

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA CHEMICKÁ
ÚSTAV CHEMIE MATERIÁLŮ

FACULTY OF CHEMISTRY
INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE

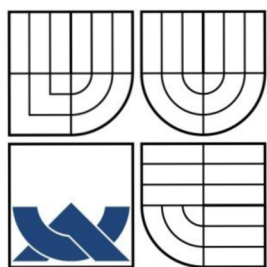
ADHEZNÍ PEVNOST A MORFOLOGIE LOMU MEZI KOMPOZITNÍM,
VLÁKNY VYZTUŽENÝM,
KOŘENOVÝM ČEPEM A JÁDREM Z ČÁSTICOVÉHO KOMPOZITU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

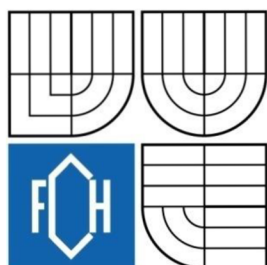
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

BLANKA KROČOVÁ

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA CHEMICKÁ
ÚSTAV CHEMIE MATERIÁLŮ

FACULTY OF CHEMISTRY
INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE

ADHEZNÍ PEVNOST A MORFOLOGIE LOMU MEZI KOMPOZITNÍM, VLÁKNY VYZTUŽENÝM, KOŘENOVÝM ČEPEM A JÁDREM Z ČÁSTICOVÉHO KOMPOZITU

ADHESION STRENGTH AND FRACTURE MORPHOLOGY BETWEEN FRC ROOT
CANAL POST AND PARTICULATE FILLED COMPOSITE CORE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

BLANKA KROČOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

ING. PETR POLÁČEK, PH.D.



Vysoké učení technické v Brně
Fakulta chemická
Purkyňova 464/118, 61200 Brno 12

Zadání bakalářské práce

Číslo bakalářské práce:	FCH-BAK0435/2009	Akademický rok: 2009/2010
Ústav:	Ústav chemie materiálů	
Student(ka):	Blanka Kročová	
Studijní program:	Chemie a chemické technologie (B2801)	
Studijní obor:	Chemie, technologie a vlastnosti materiálů (2808R016)	
Vedoucí práce	Ing. Petr Poláček, Ph.D.	
Konzultanti:		

Název bakalářské práce:

Adhezní pevnost a morfologie lomu mezi kompozitním, vlákny vyztuženým, kořenovým čepem a jádrem z částicového kompozitu

Zadání bakalářské práce:

Kořenové čepy slouží k rekonstrukci ztracené korunkové části zubu. Zpevňují a vyztužují zuby (zubní kořeny), aby mohly lépe snášet skusovou sílu. Jako alternativa ke kovovým čepům se v poslední době stále více využívají čepy vyrobené z vláknových kompozitů (FRC). Jsou to asi 3 cm dlouhé tyčinky o různých průměrech. Takovýto čep vykazuje vysokou pevnost a také pružnost, která je téměř identická s pružností zubu. Čep se vlepi pomocí částicového kompozitu do kořenového kanálku zubu a poté se dostává korunka také z částicovým kompozitem. Tato práce bude sledovat jak se mění adhezní pevnost a charakter lomu v závislosti na průměru čepu, obsahu vláken v čepu a použitém částicovém kompozitu. V práci tedy budou použity FRC čepy o různém průměru a obsahu vláken. Jako částicové kompozity budou vybrány dentální materiály typu "flow", "crown-bridge" a "cement". Vhodně navržené vzorky budou testovány ve speciálně zhotovených čelistech. Morfologie lomu vybraných vzorků bude analyzována SEM.

Termín odevzdání bakalářské práce: 28.5.2010

Bakalářská práce se odevzdává ve třech exemplářích na sekretariát ústavu a v elektronické formě vedoucímu bakalářské práce. Toto zadání je přílohou bakalářské práce.

