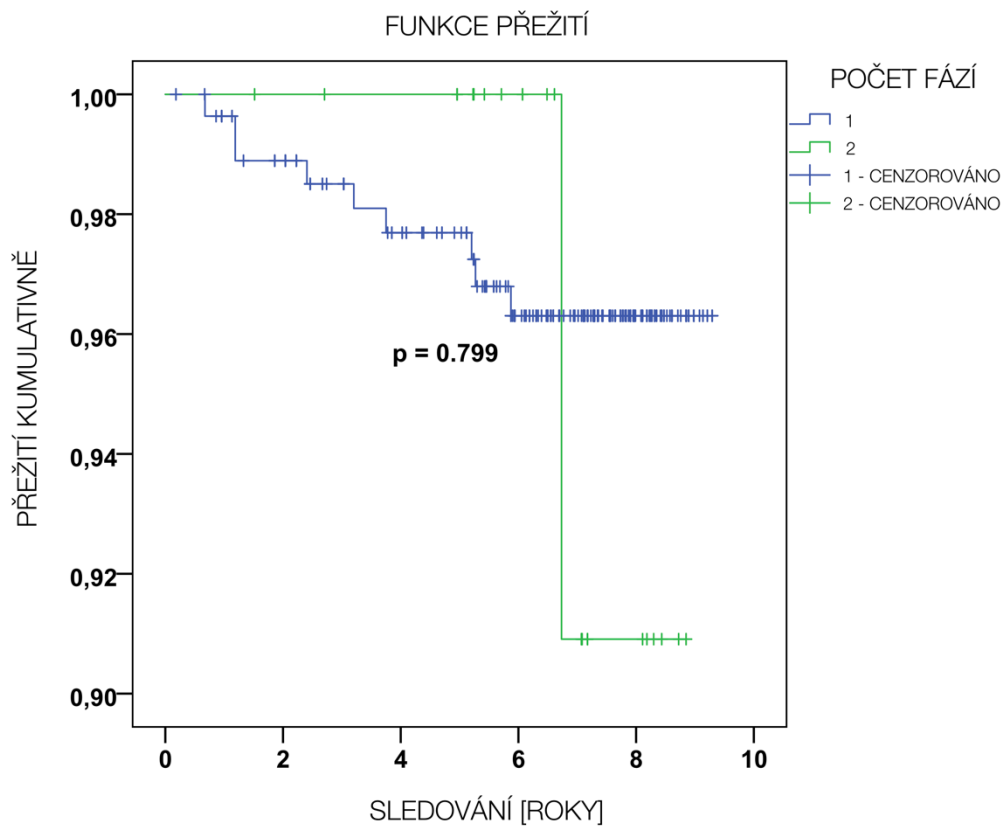


GRAF 4 Přežití podle přítomnosti bublin vzduchu

Souhrn				
Počet fází	Počet	Počet událostí	Cenzorováno	
			N	Podíl
1,0	277	9	268	96,8%
2,0	24	1	23	95,8%
Celkem	301	10	291	96,7%

Střední doba přežití			
Počet fází	Střed		
	Odhad	95% Interval spolehlivosti	
		Dolní mez	Horní mez
1,0	9,074	8,930	9,217
2,0	8,656	8,297	9,016
Overall	9,076	8,941	9,211

TAB 19 Přežití podle počtu fází

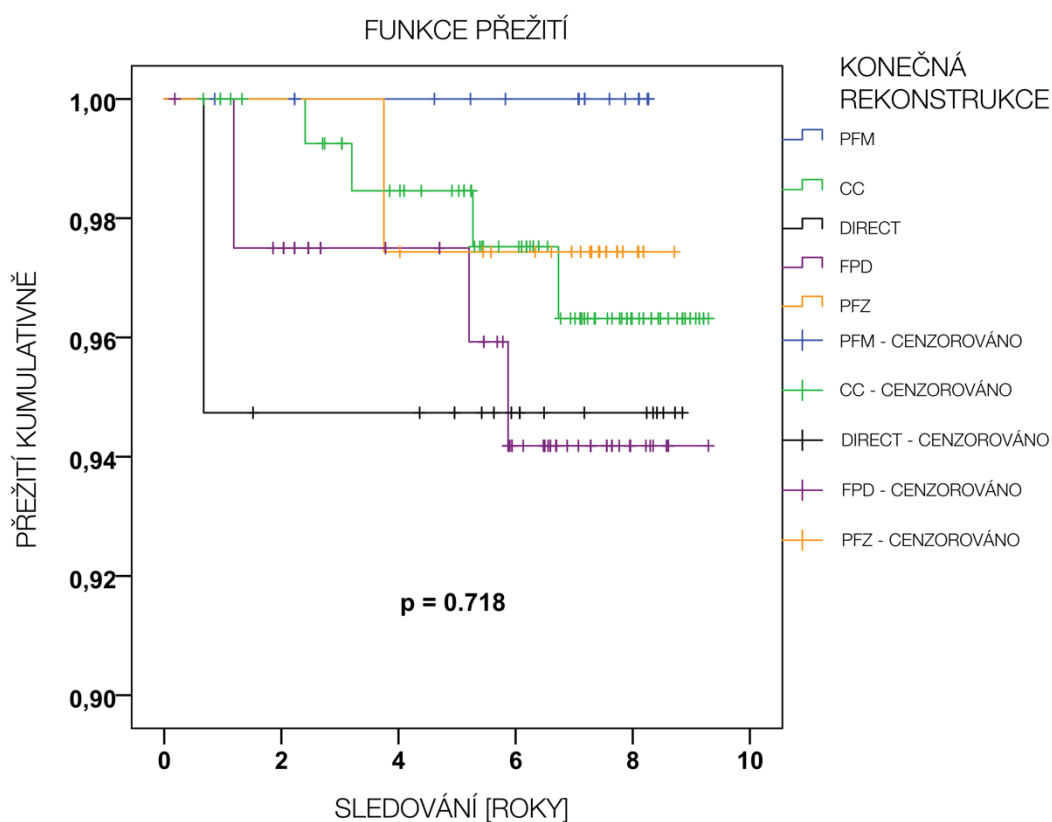


GRAF 5 Přežití podle počtu fází

Střední doba přežití

Typ suprakonstrukce	Střed		
	Odhad	95% Interval spolehlivosti	
		Dolní mez	Horní mez
CC	9,124	8,959	9,289
DRC	8,418	7,598	9,239
FPD	8,966	8,645	9,287
PFZ	8,582	8,336	8,828
Celkem	9,060	8,915	9,205

TAB 20 Přežití podle konečné rekonstrukce. PFM korunky nejsou zahrnuty protože neselhala ani jedna rekonstrukce.



GRAF 6 Přežití podle konečné rekonstrukce.

6.4 DISKUZE

6.4.1 VLIV PROTOKOLU A ZKUŠENOSTI OPERATÉRA

Klinická úspěšnost postendodontického ošetření závisí na mnohočetném souboru parametrů a vlivů, jež musí zubní lékař v klinické praxi teoreticky i prakticky zvládnout. Endodontické ošetření,

postendodontická dostavba i finální rekonstrukce klinické korunky jsou samostatné kroky, kde každý vyžaduje svou vlastní míru teoretické expertízy i praktických dovedností podobně jako náhrada zubu implantátem. Přesto je ale mnohem častější spolupráce implantologa a protetika než endodontisty a protetika.

V této studii bylo dosaženo vzhledem k průměrné době sledování přesahující 7 let výjimečně dobrých výsledků přežití i s ohledem na to, že byly zahrnuty pouze zuby frontálního úseku a žádná exkluzní kritéria.

Řádově podobných výsledků přežití dosáhly i jiné kratší retrospektivní studie, např. Fredrikson et al. 98% za 2-3 roky(233), Hedlund et al. 97% za 3 roky(239). Dobou sledování blíže Parisi et al. 86% za 5,9 roku(329), ale také Signore et al. 98,5% za 5,3 roku(94). Některé prospektivní studie dosáhly taktéž velmi dobrých klinických výsledků. Ferrari et al. na souboru 1304 zubů dosáhl 96,8% přežití za 1-6 let(231). Grandini et al. 96-100% za 30 měsíců(235), Piovesan et al. s polyetylénovými čepy 90% za 7,5 roku(236). Naproti tomu existuje celá řada klinických studií prospektivních i retrospektivních, které dosahují řádově vyšších hodnot AFR (Annual failure rate, průměrná roční míra selhání) jako řada prací Naumanna et al. (238), dále Schmittera et al. (237), Ghavamnasiri et al. (332), ale také Monticelli et al. (326) nebo King et al. (234) Spektrum používaných materiálů je velmi pestré, přesto nelze v popisovaných studiích vysledovat ani tak vliv konkrétních použitých čepů nebo fixačního materiálu jako spíše rutinu klinického provedení výkonu. U všech studií s vysokými hodnotami přežití byli do zhotovení prací zapojeni pouze klinicky zkušení lékaři, často též v privátních praxích, zvyklí pracovat s určitým standardním protokolem. Na rozdíl od studií, kde byli zapojeni častěji lékaři s krátkou zkušeností, doktorandi nebo dokonce pregraduální studenti. V těchto případech potom dosažené výsledky nevyhovují požadovaným standardům péče a je zpochybnitelná indikace komplikovaného ošetření, když Mannocci et al. byl schopen dosáhnout přijatelných hodnot přežití i u endodonticky ošetřených premolárů rekonstruovaných amalgámovou výplní II. třídy dle Blacka. (325)

Dva nejčastější způsoby selhání byly v našem případě debonding (3x) a vertikální fraktura kořene (3x). Tento nálezný se shoduje s nejčastějším selháním u Sorrentina(301) i u Rasimicka, který uvádí tuto komplikaci jako nejčastější také pro skupinu litých nástaveb. (333) Neobvyklý je výskyt většího podílu vertikálních fraktur. Může jít o náhodu (statistika malých čísel), o komplementární jev k vyšší odolnosti dostaveb, vliv věku pacientů (46,50,56) (246) nebo endodontickou příčinu.