Blanka Kročová
Student(ka)

Ing. Petr Poláček, Ph.D.
Vedoucí práce

prof. RNDr. Josef Jančář, CSc.
Ředitel ústavu

V Brně, dne 1.12.2009

prof. Ing. Jaromír Havlica, DrSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce zkoumá vliv složení a struktury dentálního čepu na jeho mechanické vlastnosti. Zabývá se adhezní pevností a morfologií lomu adhezního spoje mezi kompozitním, vlákny vyztuženým kořenovým čepem (FRC) a jádrem z částicového kompozitu. Je zde sledována závislost adhezní pevnosti na průměru FRC čepu, na obsahu vláken v čepu a na použitém částicovém kompozitu, do kterého je čep vsazen. Adhezní pevnost spoje byla měřena za použití univerzálního testovacího přístroje ve speciálně zhotovených čelistech. Morfologie lomu byla analyzována na rastrovacím elektronovém mikroskopu (SEM).

Ze získaných hodnot vyplývá, že smyková pevnost adhezního spoje je pro použité materiály nejvíce ovlivněna kvalitou smáčení povrchu FRC. Výsledky mohly být ovlivněny i rozložením napětí při měření adhezní pevnosti, protože velikost čelistí nebyla ve stejném poměru vzhledem k průměru FRC čepu pro všechny typy vzorků.

V další části práce byly vzorky dentálních čepů testovány ve tříbodovém ohybu. Pro studium analýzy lomu byly vybrané vzorky testovány rázem v ohybu a test byl snímán vysokorychlostní kamerou. U dentálního čepu složeného z více FRC postů s menším průměrem nedochází v jednom okamžiku k tak rozsáhlému lomu, tak jako v případě použití postu s velkým průměrem. Charakter lomu ve složeném dentálním čepu je navíc ovlivněn typem pojícího materiálu a kvalitou adheze mezi tímto materiálem a jednotlivými posty.

ABSTRACT

This bachelor thesis examines the influence of composition and structure of the dental pin on its mechanical properties. It deals with the adhesion strength and fracture morphology of adhesive joints between composite, fiber stiffened root pin (FRC) and a core of particle composite. There is observed adhesive strength dependence on the diameter of the pin FRC, the fiber content of the pin and the use of the composite particle in which the pin is embedded. Shear, adhesive joint strength was measured using a universal testing instrument with specially-made jaws. Fracture morphology was analyzed by the scanning electron microscope (SEM).

Obtained data shows that the shear strength of adhesive joints for the used materials is most affected by the quality of wetting the surface of the FRC. Effect on the results could be stress distribution in adhesive strength measurements because the used jaws were not in an ideal proportion for all diameters of the samples.

In another part of thesis the samples of dental pins were tested in three point bending. For the study of fracture analysis, selected samples were tested by impact in bending and test was captured with high-speed camera. With the dental pin composed of more FRC posts with a smaller diameter at the same time there is not so extensive the quarry, as in the case of using the post with a large diameter. Character of a fracture in a compound dental pin is also influenced by the type of connecting material and quality of adhesion between the material and individual posts.

KLÍČOVÁ SLOVA

vláknové kompozity, dentální materiály, adhezní spoj, lomová charakteristika

KEYWORDS

fiber reinforced composites, dental materials, adhesive joint, fracture characteristics

KROČOVÁ, B. *Adhezní pevnost a morfologie lomu mezi kompozitním, vlákny vyztuženým, kořenovým čepem a jádrem z částicového kompozitu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, 2010. 54 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Poláček, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a že všechny použité literární zdroje jsem správně a úplně citovala. Bakalářská práce je z hlediska obsahu majetkem Fakulty chemické VUT v Brně a může být využita ke komerčním účelům jen se souhlasem vedoucího bakalářské práce a děkana FCH VUT.

.....
podpis studenta

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce Ing. Petrovi Poláčkovi PhD. za předání cenných zkušeností, vytvoření podmínek pro realizaci práce a za pomoc při osvojování experimentálních technik.