Uváděné údaje z literatury se vztahují k hodnotám přežití (survival) a odlišují je od úspěšnosti (success) (328). Survival zahrnuje i nekatastrofická selhání, např. uvolněnou refixovatelnou korunku, a výrazně tak zlepšuje dosažené výsledky. S termíny absolutní a relativní selhání začala pracovat Zicari

v roce 2011 a dobře viditelný rozdíl je v prospektivní práci Ferrariho z roku 2012(273), kde se zabývá analýzou selhání premolárů podle zbývající tkáně a druhu vláknového čepu. V hodnotě přežití dosahuje celkově po 6 letech 94%, což je s ohledem na jednu skupinu zcela bez ferrule dobrý výsledek. Podle kritérií úspěšnosti (tedy odečtení relativní selhání) je výsledek práce pouhých 60%. Ve skupině bez ferrule je potom úspěšnost pouhých 22%! V našem pozorování je uváděná hodnota úspěšnosti. Pokud bychom z deseti sledovaných případů selhání odečetli relativní selhání (3) a změnu protetického plánu (1), dojdeme ještě k vyšší hodnotě přežití po průměrných 7 letech cca 98%. Tento fakt přisuzujeme stabilitě pracovního protokolu a celého pracovního týmu, který popisované práce zhotovil včetně kroku sestavení terapeutického plánu. Již ve fázi plánování je třeba uvážit, zda je racionální na základě stavu endodontu, parodontu a okluzních poměrů možné zub dlouhodobě využít. Neznašená to ovšem, že byly všechny práce s větší ztrátou TZT eliminovány. Mezi sledovanými případy jsou i stavy na hranici využitelnosti s minimální ferrule. Na RTG snímcích je tento stav dokumentován.

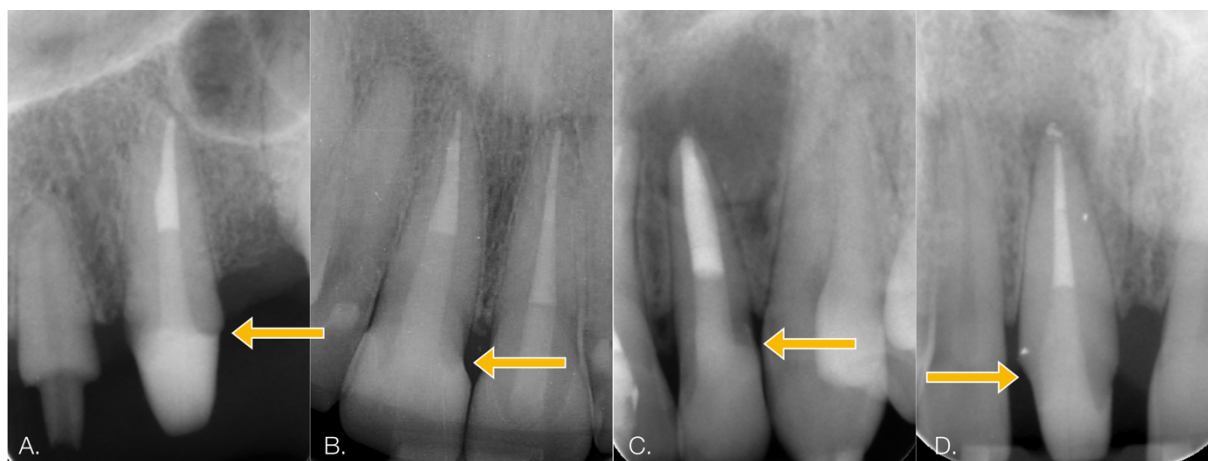


FOTO 39 Ztráta vertikální i horizontální ferrule. Peroperačně zhotovené i.o. RTG snímky umožňují vizualizovat ztráty tkáně. A-C: vertikální redukce ferrule, D: horizontální redukce ferrule

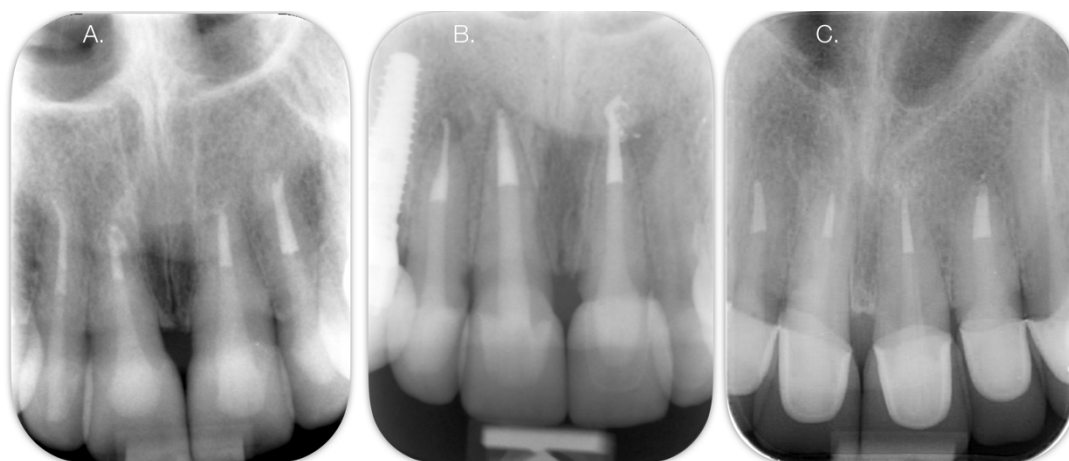


FOTO 40 Příklady kompletních rekonstrukcí zařazené ve sledovaném souboru. Follow-up po 6 letech (A), 7 letech (B) a 9 letech (C)

Prostředí privátní praxe poskytuje často stabilní prostředí, dostatek vybavení, vyškolený personál a zejména nastavení pracovních protokolů potřebné kromě klinické praxe i k provádění klinického výzkumu.

Studie prováděné v prostředí privátních praxí bývají někdy nahlíženy jako méně důvěryhodné z důvodu konfliktu zájmů. Ekonomika vs. etika. V případě retrospektivní studie bez jakéhokoliv finančního transferu směrem k pacientovi je ale etické riziko minimální.

6.4.2 VLIV TYPU FRC ČEPU

Jak již bylo uvedeno, původní čepy EnaPost byly v průběhu roku 2008 nahrazeny na základě bohatší publikované dokumentace quartzovými čepy DT Light SL, které by měly teoreticky dosahovat lepších výsledků, vzhledem ke svým mechanicky výhodným vlastnostem, opakovaně popsaným Grandinim a dalšími autory(93,99,106,235,278,302,334) navíc obohaceným adhezivní přípravou PVD. V naší práci nebyl ovšem vliv typu čepu nijak průkazný a i když je výskyt studií s EnaPosty opravdu zanedbatelný, právě studie Signore et al. (335) je používá jako jeden ze systémů EnaPost a výsledky přežití jsou výborné.

Z naší zkušenosti je ale právě pro čepy EnaPost doložitelná horší soudržnost vláken a absolutní nutnost kompletního krytí struktury čepu vrstvou pryskyřice. Počet případů, kde je tento stav klinicky významný je však velmi nízký.

6.4.3 VLIV POČTU FÁZÍ OŠETŘENÍ

V této studii bylo ve většině případů postupováno plánovitě jednofázově - v jediné návštěvě provedené RCT i adhezivní dostavba. Srovnání případů jednofázových a vícefázových ale statisticky není

odlišné. Ve srovnatelných studiích podobně postupoval pouze Grandini et al. (235), ale výsledky Signore et al. (335), kde bylo postupováno vždy vícefázově s provizoriem z fosfátového cementu nejsou nijak horší. Nelze tedy vyvodit, že odložené zhotovení nástavby zhoršuje prognózu ošetření. Naopak ale stejně nelze zpochybnit jednofázový postup, který může být v reálné klinické situaci ekonomicky výhodnější pro lékaře i pacienta.

6.4.4 VLIV PŘÍTOMNOSTI BUBLIN VZDUCHU

Vzduchová bublina představuje plochu pryskyřice, která bude inhibicí vzdušným kyslíkem méně zpolymerovaná. Předpoklad je, že takové oslabení může mít klinický vliv, ale v naší studii přítomnost bublin vzduchu žádný statisticky významný efekt neměla. Problematika vzduchu uvnitř duálních kompozitních pryskyřic v podobě porozit je nicméně diskutovaným tématem a jejich přítomnost je v různé míře doložitelná u většiny autorů. Zpracování dostaveb bez významnějšího podílu bublin vyžadovalo změnu pracovního protokolu a významně se na jejich eliminaci projevuje práce pod mikroskopem a použití kovové mikrokanyly pro aplikaci cementu.

Další studie nejlépe in vitro jsou potřeba k objasnění mechanického vlivu vzduchových inkluzí.

6.4.5 VLIV FINÁLNÍ REKONSTRUKCE

Zjištěné výsledky odpovídají publikovaným studiím, že není rozhodující, jaký typ rekonstrukce je použit. (268)

Použité rekonstrukce odpovídaly běžně prováděné indikaci a nebyly nijak plánovitě kategorizovány. V průběhu studie docházelo ke změnám používané technologie - např. náhrada systému Procera (Nobel Biocare, Kloten, Švýcarsko) za presovaný lithiumpodisilikát (e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenštejnsko). Každopádně pouze 3 zaznamenaná selhání byla ve vztahu k protetikému řešení a z nich 2 byl debonding korunky i s nástavbou pravděpodobně způsobený frakturou druhého pilíře můstku s následným pohybem celé rekonstrukce.

Statistické hodnocení finální rekonstrukce neobsahuje metalokeramickou korunku, protože nedošlo ani k jednomu selhání asociovaném s tímto typem rekonstrukce jak je vidět z Kaplan-Maierovy křivky.

6.5 ZÁVĚR

Nulová hypotéza byla přijata.

V rámci omezení popsané studie lze uzavřít, že:

1. Adhezivní post-endodontické ošetření z prefabrikovaného vláknového čepu a kompozitní pryskyřice popsanou technikou ve spojení s adekvátní finální rekonstrukcí korunky je klinicky úspěšný model ošetření.
2. Žádný ze sledovaných parametrů nemá statistický vliv na úspěšnost ošetření.
3. Nejčastějším selháním byly debonding a vertikální fraktura kořene.

SEZNAM ZKRATEK

TZT - tvrdé zubní tkáň

DEJ - Dentin-Enamel Junction, dentino-sklovinná hranice

DEC – Dentin Enamel Complex, dentino-sklovinný komplex

CEJ – Cementum Enamel Junction, cemento-sklovinná hranice

DPC – Dentin-Pulp Complex, dentino-pulpální komplex

ETT - Endodontically Treated Teeth, endodonticky ošetřené zuby

RC – Resin Composite, kompozitní pryskyřice

IRC – Indirect Resin Composite, kompozitní pryskyřice nepřímou technikou

FRC – Fiber-reinforced Composite, vlákny vyztužený kompozit

SFRC – Short Fiber Resin Composite, krátkými vlákny vyztužený kompozit

RCT – Root Canal Treatment, endodontické ošetření

RCRT – Root Canal Re-Treatment, opakované endodontické ošetření

GIC – Glass Ionomer Cement, sklo-ionomerní cement (též polyalkenoát)

RM-GIC – Resin Modified Glass Ionomer Cement, pryskyřičí modifikovaný polyalkenoát

MTA – Mineral Trioxide Aggregate

CC – All Ceramic, celokeramický

PFM - Porcelain Fused to Metal, metalokeramika

FPD – Fixed Partial Denture, fixní můstek

PVD - Physical Vapour Deposition, fyzikální depozice v parní fázi

TSC – Tribochemical silica

AAED - American Academy of Esthetic Dentistry

ČADE - Česká akademie dentální estetiky

SEZNAM OBRÁZKŮ

FOTO 1	Struktura zubu na řezu. Autor snímku: dr. Stanislav Geranin	15
FOTO 2	SEM fotografie skloviny premoláru s navázanou kompozitní pryskyřicí. Zub byl ošetřen výplní 14 měsíců před extrakcí. SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)	16
FOTO 3	Fotografie ze SEM zobrazující hybridní vrstvu v různých směrech řezu. Zvětšení 5000x (A) a 2000x (B). SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)	19
FOTO 4	Konfigurační faktor kavity je poměr plochy bondované (červená) k ploše volné (modrá).....	42
FOTO 5	Rozsáhlá kavita I. třídy na postranním řezáku s perforací do pulpy. Uzavřeno přímým překrytím dřeně tuhoucím preparátem hydroxidu vápenatého a výplní z kompozitní pryskyřice.....	48
FOTO 6	Zhotovení výplně III. třídy z vestibulárního přístupu.	49
FOTO 7	Zhotovená výplň IV. třídy po traumatické fraktuře. Makromorfologie a textura povrchu jsou nejdůležitější pro dobrou estetickou integraci. Adhezivní připojení zajišťuje retenci a zabránění pronikání bakterií.....	50
FOTO 8	Revize defektu po selhané rekonstrukci NCCL. Veliký objem kavity zasahující až do terciárního dentinu je spolehlivě iniciálně polymerován prosvětlením z palatinální strany.....	52
FOTO 9	NCCL a struktura jeho povrchu. Před leptáním provádíme povrchové odstranění poškozeného dentinu.	52
FOTO 10	NCCL ošetřené kompozitní pryskyřicí. Celkem 18 výplní. Stav před sanací (vlevo) a follow-up po 8 letech.....	53
FOTO 11	Pacientka s vyléčenou poruchou příjmu potravy. Kompozitní fasety palatinálních ploch a incize vitálních řezáků. Analýza po provedené ortodontické léčbě s intruzí přeruptovaných řezáků (A,B), čerstvě po fixaci (C), follow-up 5 let (D)	54
FOTO 12	Revize kariézních defektů zubu 11, RCRT zubu 21 a zhotovení celokeramických korunek 11,21. Předoperační i.o. RTG (A), follow-up 3 roky (B, C).....	55
FOTO 13	Revize vitálních pilířů u horních premolárů. Prakticky celá struktura dentinu je buď ztracena nebo změněna (affected).	55
FOTO 14	Intraorální RTG snímky před revizí a po zhotovení lithiumdisilikátových korunek. Zuby 14,15.	56
FOTO 15	Atypické vývojové defekty skloviny a dentinu. Amelogenesis imperfecta.....	57
FOTO 16	MIH defekt na špičáku s rozpadem.	57
FOTO 17	8-letý pacient po úrazu (vlevo). Refixace fragmentů provedena 2 hod po úrazu. Kontrola po týdnu (vpravo).....	59

FOTO 18 Opakovaná refixace po dalším úrazu (vlevo), stav při poslední kontrole (vpravo). Oba zuby vitální.	59
FOTO 19 Sledování pacienta po úrazu. 2010 (A), 2013 (B), 2016 (C), 2018 (D).	59
FOTO 20 Technika vnitřního bělení „walking bleach“. Původní prosakující kořenová výplň (A), nová kořenová výplň (B), izolace kořene samoleptacím adhezivem a flow kompozitem (C), naplnění kavity granulemi perborátu sodného s vodou (D).	65
FOTO 21 Technika vnitřního bělení. Stav před (A) a po výkonu (B).	65
FOTO 22 Zuby 12 a 11 po RCRT připravené k postendo dostavbě. Všechny tkáně nezničené patologickým procesem nebo potřebou ošetření jsou zachovány.	68
FOTO 23 Zuby po umístění FRC čepu do duálního cementu. (vlevo) Po ztuhnutí cementu jsou výplňovou pryskyřicí dostavěny do přibližného tvaru korunek místo přípravy provizorních korunek....	68
FOTO 24 RTG popsaného případu před RCRT a 2 roky po cementaci korunek z lithiumdisilikátu.....	68
FOTO 25 Srovnání kovové lité nástavby (vlevo) a dostavby s FRC čepem. Nutnost nepodsekřivé kavity (A), agresivní preparace kořene (B), rigidní materiál zasahující hluboko kořenovým dentinem (C). Menší redukce korunkových TZT (D), nulová preparace pro čep (E), čep s podobným modulem elasticity jako dentin (F), pozitivní využití čistých podsekřivin (G).....	69
FOTO 26 SEM obraz transverzálního řezu kořenem s umístěným FRC čepem. Horní premolár byl ošetřen 14 měsíců před extrakcí a po tu dobu byl rekonstruován výplní z kompozitní pryskyřice přímou technikou. Extrakce proběhla standardním způsobem a vytvořila řadu makroskopických artefaktů (vlevo), ale na zvětšení 1000x a více je vidět dobrá adaptace cementu kolem čepu (DT Light SL). SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)	70
FOTO 27 Adaptace kompozitního cementu v apikální třetině zubu. Struktura dentinu je odlišná – obsahuje méně tubulů o menším průměru. K vytvoření hybridní vrstvy dochází pouze sporadicky. SEM snímky zhotovili: doc. L. Roubalíková a ing. A. Matoušek (MŠMT 1M0528)	72
FOTO 28 Stav po RCRT zubu 12. Původní morfologie a opakované zásahy způsobily výrazně oválný profil koronální části kořene (A). Stav umožňuje umístění 2 prefabrikovaných čepů (B, C). Dokončení pomocí sklovinného odstínu RC (D). Světelná vodivost čepů se projeví „tmavým“ vzhledem na koronálním konci čepu.	74
FOTO 29 RTG snímky výše popsaného případu. Peroperační kontrastní snímek (A), stav po zaplnění pomocí MTA (B), stav po rekonstrukci (C), follow-up 1 rok (D).....	74
FOTO 30 Postup rekonstrukce nevitálního zubu v ideálním případě. Původní tkáň (A). Směr trepanace a proporce kořenové kavity vůči původní pulpě (B). Korektně umístěný FRC čep do hloubky cca 10 mm. Zachované vyčištěné podsekřiviny jsou vyplněné duálním kompozitem, čep má dostatečnou vůli vůči stěnám (C). Ideální korunková preparace minimalizuje ztráty TZT (4).	75

FOTO 31 Nežádoucí stavy při rekonstrukci ETT korunkou. Preparace eliminující veškerou sklovinu (A), čep oslabující kořenový dentin (B), preparace kompromitující horizontální rozměr ferrule (C), preparace pro čep oslabující kořenový dentin a zasahující do apikální třetiny kořene (D), rezidua kořenové výplně na stěnách kořene (E).	76
FOTO 32 Vytisknutý model kavity technologií 3D tisku.	80
FOTO 33 Modely kavit s adaptovanou teflonovou páskou na místě matrice.....	81
FOTO 34 3D model kavity s rozměry. Červeně vyznačené rozměry byly měřeny před umístěním výplňového materiálu a po dokončené polymeraci.....	83
FOTO 35 Postendo kavita s hloubkou 8-9 mm.	85
FOTO 36 Ideální adaptace materiálu ve skupině ECD a mírné odtržení malého rozsahu na vzorku SDR . Digitální optický mikroskop. Foto: Mgr. Tomáš Ingr	86
FOTO 37 Odtržení materiálu u spodiny kavity ve skupinách ENH a ECL. Digitální optický mikroskop. Foto: Mgr. Tomáš Ingr	86
FOTO 38 Odtržení materiálu u spodiny kavity ve skupinách ENH a ECL. Skenovací elektronový mikroskop. Foto: Mgr. Tomáš Ingr.....	87
FOTO 39 Ztráta vertikální i horizontální ferrule. Peroperačně zhotovené i.o. RTG snímky umožňují vizualizovat ztráty tkání. A-C: vertikální redukce ferrule, D: horizontální redukce ferrule	103
FOTO 40 Příklady kompletních rekonstrukcí zařazené ve sledovaném souboru. Follow-up po 6 letech (A), 7 letech (B) a 9 letech (C).....	104

SEZNAM TABULEK

TAB 1	Souhrnné složení dentinu. (Carvalho 1996, Marshall 1997).....	17
TAB 2	Mechanické vlastnosti dentinu (adaptováno dle Carvalho, 2012)	18
TAB 3	Druhy skloionomerních cementů.....	34
TAB 4	Srovnání pečetidel ze skloionomerního cementu a kompozitní pryskyřice. (adaptováno dle.....	35
TAB 5	Definice 4. – 7. generace adheziv podle kombinování komponent a vybraní zástupci.....	37
TAB 6	Skupiny samoleptacích adhezivních systémů podle kyselosti. (Adaptováno dle van Meerbeek (154))	39
TAB 7	Vlastnosti použité pryskyřice pro výrobu modelu kavity.	80
TAB 8	Použité materiály a jejich vlastnosti (dle údajů poskytnutých výrobcem)	81
TAB 9	Statistické hodnocení kontrakce. ECD – EnaCem HF s odloženou polymerací, ECL – EnaCem HF s okamžitou polymerací, ENH – Enamel HRi, SDR – Surefil SDR Flow. A - vrchol kavity, B - střed kavity, C - nad zaoblením dna, D - odtržení u dna. p - hodnota Kruskall-Wallisova testu.....	83
TAB 10	Flow chart provedených výkonů	90
TAB 11	Struktura pacientů podle pohlaví a věku.	91
TAB 12	Rozložení endodontických výkonů ve sledovaném vzorku.	92
TAB 13	Výstup sledování.	95
TAB 14	Počet ošetřených zubů a selhání dle lokalizace.....	95
TAB 15	Analýza selhání. *Identický můstek nesený na pilířích 13,23 a dvou žiletkových implantátech na pozicích 11,21.	96
TAB 16	Celkové přežití rekonstrukcí	97
TAB 17	Přežití podle typu čepu	98
TAB 18	Přežití podle přítomnosti bublin vzduchu	99
TAB 19	Přežití podle počtu fází	100
TAB 20	Přežití podle konečné rekonstrukce. PFM korunky nejsou zahrnuty protože nesehlala ani jedna rekonstrukce.	101