1 OBSAH

1	OBSAH	6
2	ÚVOD	8
3	TEORETICKÁ ČÁST.....	9
3.1	Dentální materiály.....	9
3.1.1	Nároky na dentální materiály	9
3.2	Polymerní dentální materiály.....	9
3.2.1	Methylmetakrylát.....	9
3.2.2	Polymethylmetakrylát.....	10
3.2.3	Dimethakrylátové pryskyřice	11
3.3	Polymerace.....	12
3.3.1	Iniciace.....	12
3.3.2	Propagace.....	14
3.3.3	Terminace	14
3.4	Biologické vlastnosti dentálních materiálů	14
3.5	Adheze	15
3.6	Kompozitní materiály	17
3.6.1	Vláknové kompozity.....	18
3.6.2	Skelná vlákna.....	18
3.6.3	Uhlíková vlákna.....	19
3.6.4	Impregnace a adheze vláken.....	21
3.6.5	Částicové kompozity	21
3.7	Struktura zubů.....	23
3.8	Endodontické ošetření zubu.....	24
3.9	Dentální čepy	26
3.10	Kovové dentální čepy.....	28
3.11	Kompozitní polymerní dentální čepy.....	28
4	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	30
4.1	Používané materiály.....	30
4.2	Příprava matrice	30
4.3	Příprava modelu FRC dentálního čepu.....	30
4.4	Příprava vzorků FRC na vytrhávací test	31
4.5	Příprava vzorků FRC na ohybový test.....	34

4.6	Měření pevnosti adhezního spoje.....	35
4.7	Měření ohybových vlastností	36
4.8	Zpracování naměřených dat.....	37
5	VÝSLEDKY A DISKUZE	38
5.1	Výsledky testů pevnosti adhezního spoje	38
5.1.1	Vliv materiálu prstence na pevnost adhezního spoje pro průměr 0,45 mm ...	40
5.1.2	Vliv materiálu prstence na pevnost adhezního spoje pro průměr 1,7 mm	41
5.1.3	Vliv hydrolytické stability na pevnost adhezního spoje	41
5.1.4	Vliv průměru FRC na pevnost adhezního spoje	41
5.2	Výsledky ohybových testů	45
5.2.1	Částečné vyztužení konstrukce dentálního čepu	47
5.2.2	Vliv struktury výplně na pevnost dentálního čepu	48
5.2.3	Vliv složení dentálního čepu na modul pružnosti	48
6	ZÁVĚR.....	50
7	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	51
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	54

2 ÚVOD

Dentální materiály a celá stomatologie má dlouhou historii. Už několik tisíc let před naším letopočtem jsou známy ústní choroby a principy jejich léčení. Nejstarší nálezy dentálních aplikací pochází z doby 500 př. n. l., kdy Etruskové používali zlato na vytvoření prvních zubních můstků. Vývoj zubního lékařství nebyl jednoduchý. Ve středověku byly používány zubní výplně, které byly velmi měkké a měly krátkou životnost. Na začátku 18. století se začal využívat vosk na první zubní protézy, které se vyráběly nejprve ze slonoviny a později z kovů. V 90. letech 19. století byly objeveny nové zubní implantáty vyrobené z vulkanizovaného kaučuku, porcelánu, slonoviny či zlata, které se vsazovaly do čelisti. Implantáty se fixovaly pomocí kovových objímek, drátů a šroubů. V roce 1934 byla objevena první endodontická metoda, kdy se do čelisti upevní nikloželezitý šroub s porcelánovou korunkou. V druhé polovině dvacátého století se postupně začaly zavádět implantáty z titanových slitin a později z důvodu řady nevýhod kovových čepů se objevily alternativní kompozitní materiály z polymerních sloučenin [1].

Jedny z prvních hlavních polymerních materiálů používaných ve stomatologii byly vulkanizované kaučuky, akrylátové pryskyřice, gutaperča a polymethylmetakrylát [2]. Po zavedení PMMA do praxe se protetická stomatologie výrazně zlepšila. Velkou nevýhodou termoplastického PMMA byl jeho relativně nízký modul pružnosti a křehkost. Výhodou naopak snadná manipulovatelnost, možnost probarvení a biokompatibilita. Zvýšení modulu pružnosti a houževnatosti bylo dosaženo nejprve zavedením práškových plniv a poté změnou termoplastického PMMA za reaktoplastovou, dimetakrylátovou matici. Monomery dimetakrylátu tvoří po zpolymerování velmi rigidní síť a smísením těchto pryskyřic s práškovými plnivými vznikly první dentální kompozity, které jsou úspěšně používány už více než 40 let. Aplikace kompozitních materiálů na bázi polymerních matic byla při opravách chrupu jedním z nejvýznamnějších příspěvků makromolekulární chemie do stomatologie minulého století. V současnosti jsou dentální kompozity a adheziva nedílnou součástí stomatologické praxe [3].