SEZNAM GRAFŮ

GRAF 1 Statistické hodnocení kontrakce. Grafy pro jednotlivé měřené parametry. Tlustá čára uvnitř boxu představuje medián, okraje boxu první a třetí kvartil, čáry navazující na box rozpětí hodnot. Kroužkem jsou označeny extrémní separované hodnoty. V tabulce červeně označené jsou statisticky významně odlišné výsledky pro jednotlivé kombinace materiálů.....	84
GRAF 2 Celkové přežití.....	97
GRAF 3 Přežití podle typu čepu.....	98
GRAF 4 Přežití podle přítomnosti bublin vzduchu.....	99
GRAF 5 Přežití podle počtu fází.....	100
GRAF 6 Přežití podle konečné rekonstrukce.	101

BIBLIOGRAFIE

1. Cosmos GBD, 1891. The management of enamel margins.
2. Bar-On B, Daniel Wagner H. Enamel and dentin as multi-scale bio-composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012 Aug;12:174–83.
3. Bazos P, Magne P. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. *Int J Esthet Dent*. 2014;9(3):330–52.
4. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent*. 2011;6(1):8–19.
5. White SN, Luo W, Paine ML, Fong H, Sarikaya M, Snead ML. Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel. *J Dent Res*. SAGE PublicationsSage CA: Los Angeles, CA; 2001 Jan;80(1):321–6.
6. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Vol. 28, *Operative dentistry*. 2003. pp. 215–35.
7. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. Wiley-Blackwell; 1982 May;16(3):265–73.
8. BRUDEVOLD F, BUONOCORE M, WILEMAN W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res*. 1956 Dec;35(6):846–51.
9. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bonding to ground versus unground enamel in fluorosed teeth. *Dent Mater*. 2007 Oct;23(10):1250–5.
10. Barkmeier WW, Erickson RL, Kimmes NS, Latta MA, Wilwerding TM. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Oper Dent*. 2009 Mar;34(2):217–22.
11. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater*. 2001 Mar;17(2):184–9.
12. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(1):13–29.
13. Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Arch Oral Biol*. 1996 Apr;41(4):369–77.
14. Goldberg M, Lasfargues JJ. Pulpo-dentinal complex revisited. *J Dent*. 1995 Feb;23(1):15–20.
15. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997 Sep;25(5):355–72.
16. Caiado ACRL, De Goes MF, de Souza-Filho FJ, Rueggeberg FA. The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. *J Prosthet Dent*. 2010 Jun;103(6):352–61.
17. Carvalho RM, Tjäderhane L, Manso AP, Carrilho MR, Carvalho CAR. Dentin as a bonding substrate. *Endod Topics*. 2012 Jul 10;21(1):62–88.
18. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997 Nov;25(6):441–58.
19. Carvalho RM, Fernandes CA, Villanueva R, Wang L, Pashley DH. Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density. *J Adhes Dent*. 2001;3(4):309–14.
20. Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. *Dent Mater*. 2004 Jul;20(6):522–9.
21. Dimitriu B, Vârlan C, Suci I, Vârlan V, Bodnar D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life*. Carol Davila - University Press; 2009 Jan;2(1):60–5.

22. Hosoya Y, Tay FR, Miyakoshi S, Pashley DH. Hardness and elasticity of caries-affected and sound primary tooth dentin bonded with 4-META one-step self-etch adhesives. *Am J Dent*. NIH Public Access; 2008 Aug;21(4):223–8.
23. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent*. 2008 Dec;10(6):431–40.
24. Perdigão J. *Restoration of Root Canal-Treated Teeth*. Springer; 2015. 1 p.
25. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. Quintessence Publishing (IL); 1998. 1 p.
26. Zhang Z, Beitzel D, Mutluay M, Tay FR, Pashley DH, Arola D. On the durability of resin-dentin bonds: Identifying the weakest links. *Dent Mater*. 2015 Sep;31(9):1109–18.
27. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent*. 1998 Sep;26(7):609–16.
28. Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e24–37.
29. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*. 2002 Jul;18(5):359–69.
30. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent*. 2004 Mar;32(3):173–96.
31. Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials*. 2005 Jun;26(16):3363–76.
32. Sirin Karaarslan E, Yildiz E, Cebe MA, Yegin Z, Ozturk B. Evaluation of micro-tensile bond strength of caries-affected human dentine after three different caries removal techniques. *J Dent*. 2012 Oct;40(10):793–801.
33. Erhardt MCG, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater*. 2008 Jun;24(6):786–98.
34. Isolan CP, Sarkis-Onofre R, Lima GS, Moraes RR. Bonding to Sound and Caries-Affected Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2018;20(1):7–18.
35. Galafassi D, Colucci V, Cecchin D, Scatena C, Nascimento TN, Corona SAM. Effect of endodontic irrigants on microtensile bond strength to dentin after thermocycling and long-term water storage. *J Dent (Tehran)*. 2013 Sep;10(5):426–35.
36. Soares C, Pereira J, Souza S, Menezes M, Armstrong S. The Effect of Prophylaxis Method on Microtensile Bond Strength of Indirect Restorations to Dentin. *Oper Dent*. 2012 May 18.
37. BOWEN RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res*. 2nd ed. 1956 Jun;35(3):360–9.
38. Terry DA, Leinfelder KF, Geller W. *Aesthetic & Restorative Dentistry*. Quintessence Publishing Company; 2009. 1 p.
39. Spinell T, Schedle A, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater*. 2009 Jul 31;25(8):1058–66.
40. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):711–20.
41. Bacchi A, Feitosa VP, da Silva Fonseca ASQ, Cavalcante LMA, Silikas N, Schneider LFJ. Shrinkage, stress, and modulus of dimethacrylate, ormocer, and silorane composites. *J Conserv Dent*. Medknow Publications; 2015 Sep;18(5):384–8.
42. Maghaireh GA, Taha NA, Alzraikat H. The Silorane-based Resin Composites: A Review. *Oper Dent*. Operative Dentistry; 2017 Jan;42(1):E24–E34.
43. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent*. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2017;19(2):95–109.
44. Yamasaki LC, De Vito Moraes AG, Barros M, Lewis S, Francci C, Stansbury JW, et al. Polymerization development of “low-shrink” resin composites: Reaction kinetics, polymerization stress and quality of network. *Dent Mater*. 2013 Sep;29(9):e169–79.

45. Marovic D, Tarle Z, Hiller KA, Müller R, Ristic M, Rosentritt M, et al. Effect of silanized nanosilica addition on remineralizing and mechanical properties of experimental composite materials with amorphous calcium phosphate. *Clin Oral Investig*. Springer Berlin Heidelberg; 2014 Apr;18(3):783–92.
46. Garoushi S, Lassila LVJ, Vallittu PK. Influence of nanometer scale particulate fillers on some properties of microfilled composite resin. *J Mater Sci Mater Med*. Springer US; 2011 Jul;22(7):1645–51.
47. Wang R, Habib E, Zhu XX. Application of close-packed structures in dental resin composites. *Dent Mater*. 2017 Mar;33(3):288–93.
48. Pereira RD, Valdívía ADCM, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin. *Oper Dent*. 2015 Sep;40(5):E206–21.
49. Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Incremental filling technique and composite material—part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Oper Dent*. Operative Dentistry; 2014 Mar;39(2):E71–82.
50. Bicalho AA, Valdívía ADCM, Barreto BCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material—part II: shrinkage and shrinkage stresses. *Oper Dent*. Operative Dentistry; 2014 Mar;39(2):E83–92.
51. Yu P, Yap A, Wang XY. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent*. Operative Dentistry; 2017 Jan;42(1):82–9.
52. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*. 2000 Jul;16(4):292–6.
53. Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials*. Elsevier Health Sciences; 2015. 1 p.
54. Chuang S-F, Huang P-S, Chen TY-F, Huang L-H, Su K-C, Chang C-H. Shrinkage behaviors of dental composite restorations—The experimental-numerical hybrid analysis. *Dent Mater*. 2016 Dec;32(12):e362–73.
55. Mantri SP, Mantri SS. Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. *J Esthet Restor Dent*. 2013 Oct;25(5):305–13.
56. Tantbirojn D, Pfeifer CS, Amini AN, Versluis A. Simple optical method for measuring free shrinkage. *Dent Mater*. 2015 Nov;31(11):1271–8.
57. Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent*. 2015 Dec;43(12):1519–28.
58. Münchow EA, Meereis CTW, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Mar 8;82:77–86.
59. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*. 2nd ed. 1996 Mar;75(3):871–8.
60. Tauböck TT, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci*. 3rd ed. Wiley/Blackwell (10.1111); 2014 Aug;122(4):293–302.
61. Feng L, Suh BI. A mechanism on why slower polymerization of a dental composite produces lower contraction stress. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. Wiley-Blackwell; 2006 Jul;78(1):63–9.
62. Oliveira LCA, Duarte S, Araujo CA, Abrahão A. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dent Mater*. 2010 Mar;26(3):e159–69.
63. Cara RR, Fleming GJP, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJT. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent*. 2007 Jun;35(6):482–9.
64. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc*. 2003 Jun;134(6):721–8.

65. Soares CJ, Bicalho AA, Veríssimo C, Soares P, Tantbirojn D, Versluis A. Delayed Photo-activation Effects on Mechanical Properties of Dual Cured Resin Cements and Finite Element Analysis of Shrinkage Stresses in Teeth Restored With Ceramic Inlays. *Oper Dent*. 2016 Sep;41(5):491–500.
66. Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Oper Dent*. Operative Dentistry, Inc; 2011 Mar;36(2):196–204.
67. Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. *J Dent Res*. 2008 Nov;87(11):1043–7.
68. Baracco B, Perdigão J, Cabrera E, Ceballos L. Two-year clinical performance of a low-shrinkage composite in posterior restorations. *Oper Dent*. Operative Dentistry; 2013 Nov;38(6):591–600.
69. Magno MB, Nascimento GCR, Rocha YSPD, Ribeiro BDG, Loretto SC, Maia LC. Silorane-based Composite Resin Restorations Are Not Better than Conventional Composites - A Meta-Analysis of Clinical Studies. *J Adhes Dent*. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2016;18(5):375–86.
70. Walter R, Boushell LW, Heymann HO, Ritter AV, Sturdevant JR, Wilder AD, et al. Three-year clinical evaluation of a silorane composite resin. *J Esthet Restor Dent*. Wiley/Blackwell (10.1111); 2014 May;26(3):179–90.
71. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *J Adhes Dent*. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2013 Aug;15(4):341–50.
72. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Vadini M, De Angelis F. Wear Evaluation of Prosthetic Materials Opposing Themselves. *Oper Dent*. 2018 Jan;43(1):38–50.
73. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Mater J*. 2009 Nov;28(6):679–85.
74. Mounajjed R, Salinas TJ, Ingr T, Azar B. Effect of different resin luting cements on the marginal fit of lithium disilicate pressed crowns. *J Prosthet Dent*. 2017 Nov 15.
75. Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Braz Oral Res*. Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica; 2018;32(0):e001.
76. Frazier KB, Sarrett DC. Wear resistance of dual-cured resin luting agents. *Am J Dent*. 1995 Aug;8(4):161–4.
77. Prakki A, Ribeiro IWJ, Cilli R, Mondelli RFL. Assessing the tooth-restoration interface wear resistance of two cementation techniques: effect of a surface sealant. *Oper Dent*. 2005 Nov;30(6):739–46.
78. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill composites and resin composites. *Dent Mater J*. The Japanese Society for Dental Materials and Devices; 2017 Mar 31;36(2):205–13.
79. Shinkai K, Taira Y, Suzuki S, Kawashima S, Suzuki M. Effect of filler size and filler loading on wear of experimental flowable resin composites. *J Appl Oral Sci*. Faculdade De Odontologia De Bauru - USP; 2018 Feb 1;26(0):e20160652.
80. Makkar S, Malhotra N. Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology. *Dent Update*. 2013 Nov;40(9):758–60–763–4–767–8.
81. Higashi M, Matsumoto M, Kawaguchi A, Miura J, Minamino T, Kabetani T, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dent Mater J*. The Japanese Society for Dental Materials and Devices; 2016;35(1):21–8.
82. Burey A, Reis Dos PJ, Santana Vicentin BL, Dezan Garbelini CC, Grama Hoepfner M, Appoloni CR. Polymerization shrinkage and porosity profile of dual cure dental resin cements with different adhesion to dentin mechanisms. *Microsc Res Tech*. Wiley-Blackwell; 2018 Jan;81(1):88–96.
83. Palin WM, Leprince JG, Hadis MA. Shining a light on high volume photocurable materials. *Dent Mater*. 2018 May;34(5):695–710.
84. Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater*. 2011 Nov;27(11):1079–85.
85. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent*. 2017;19(2):95–109.

86. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *J Investig Clin Dent*. Wiley/Blackwell (10.1111); 2018 Feb 25;27:e12330.
87. Almeida LIDS, Penha KJ de S, Souza AF, Lula ECO, Magalhães FC, Lima DM, et al. Is there correlation between polymerization shrinkage, gap formation, and void in bulk fill composites? A μ CT study. *Braz Oral Res. Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*; 2017 Dec 18;31(0):e100.
88. Tomaszewska IM, Kearns JO, Ilie N, Fleming GJP. Bulk fill restoratives: to cap or not to cap--that is the question? *J Dent*. 2015 Mar;43(3):309–16.
89. Prager M, Pierce M, Atria PJ, Sampaio C, Cáceres E, Wolff M, et al. Assessment of cuspal deflection and volumetric shrinkage of different bulk fill composites using non-contact phase microscopy and micro-computed tomography. *Dent Mater J. The Japanese Society for Dental Materials and Devices*; 2018 Jan 26;:2017–136.
90. van Dijken JWV, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater*. 2014 Sep;30(9):e245–51.
91. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):431–7.
92. Duret B, Reynaud M, Duret F. [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Chir Dent Fr*. 1990 Nov 22;60(540):131–41contd.
93. Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dent Mater*. 2013 Apr;29(4):e45–52.
94. Signore A, Kaitsas V, Ravera G, Angiero F, Benedicenti S. Clinical evaluation of an oval-shaped prefabricated glass fiber post in endodontically treated premolars presenting an oval root canal cross-section: a retrospective cohort study. *Int J Prosthodont*. 2011 May;24(3):255–63.
95. Krastl G, Lorch H, Zitzmann NU, Addison O, Dietrich T, Weiger R. Do oval posts improve fracture resistance of teeth with oval root canals? *Dent Traumatol*. 2014 Jun;30(3):232–5.
96. Soares CJ, Pereira JC, Valdívia ADCM, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. *Int Endod J. Wiley/Blackwell (10.1111)*; 2012 Feb;45(2):136–45.
97. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*. 2008 Dec;87(12):1122–6.
98. Kim YK, Kim SK, Kim KH, Kwon TY. Degree of conversion of dual-cured resin cement light-cured through three fibre posts within human root canals: an ex vivo study. *Int Endod J. Wiley/Blackwell (10.1111)*; 2009 Aug;42(8):667–74.
99. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater*. 2005 Feb;21(2):75–82.
100. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004 Jan;20(1):29–36.
101. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater*. 2005 May;21(5):437–44.
102. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent*. 2007 Nov 30;20(6):353–60.
103. Tian Y, Mu Y, Setzer FC, Lu H, Qu T, Yu Q. Failure of fiber posts after cementation with different adhesives with or without silanization investigated by pullout tests and scanning electron microscopy. *J Endod*. 2012 Sep;38(9):1279–82.
104. Leme AA, Pinho AL, de Gonçalves L, Correr-Sobrinho L, Sinhoretta MA. Effects of silane application on luting fiber posts using self-adhesive resin cement. *J Adhes Dent. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion*; 2013 Jun;15(3):269–74.
105. Rathke A, Frehse H, Muche R, Haller B. Durability of fiber post-to-composite bonds achieved by physical vapor deposition and tribochemical silica coating. *J Adhes Dent*. 2014 Dec;16(6):559–65.
106. Edelhoff D, Weber M, Spiekermann H, Marx R. [PVD-layering for increased retention of glass fibre reinforced endodontic posts]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2006;116(10):992–9.

107. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998 Apr;19(6):485–94.
108. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute; 2016 Jun 28;7(3):16.
109. Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. Quintessence Pub Co; 1988. 1 p.
110. Crisp S, Pringuer MA, Wardleworth D, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: II. An infrared spectroscopic study. *J Dent Res*. SAGE PublicationsSage CA: Los Angeles, CA; 1974 Nov;53(6):1414–9.
111. Roberts HW, Berzins DW. Early reaction kinetics of contemporary glass-ionomer restorative materials. *J Adhes Dent*. 2015 Feb;17(1):67–75.
112. Zainuddin N, Karpukhina N, Hill RG, Law RV. A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by ²⁷Al MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater*. 2009 Mar;25(3):290–5.
113. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater*. 2001 Jan;17(1):34–9.
114. Van Duinen RNB, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent*. 2004 Aug;17(4):223–7.
115. Czarnecka B, Klos J, Silik JNC, 2015. The effect of ionic solutions on the uptake and water-binding behaviour of glass-ionomer dental cements. *ceramics-silikatycy*
116. Tadjiev DR, Hand RJ. Surface hydration and nanoindentation of silicate glasses. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2010 Jan;356(2):102–8.
117. Earl MS, Mount GJ, Hume WR. The effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass ionomer cement surface. II. *Aust Dent J*. 1989 Aug;34(4):326–9.
118. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*. 2nd ed. 2000 Feb;79(2):709–14.
119. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. *J Dent*. The Lancet Publishing Group, a division of Elsevier Science Ltd; 2006 Sep 1;34(8):615–8.
120. De Witte AM, De Maeyer EA, Verbeeck RM, Martens LC. Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials*. 2000 Mar;21(5):475–82.
121. Lewis SM, Coleman NJ, Booth SE, Nicholson JW. Interaction of fluoride complexes derived from glass-ionomer cements with hydroxyapatite. Department of Glass and Ceramics (Institute of Chemical Technology in Prague) / Institute of Inorganic Chemistry (Academy of Sciences of the Czech Republic); 2013.
122. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C. Biological factors in dental caries: role of remineralization and fluoride in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 3). *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*; 2004 Apr;28(3):203–14.
123. Billington RW, Hadley PC, Towler MR, Pearson GJ, Williams JA. Effects of adding sodium and fluoride ions to glass ionomer on its interactions with sodium fluoride solution. *Biomaterials*. 2000 Feb;21(4):377–83.
124. Bjørndal L. In deep cavities stepwise excavation of caries can preserve the pulp. *Evid Based Dent*. 2011;12(3):68–8.
125. Hayashi M, Fujitani M, Yamaki C, Momoi Y. Ways of enhancing pulp preservation by stepwise excavation--a systematic review. *J Dent*. 2011 Feb;39(2):95–107.
126. Manton D. Partial caries removal may have advantages but limited evidence on restoration survival. *Evid Based Dent*. 2013 Sep;14(3):74–5.
127. Schwendicke F, Dörfer CE, Paris S. Incomplete caries removal: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*. 2013 Apr;92(4):306–14.
128. Kucukyilmaz E, Savas S. Evaluation of shear bond strength, penetration ability, microleakage and remineralisation capacity of glass ionomer-based fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent*. 2016 Mar;17(1):17–23.