3 TEORETICKÁ ČÁST

3.1 Dentální materiály

Ve stomatologii se používá řada materiálů. Můžeme je rozdělit do několika skupin, nejprve rozlišujeme kovové a nekovové dentální materiály. Z kovů se nejčastěji používají ušlechtilé kovy (zlato a stříbro), titanu a můžeme zde zahrnout i amalgámy. Nekovové materiály dále dělíme na anorganické a polymerní. Mezi anorganické materiály patří sádry, cementy, dentální keramika a zatmelovací hmoty. Do skupiny polymerních materiálů řadíme plasty a kompozitní materiály na bázi pryskyřic používané například pro protetické náhrady, dále směsi na snímání otisků, směsi na přípravu modelů zubů a směsi do výplňových materiálů [4].

3.1.1 Nároky na dentální materiály

V ústech je velmi specifické prostředí se spoustou chemických látek působících na zubní materiál, proto jsou v dentálních aplikacích vyžadovány vysoké nároky na biomechanické a chemické vlastnosti materiálu. Při kousání je náhradní zubní implantát vystaven vysokému mechanickému zatížení o síle kolem 200 N, proto musí být materiály používané ve stomatologii velmi mechanicky odolné. Musí mít dostatečně vysokou pevnost, tuhost, rozměrovou stabilitu, nízkou tepelnou vodivost, nízkou nasákavost a musí být odolné proti „únavě“ materiálu. Dále by měly mít vhodné fyzikálně-chemické vlastnosti, např. dobrou ke kovům, keramice a plastům. Pro jejich výrobu je důležité, aby byly dobře zpracovatelné a opracovatelné. Je nutné, aby dentální materiál byl odolný proti korozi, měl nízkou nasákavost a rozpustnost. Hlavními faktory pro výrobu jsou jeho biokompatibilita a netoxické vlastnosti. Dentální materiál nesmí dráždit okolní živou tkáň a musí být bez zápachu. Nezbytným parametrem jsou jeho estetické vlastnosti: zachování barvy a lesku [1], [5].

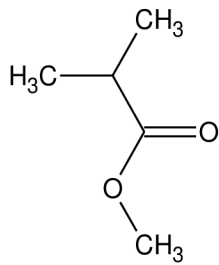
3.2 Polymerní dentální materiály

3.2.1 Methylmetakrylát

Při laboratorní teplotě je metylmetakrylát bezbarvá kapalina charakteristického zápachu s teplotou varu kolem 100 °C. Methylmetakrylát se nemísí s vodou a je dobrým organickým rozpouštědlem. Účinkem tepla, světla nebo chemických iniciátorů přechází kapalný monomer na tvrdý a bezbarvý polymer - polymethylmethakrylát (PMMA). Výhodnými vlastnostmi methylmetakrylátu je jeho nízká viskozita, dobrá odolnost proti vnější expozici, malý zápach a dobrá průzračnost. Nepříznivou vlastností je jeho velké polymerační smrštění a toxicita případného, nezreagovaného monomeru.

Tabulka 1: Vlastnosti MMA [6].

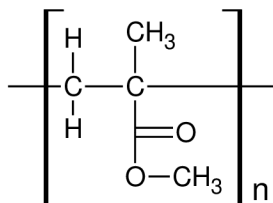
Vlastnosti	hodnoty a jednotky
bod tání	-48 °C
bod varu	100,3 °C
hustota	0,945 g/cm ³
polymerační teplo	54,3 kJ/mol



Obrázek 1: Vzorec MMA [7].

3.2.2 Polymethylmetakrylát

Nejcharakterističtější vlastností lineárního PMMA je jeho čírost a naprostá bezbarvost i v tlustých vrstvách. PMMA je amorfní polymer s vysokou stabilitou a s dobrými optickými vlastnostmi, propouští asi 92% světla v celém rozsahu spektra. Jeho index lomu světla je poměrně vysoký (1,49). Ze všech běžných termoplastů je PMMA dobře odolný proti povětrnostním podmínkám. Při manipulaci vykazuje vynikající tvarovou paměť, měkne kolem 125 °C, proto nabízí možnost termoplastického tvarování. Výhodou PMMA jsou jeho dobré mechanické a elektroizolační vlastnosti, je odolný proti vodě, zředěným alkáliím a kyselinám, dá se dobře mechanicky obrábět, a proto se dobře se opracovává. Mezi nevýhody řadíme jeho nízkou povrchovou tvrdost a vysoký koeficient tepelné roztažnosti. PMMA není odolný vůči ketonům, esterům, chlorovaným uhlovodíkům a benzenu [8]. PMMA se rozpouští v řadě organických rozpouštědel, například chloroformu a acetonu. Je jeden z mechanicky nejodolnějších polymerů. Připravuje se radikálovou polymerací. PMMA se dá snadno barvit a jeho kalením se dá dosáhnout požadované transparentnosti a stálosti odstínů. Nevýhodou v dentálních aplikacích je jeho nekонтastnost na rentgenových snímcích, proto se do PMMA kompozitů přidává BaSO₄.