129. Poggio C, Andenna G, Ceci M, Beltrami R, Colombo M, Cucca L. Fluoride release and uptake abilities of different fissure sealants. *J Clin Exp Dent*. 2016 Jul;8(3):e284–9.
130. Frencken JE, Leal SC, Navarro MF. Twenty-five-year atraumatic restorative treatment (ART) approach: a comprehensive overview. *Clin Oral Investig*. 2012 Oct;16(5):1337–46.
131. Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *J Oral Sci*. 2009 Sep;51(3):373–82.
132. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*. SAGE PublicationsSage CA: Los Angeles, CA; 1991 Jan;70(1):72–4.
133. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*. 2010 Jan;89(1):82–6.
134. Czarnecka B, Nicholson JW. Ion release by resin-modified glass-ionomer cements into water and lactic acid solutions. *J Dent*. 2006 Sep;34(8):539–43.
135. van Dijken JWV. Retention of a resin-modified glass ionomer adhesive in non-cariou cervical lesions. A 6-year follow-up. *J Dent*. 2005 Aug;33(7):541–7.
136. Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Moshaverinia A, Glavina D, Lynch E. Effect of different thermo-light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a glass carbomer cement. *J Prosthet Dent*. 2017 Jul;118(1):102–7.
137. Silva e Souza MH, Carneiro KGK, Lobato MF, Silva e Souza P de AR, De Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*. 2nd ed. 2010 May;18(3):207–14.
138. 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 Jan;8(1):1–17.
139. Rosa WL de OD, Piva E, Silva AFD. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015 Jul;43(7):765–76.
140. Kaczor K, Gerula-Szymańska A, Smektała T, Safranow K, Lewusz K, Nowicka A. Effects of different etching modes on the nanoleakage of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Esthet Restor Dent*. Wiley/Blackwell (10.1111); 2018 Mar 23;27(6):331.
141. Zhang Z-Y, Tian F-C, Niu L-N, Ochala K, Chen C, Fu B-P, et al. Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *J Dent*. 2016 Feb;45:43–52.
142. Gruber YL, Bakaus TE, Gomes OMM, Reis A, Gomes GM. Effect of Dentin Moisture and Application Mode of Universal Adhesives on the Adhesion of Glass Fiber Posts to Root Canal. *J Adhes Dent*. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2017;19(5):385–93.
143. Sampaio PCP, Kruly P de C, Ribeiro CC, Hilgert LA, Pereira PNR, Scaffa PMC, et al. Comparative bonding ability to dentin of a universal adhesive system and monomer conversion as functions of extended light curing times and storage. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Nov;75:41–9.
144. Lenzi TL, Soares FZM, Raggio DP, Pereira GKR, Rocha R de O. Dry-bonding Etch-and-Rinse Strategy Improves Bond Longevity of a Universal Adhesive to Sound and Artificially-induced Caries-affected Primary Dentin. *J Adhes Dent*. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2016;18(6):475–82.
145. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*. 2011 Jan;27(1):1–16.
146. Bedran-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CMP, Teixeira EC. An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth-Adhesive Interface. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):713–31.
147. Carvalho RM, Mendonça JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FCP, Tay FR, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res*. 2003 Aug;82(8):597–601.
148. Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Sanares AME, Wei SHY. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent*. 2003;5(1):27–40.

149. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang S-F, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent*. 2003;5(2):91–105.
150. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent*. 2003;5(4):267–82.
151. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*. 2005 Mar;26(9):1035–42.
152. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2005 Dec;84(12):1160–4.
153. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J. Fundação Odontológica de Ribeirão Preto*; 2015 Jan;26(1):3–10.
154. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e100–21.
155. Perdigão J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent*. 2013 Aug;25(4):219–41.
156. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J. Wiley/Blackwell* (10.1111); 2011 Jun;56 Suppl 1:31–44.
157. Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil. Blackwell Science Ltd*; 2005 Apr;32(4):296–303.
158. Botton G, Morgental CS, Scherer MM, Lenzi TL, Montagner AF, Rocha R de O. Are self-etch adhesive systems effective in the retention of occlusal sealants? A systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent. 1st ed. Wiley/Blackwell* (10.1111); 2016 Nov;26(6):402–11.
159. Fukuoka A, Koshiro K, Inoue S, Yoshida Y, Tanaka T, Ikeda T, et al. Hydrolytic stability of one-step self-etching adhesives bonded to dentin. *J Adhes Dent*. 2011 Jun;13(3):243–8.
160. Li F, Majd H, Weir MD, Arola DD, Xu HHK. Inhibition of matrix metalloproteinase activity in human dentin via novel antibacterial monomer. *Dent Mater*. 2015 Mar;31(3):284–92.
161. Lührs A-K, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Does inhibition of proteolytic activity improve adhesive luting? *Eur J Oral Sci. Wiley/Blackwell* (10.1111); 2013 Apr;121(2):121–31.
162. De Munck J, Mine A, Van den Steen PE, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, et al. Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2010 Oct;118(5):494–501.
163. Loguercio AD, Malaquias P, Santos Dos FP, Hass V, Stanislawczuk R, Lima SNL, et al. Acid Etching with Modified Phosphoric Acid to Increase the Longevity of the Bonded Interface. *J Adhes Dent. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion*; 2017 Jun 8;:195–201.
164. Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjäderhane L, et al. Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dent Mater*. 2010 Apr;26(4):320–5.
165. Ayar MK. A review of ethanol wet-bonding: Principles and techniques. *Eur J Dent*. 2016 Jan;10(1):155–9.
166. Sadek FT, Braga RR, Muench A, Liu Y, Pashley DH, Tay FR. Ethanol wet-bonding challenges current anti-degradation strategy. *J Dent Res*. 2010 Dec;89(12):1499–504.
167. Zavattini A, Feitosa VP, Mannocci F, Foschi F. Bonding ability of experimental resin-based materials containing (ion-releasing)-microfillers applied on water-wet or ethanol-wet root canal dentine. *International Journal of* 2014.
168. Kuhn E, Farhat P, Teitelbaum AP, Mena-Serrano A, Loguercio AD, Reis A, et al. Ethanol-wet bonding technique: Clinical versus laboratory findings. *Dent Mater*. 2015 Sep;31(9):1030–7.
169. Talungchit S, Jessop JLP, Cobb DS, Qian F, Geraldini S, Pashley DH, et al. Ethanol-wet bonding and chlorhexidine improve resin-dentin bond durability: quantitative analysis using raman spectroscopy. *J Adhes Dent. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion*; 2014 Oct;16(5):441–50.

170. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent*. 2007 Feb;20(1):7–20.
171. Mai S, Wei C-C, Gu L-S, Tian F-C, Arola DD, Chen J-H, et al. Extrafibrillar collagen demineralization-based chelate-and-rinse technique bridges the gap between wet and dry dentin bonding. *Acta Biomater*. 2017 Jul 15;57:435–48.
172. Vanini L. *Conservative Restoration of Anterior Teeth*. 2007. 1 p.
173. Manauta J, Salat A. *Layers*. Quintessence Publishing (IL); 2012. 1 p.
174. Devoto W, Saracinelli M, Manauta J. Composite in everyday practice: how to choose the right material and simplify application techniques in the anterior teeth. *Eur J Esthet Dent*. 2010;5(1):102–24.
175. Freedman GA. *Contemporary Esthetic Dentistry - E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2011. 1 p.
176. Dietschi D. Optimising aesthetics and facilitating clinical application of free-hand bonding using the 'natural layering concept'. *Br Dent J*. Nature Publishing Group; 2008 Feb 23;204(4):181–5.
177. Feilzer AJA, De Gee AJA, Davidson CLC. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987 Oct 31;66(11):1636–9.
178. Cohen M. *Interdisciplinary Treatment Planning*. Quintessence Publishing Company; 2008. 1 p.
179. Alleman DS, Magne P. A systematic approach to deep caries removal end points: the peripheral seal concept in adhesive dentistry. *Quintessence Int*. 2012 Mar;43(3):197–208.
180. Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent*. 2005 Jan;30(1):90–8.
181. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997 Nov;25(6):441–58.
182. Ricucci D, Loghin S, Lin LM, Spångberg LSW, Tay FR. Is hard tissue formation in the dental pulp after the death of the primary odontoblasts a regenerative or a reparative process? *J Dent*. 2014 Sep;42(9):1156–70.
183. Ricucci D, Siqueira JF. *Endodontology*. 2013. 1 p.
184. Ricucci D, Siqueira JF, Loghin S, Lin LM. Pulp and apical tissue response to deep caries in immature teeth: A histologic and histobacteriologic study. *J Dent*. 2017 Jan;56:19–32.
185. Castellucci A. *Endodontics. Il Tridente (Firenze)*; 2005. 1 p.
186. Hashem D, Mannocci F, Patel S, Manoharan A, Brown JE, Watson TF, et al. Clinical and radiographic assessment of the efficacy of calcium silicate indirect pulp capping: a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*. 2015 Apr;94(4):562–8.
187. da Rosa WLO, Cocco AR, Silva TMD, Mesquita LC, Galarça AD, Silva AFD, et al. Current trends and future perspectives of dental pulp capping materials: A systematic review. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. Wiley-Blackwell; 2018 Apr;106(3):1358–68.
188. Brizuela C, Ormeño A, Cabrera C, Cabezas R, Silva CI, Ramírez V, et al. Direct Pulp Capping with Calcium Hydroxide, Mineral Trioxide Aggregate, and Biodentine in Permanent Young Teeth with Caries: A Randomized Clinical Trial. *J Endod*. 2017 Nov;43(11):1776–80.
189. Parinyaprom N, Nirunsittirat A, Chuveera P, Na Lampang S, Srisuwan T, Sastraruji T, et al. Outcomes of Direct Pulp Capping by Using Either ProRoot Mineral Trioxide Aggregate or Biodentine in Permanent Teeth with Carious Pulp Exposure in 6- to 18-Year-Old Patients: A Randomized Controlled Trial. *J Endod*. 2018 Mar;44(3):341–8.
190. Alex G. Direct and Indirect Pulp Capping: A Brief History, Material Innovations, and Clinical Case Report. *Compend Contin Educ Dent*. 2018 Mar;39(3):182–9.
191. Kundzina R, Stangvaltaite L, Eriksen HM, Kerosuo E. Capping carious exposures in adults: a randomized controlled trial investigating mineral trioxide aggregate versus calcium hydroxide. *Int Endod J*. 6 ed. Wiley/Blackwell (10.1111); 2017 Oct;50(10):924–32.
192. Asgary S, Hassanizadeh R, Torabzadeh H, Eghbal MJ. Treatment Outcomes of 4 Vital Pulp Therapies in Mature Molars. *J Endod*. 2018 Apr;44(4):529–35.

193. Caprioglio A, Conti V, Caprioglio C, Caprioglio D. A long-term retrospective clinical study on MTA pulpotomies in immature permanent incisors with complicated crown fractures. *Eur J Paediatr Dent.* 2014 Mar;15(1):29–34.
194. Magne P. Noninvasive bilaminar CAD/CAM composite resin veneers: a semi-(in)direct approach. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(2):134–54.
195. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. *Am J Dent.* 2011 Jun;24(3):183–92.
196. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2012 Feb;24(1):10–23.
197. Senna P, Del Bel Cury A, Rösing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. *J Oral Rehabil.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2012 Jun;39(6):450–62.
198. Duangthip D, Man A, Poon PH, Lo ECM, Chu C-H. Occlusal stress is involved in the formation of non-carious cervical lesions. A systematic review of abfraction. *Am J Dent.* 2017 Aug;30(4):212–20.
199. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil.* 2004 Feb;31(2):117–23.
200. Igarashi Y, Yoshida S, Kanazawa E. The prevalence and morphological types of non-carious cervical lesions (NCCL) in a contemporary sample of people. *Odontology.* 2017 Oct;105(4):443–52.
201. Lai ZY, Zhi QH, Zhou Y, Lin HC. Prevalence of non-carious cervical lesions and associated risk indicators in middle-aged and elderly populations in Southern China. *Chin J Dent Res.* 2015;18(1):41–50.
202. Zucchelli G, Gori G, Mele M, Stefanini M, Mazzotti C, Marzadori M, et al. Non-carious cervical lesions associated with gingival recessions: a decision-making process. *J Periodontol.* 2011 Dec;82(12):1713–24.
203. Martiniello N, Stefanini M, Zucchelli G. Full-mouth treatment of gingival recessions and noncarious cervical lesions with coronally advanced flap and xenogeneic collagen matrix: a 2-year case report. *Int J Esthet Dent.* 2016;11(4):506–18.
204. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent.* 2004 Mar;32(3):173–96.
205. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues M de P, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbiroj D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Braz Oral Res.* 3rd ed. Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica; 2017 Aug 28;31(suppl 1):e62.
206. Kanzow P, Wegehaupt FJ, Attin T, Wiegand A. Etiology and pathogenesis of dental erosion. *Quintessence Int.* Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2016 Apr;47(4):275–8.
207. Carvalho TS, Colon P, Ganss C, Huysmans MC, Lussi A, Schlueter N, et al. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear--diagnosis and management. Springer Berlin Heidelberg; 2015. pp. 1557–61.
208. Milosevic A. Acid Erosion: An Increasingly Relevant Dental Problem. Risk Factors, Management and Restoration. *Prim Dent J.* 2017 Feb 28;6(1):37–45.
209. Dietschi D, Argente A. A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion. Part I: concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive techniques. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(1):20–33.
210. Vered Y, Lussi A, Zini A, Gleitman J, Sgan-Cohen HD. Dental erosive wear assessment among adolescents and adults utilizing the basic erosive wear examination (BEWE) scoring system. *Clin Oral Investig.* 4 ed. Springer Berlin Heidelberg; 2014 Nov;18(8):1985–90.
211. Vailati F, Gruetter L, Belser UC. Adhesively restored anterior maxillary dentitions affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study. *Eur J Esthet Dent.* 2013;8(4):506–30.
212. Vailati F, Belser UC. Palatal and facial veneers to treat severe dental erosion: a case report following the three-step technique and the sandwich approach. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(3):268–78.
213. Schwindling FS, Hartmann T, Panagidis D, Krisam J, Rues S, Schmitter M. In vitro investigation on extensively destroyed vital teeth: is fracture force a limiting factor for direct restoration? *J Oral Rehabil.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2014 Dec;41(12):920–7.

214. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent.* 2002 Sep;30(7-8):333–40.
215. Mendes L, Laxe L, Passos L. Ten-Year Follow-Up of a Fragment Reattachment to an Anterior Tooth: A Conservative Approach. *Case Rep Dent. Hindawi;* 2017;2017(2):2106245–6.
216. Abdulkhayum A, Munjal S, Babaji P, Chaurasia VR, Munjal S, Lau H, et al. In-vitro Evaluation of Fracture Strength Recovery of Reattached Anterior Fractured Tooth Fragment Using Different Re-Attachment Techniques. *J Clin Diagn Res.* 2014 Mar;8(3):208–11.
217. Ritwik P, Massey C, Hagan J. Epidemiology and outcomes of dental trauma cases from an urban pediatric emergency department. *Dent Traumatol.* 2015 Apr;31(2):97–102.
218. Baba NZ, Goodacre CJ, Kattadiyil MT. Tooth retention through root canal treatment or tooth extraction and implant placement: a prosthodontic perspective. *Quintessence Int. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion;* 2014 May;45(5):405–16.
219. Poubel DLN, Almeida JCF, Dias Ribeiro AP, Maia GB, Martinez JMG, Garcia FCP. Effect of dehydration and rehydration intervals on fracture resistance of reattached tooth fragments using a multimode adhesive. *Dent Traumatol.* 2017 Dec;33(6):451–7.
220. Shirani F, Malekipour MR, Sakhaei Manesh V, Aghaei F. Hydration and dehydration periods of crown fragments prior to reattachment. *Oper Dent.* 2012 Sep;37(5):501–8.
221. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):144–54–discussion155.
222. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent.* 2005 Dec;94(6):511–9.
223. Magne P, Malta DAMP, Enciso R, Monteiro-Junior S. Heat Treatment Influences Monomer Conversion and Bond Strength of Indirect Composite Resin Restorations. *J Adhes Dent. Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion;* 2015 Dec;17(6):559–66.
224. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):733–43.
225. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent.* 2000 Sep 30;13(5):255–60.
226. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater.* 2004 Mar;20(3):293–6.
227. Käyser AF, Leempoel PJ, Snoek PA. The metal post and composite core combination. *J Oral Rehabil.* 1987 Jan;14(1):3–11.
228. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015 Mar;41(3):309–16.
229. Marchionatti AME, Wandscher VF, Rippe MP, Kaizer OB, Valandro LF. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res. Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica;* 2017 Jul 3;31(0):e64.
230. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007 Oct;20(5):287–91.
231. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000 May;13(Spec No):9B–13B.
232. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent.* 2007 Oct;35(10):778–86.
233. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998 Aug;80(2):151–7.
234. King PA, Setchell DJ, Rees JS. Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *J Oral Rehabil.* 2003 Aug;30(8):785–9.

235. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005 Sep;18(5):399–404.
236. Piovesan EM, Demarco FF, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Survival rates of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced custom posts and cores: a 97-month study. *Int J Prosthodont.* 2007 Nov;20(6):633–9.
237. Schmitter M, Hamadi K, Rammelsberg P. Survival of two post systems--five-year results of a randomized clinical trial. *Quintessence Int.* 2011 Nov;42(10):843–50.
238. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):432–5.
239. Hedlund S-O, Johansson NG, Sjögren G. A retrospective study of pre-fabricated carbon fibre root canal posts. *J Oral Rehabil.* 2003 Oct;30(10):1036–40.
240. Setzer FC, Kim S. Comparison of long-term survival of implants and endodontically treated teeth. *J Dent Res.* 2014 Jan;93(1):19–26.
241. Torabinejad M, Anderson P, Bader J, Brown LJ, Chen LH, Goodacre CJ, et al. Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 Oct;98(4):285–311.
242. Chércoles-Ruiz A, Sánchez-Torres A, Gay-Escoda C. Endodontics, Endodontic Retreatment, and Apical Surgery Versus Tooth Extraction and Implant Placement: A Systematic Review. *J Endod.* 2017 May;43(5):679–86.
243. Naumann M, Hohmann C, Happe A, Beuer F, Frankenberger R, Seemann R, et al. Are implants more reliable than severely compromised endodontically treated teeth as abutments for zirconia-based FPDs? : In vitro results of long-term preclinical load simulation. *Clin Oral Investig.* Springer Berlin Heidelberg; 2013 Sep;17(7):1685–92.
244. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997 Nov;25(6):441–58.
245. Patil CR, Uppin V. Effect of endodontic irrigating solutions on the microhardness and roughness of root canal dentin: an in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2011 Jan;22(1):22–7.
246. Yan W, Montoya C, Øilo M, Ossa A, Paranjpe A, Zhang H, et al. Reduction in Fracture Resistance of the Root with Aging. *J Endod.* 2017 Sep;43(9):1494–8.
247. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512–6.
248. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res.* 1989 Nov;68(11):1540–4.
249. Zelic K, Vukicevic A, Jovicic G, Aleksandrovic S, Filipovic N, Djuric M. Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J.* 1st ed. Wiley/Blackwell (10.1111); 2015 Sep;48(9):850–63.
250. Tarnow DP, Chu SJ, Kim JJ. *Aesthetic Restorative Dentistry.* 2008. 1 p.
251. Kurer HG, Combe EC, Grant AA. Factors influencing the retention of dowels. *J Prosthet Dent.* 1977 Nov;38(5):515–25.
252. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978 Apr;39(4):400–5.
253. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent.* 1979 Feb;41(2):159–62.
254. Bergman B, Lundquist P, Sjo gren U, Sundquist GR. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989 Jan;61(1):10–5.
255. Krupp JD, Caputo AA, Trabert KC, Standlee JP. Dowel retention with glass-ionomer cement. *J Prosthet Dent.* 1979 Feb;41(2):163–6.
256. Guzy GE, Nicholls JJ. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979 Jul;42(1):39–44.

257. Flury S, Peutzfeldt A, Schmidlin PR, Lussi A. Exposed Dentin: Influence of Cleaning Procedures and Simulated Pulpal Pressure on Bond Strength of a Universal Adhesive System. Miao D, editor. PLoS ONE. 2017;12(1):e0169680.
258. Plotino G, Buono L, Grande NM, Pameijer CH, Somma F. Nonvital tooth bleaching: a review of the literature and clinical procedures. *J Endod.* 2008 Apr;34(4):394–407.
259. Dahl JE, Pallesen U. Tooth Bleaching—a Critical Review of the Biological Aspects:. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* SAGE Publications; 2016 Dec 1;14(4):292–304.
260. Muraguchi K, Shigenobu S, Suzuki S, Tanaka T. Improvement of bonding to bleached bovine tooth surfaces by ascorbic acid treatment. *Dent Mater J.* 2007 Nov;26(6):875–81.
261. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent.* 2007 Sep;35(9):731–6.
262. Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer AJ, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *J Dent.* 2015 Sep;43(9):1106–15.
263. Ozsevik AS, Yildirim C, Aydin U, Culha E, Surmelioglu D. Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Aust Endod J.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2016 Aug;42(2):82–7.
264. Ng CCH, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2006 Apr;95(4):290–6.
265. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M, Caputi S. Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelain veneers. *J Endod.* 2010 Jan;36(1):153–6.
266. Carvalho CAT, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CHR. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2005 Jun;21(3):155–9.
267. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 2007 Aug;23(8):983–93.
268. Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod.* 2008 Jul;34(7):842–6.
269. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 May 31;56:77–83.
270. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008 Feb;39(2):117–29.
271. Milicich G. The compression dome concept: the restorative implications. *Gen Dent.* 2017 Sep;65(5):55–60.
272. Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. “Ferrule Comes First. Post Is Second!” Fake News and Alternative Facts? A Systematic Review. *J Endod.* 2018 Feb;44(2):212–9.
273. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res.* 2012 Jul;91(7 Suppl):72S–78S.
274. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008 Jul;21(4):328–36.
275. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004 Jul;17(4):476–82.
276. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 2007 Sep;98(3):193–8.
277. Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):72–86.

278. Grandini S, Chieffi N, Cagidiaco MC, Goracci C, Ferrari M. Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts. *Dent Mater J*. 2008 Sep;27(5):687–94.
279. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, et al. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci*. Wiley/Blackwell (10.1111); 2009 Aug;117(4):447–53.
280. Vano M, Cury AH, Goracci C, Chieffi N, Gabriele M, Tay FR, et al. The effect of immediate versus delayed cementation on the retention of different types of fiber post in canals obturated using a eugenol sealer. *J Endod*. 2006 Sep;32(9):882–5.
281. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod*. 2014 Jan;40(1):119–23.
282. Breschi L, Mazzoni A, De Stefano Dorigo E, Ferrari M. Adhesion to Intraradicular Dentin: A Review. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2009 Jan;23(7-8):1053–83.
283. Cuadros-Sánchez J, Szesz A, Hass V, Patzlaff RT, Reis A, Loguercio AD. Effects of sonic application of adhesive systems on bonding fiber posts to root canals. *J Endod*. 2014 Aug;40(8):1201–5.
284. de Andrade e Silva SM, Carrilho MR de O, Marquezini Junior L, Garcia FCP, Manso AP, Alves MC, et al. Effect of an additional hydrophilic versus hydrophobic coat on the quality of dentinal sealing provided by two-step etch-and-rinse adhesives. *J Appl Oral Sci*. Bauru School of Dentistry; 2009 May;17(3):184–9.
285. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. Al-Ahmad A, editor. *PLoS ONE*. Public Library of Science; 2014;9(2):e86294.
286. Toman M, Toksavul S, Tamaç E, Sarikanat M, Karagözoğlu I. Effect of chlorhexidine on bond strength between glass-fiber post and root canal dentine after six month of water storage. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2014 Mar;22(1):29–34.
287. Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP, Chang JWW, Tay FR, King NM. Effect of chlorhexidine and ethanol-wet bonding with a hydrophobic adhesive to intraradicular dentine. *J Dent*. 2014 Jul;42(7):872–82.
288. Gillen BM, Looney SW, Gu L-S, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Endod*. 2011 Jul;37(7):895–902.
289. Trindade FZ, Valandro LF, de Jager N, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont*. Wiley/Blackwell (10.1111); 2016 Oct 3;63(Suppl 3):619.
290. Ausiello P, Ciaramella S, Martorelli M, Lanzotti A, Zarone F, Watts DC, et al. Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape. *Dent Mater*. 2017 Dec;33(12):1466–72.
291. Tan PLB, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent*. 2005 Apr;93(4):331–6.
292. Watanabe MU, Anchieta RB, Rocha EP, Kina S, Almeida EO de, Freitas AC, et al. Influence of crown ferrule heights and dowel material selection on the mechanical behavior of root-filled teeth: a finite element analysis. *J Prosthodont*. Wiley/Blackwell (10.1111); 2012 Jun;21(4):304–11.
293. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*. 2012 Mar;37(2):130–6.
294. Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A. Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue. *J Adhes Dent*. 2014 Jun;16(3):267–76.
295. Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent*. 2014 Feb;16(1):71–8.
296. AlShaafi MM, AlQussier A, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of Mold Type and Diameter on the Depth of Cure of Three Resin-Based Composites. *Oper Dent*. Operative Dentistry; 2018 Mar 23;:17–122–L.
297. Reis AF, Vestphal M, Amaral RCD, Rodrigues JA, Roulet J-F, Roscoe MG. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Braz Oral Res*. 2017 Aug 28;31(suppl 1):e59.

298. Peutzfeldt A, Mühlebach S, Lussi A, Flury S. Marginal Gap Formation in Approximal "Bulk Fill" Resin Composite Restorations After Artificial Ageing. *Oper Dent. Operative Dentistry*; 2018 Mar;43(2):180–9.
299. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):565–7.
300. Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub JR. Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *J Oral Rehabil.* 9 ed. 2013 Aug;40(8):618–30.
301. Sorrentino R, Di Mauro MI, Ferrari M, Leone R, Zarone F. Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses-a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2016 Sep;20(7):1449–57.
302. Dikbas I, Tanalp J. An overview of clinical studies on fiber post systems. *ScientificWorldJournal.* 2012 Dec 31;2013:171380–0.
303. Weiser F, Behr M. Self-adhesive resin cements: a clinical review. *J Prosthodont.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2015 Feb;24(2):100–8.
304. Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update.* George Warman Publications London; 2005 Jun;32(5):251–4–257–8–260.
305. Schwartz RS, Fransman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *J Endod.* 2005 Mar;31(3):151–65.
306. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater [Internet].* 2011 Jan;27(1):17–28. Available from: <http://eutils.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/eutils/elink.fcgi?dbfrom=pubmed&id=21109301&retmode=ref&cmd=prlinks>
307. van Heumen CCM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater.* 2008 Nov;24(11):1435–43.
308. Evangelinaki E, Tortopidis D, Kontonasaki E, Fragou T, Gogos C, Koidis P. Effect of a crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2013 Jul;26(4):384–7.
309. Cheleux N, Sharrock P, Degrange M. Adhesion of a quartz fibre post to a composite resin core: influence of bonding agents and their curing mode. *J Biomater Sci Polym Ed.* 2008;19(7):853–61.
310. Abo-Hamar SE. Effect of endodontic irrigation and dressing procedures on the shear bond strength of composite to coronal dentin. *J Adv Res.* 2013 Jan;4(1):61–7.
311. Santos JN, Carrilho MR de O, De Goes MF, Zaia AA, Gomes BPF de A, Souza-Filho FJ de, et al. Effect of chemical irrigants on the bond strength of a self-etching adhesive to pulp chamber dentin. *J Endod.* 2006 Nov;32(11):1088–90.
312. Gruber YL, Bakaus TE, Gomes OMM, Reis A, Gomes GM. Effect of Dentin Moisture and Application Mode of Universal Adhesives on the Adhesion of Glass Fiber Posts to Root Canal. *J Adhes Dent.* 2017;19(5):385–93.
313. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* Wiley/Blackwell (10.1111); 2004 Aug;112(4):353–61.
314. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008 Aug;10(4):251–8.
315. Monaco C, Arena A, Scotti R, Krejci I. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth Restored with Composite Overlays with and without Glass-fiber Reinforcement. *J Adhes Dent.* Quintessenz Verlags-GmbH, Neue Medien, Onlineredaktion; 2016;18(2):143–9.
316. Furuya Y, Huang S-H, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dent Mater J.* 2014;33(6):852–8.
317. Saatian S. Fracture strength of endodontically treated teeth restored with casting post and core and glass-fiber with composite core. *Iran Endod J.* 2006;1(2):65–8.
318. Alharbi F, Nathanson D, Morgano SM, Baba NZ. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. *Dent Traumatol.* 2014 Aug;30(4):317–25.

319. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, et al. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod.* 2006 Aug;32(8):752–5.
320. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech.* 2013 Oct 18;46(15):2572–7.
321. Kubo M, Komada W, Otake S, Inagaki T, Omori S, Miura H. The effect of glass fiber posts and ribbons on the fracture strength of teeth with flared root canals restored using composite resin post and cores. *J Prosthodont Res.* 2018 Jan;62(1):97–103.
322. Soares PV, Santos-Filho PCF, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent.* 2008 Jan;99(1):30–7.
323. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000 May;13(Spec No):15B–18B.
324. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Composite resin core-crown reconstructions: an up to 17-year follow-up of a controlled clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2008 Mar;21(2):109–15.
325. Mannoçi F, Qualtrough AJE, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent.* 2005 Jan;30(1):9–15.
326. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003 Nov;16(6):593–6.
327. Naumann M, Sterzenbach G, Dietrich T, Bitter K, Frankenberger R, Stein-Launsitz von M. Dentin-like versus Rigid Endodontic Post: 11-year Randomized Controlled Pilot Trial on No-wall to 2-wall Defects. *J Endod.* 2017 Nov;43(11):1770–5.
328. Zicari F, Van Meerbeek B, Debels E, Lesaffre E, Naert I. An up to 3-Year Controlled Clinical Trial Comparing the Outcome of Glass Fiber Posts and Composite Cores with Gold Alloy-Based Posts and Cores for the Restoration of Endodontically Treated Teeth. *Int J Prosthodont.* 2011 Jul;24(4):363–72.
329. Parisi C, Valandro LF, Ciocca L, Gatto MRA, Baldissara P. Clinical outcomes and success rates of quartz fiber post restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):367–72.
330. Bergoli CD, Brondani LP, Wandscher VF, Pereira G, Cenci MS, Pereira-Cenci T, et al. A Multicenter Randomized Double-blind Controlled Clinical Trial of Fiber Post Cementation Strategies. *Oper Dent.* 2018 Mar;43(2):128–35.
331. Mounajjed R, M Layton D, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J. The Japanese Society for Dental Materials and Devices;* 2016 Dec 1;35(6):835–44.
332. Ghavamnasiri M, Maleknejad F, Ameri H, Moghaddas MJ, Farzaneh F, Chasteen JE. A retrospective clinical evaluation of success rate in endodontic-treated premolars restored with composite resin and fiber reinforced composite posts. *J Conserv Dent. Medknow Publications;* 2011 Oct;14(4):378–82.
333. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont. Wiley/Blackwell (10.1111);* 2010 Dec;19(8):639–46.
334. Khatter R, Singh RD, Sroa R. Rigidity, retention, and resistance of titanium versus double taper light root canal posts: an in vitro evaluation. *Indian J Dent Res.* 2011 Nov;22(6):879.
335. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent.* 2009 Feb;37(2):115–21.