Obrázek 2: Vzorec PMMA [8].

Tabulka 2: Vlastnosti PMMA.

Vlastnosti	hodnoty
Molární hmotnost (monomer)	100,118 g/mol
Hustota	1,17 až 1,20 g/cm ³
Index lomu	1,49
Teplota skelného přechodu	105 ± 20 °C
Teplota rozkladu	190 °C
Pevnost v tahu	60 - 80 MPa
Pevnost v ohybu	100 - 150 MPa
Tažnost	5 - 6 %
Modul pružnosti v tahu	3000 - 3300 MPa
Nasákavost za 1 den	0,1 - 0,4 %

3.2.3 Dimethakrylátové pryskyřice

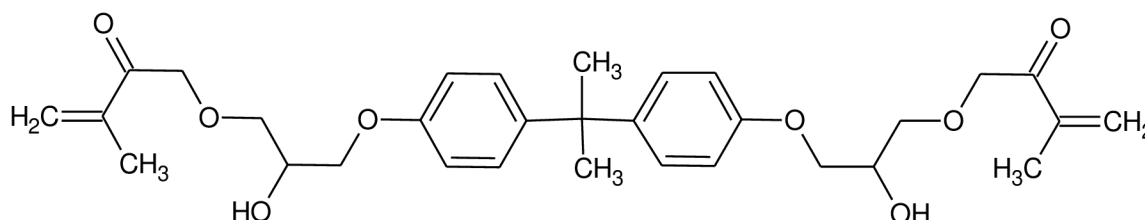
Pryskyřice je chemicky aktivní složkou kompozitu. Zpočátku je pryskyřice tekutý monomer, který je schopen vytvrzením přejít na tuhý polymer. Nejvíce používaným monomerem, který je jednou ze složek dentálních pryskyřic Bis-GMA, který vzniká reakcí bisfenolu-A s glycidymethakrylátem. Tento monomer se označuje jako Bowenův monomer. Monomer Bis-GMA má nízké polymerační smrštění. Při polymeraci MMA je objemové smrštění asi 22 obj. %, zatímco u Bis-GMA pryskyřice je smrštění jen 7,5 obj. % [7].

Další pryskyřici využívanou v dentálních aplikacích je polyuretandimethakrylátová pryskyřice (UDMA). Monomery Bis-GMA i monomery uretandimethakrylátu jsou vysoce viskózní kapaliny. Ke snížení viskozity se k tomuto monomeru přidává např.: methylmetakrylát (MMA), triethylenglykol dimethakrylát (TEGDMA) nebo ethylenglykol dimethakrylát (EDMA), který je z nich nejčastěji používán. Chemické struktury těchto monomerů jsou uvedeny na obrázku (Obrázek 3) [9], [10].

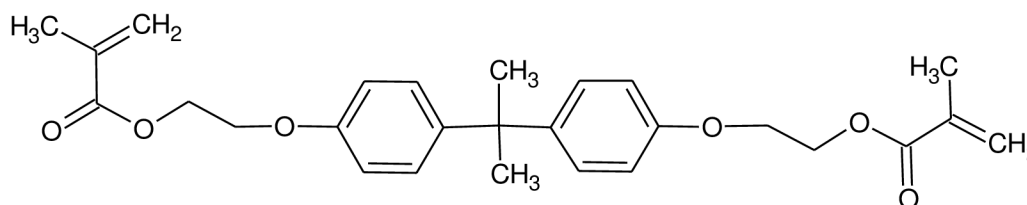
Na obrázcích vidíme nejčastěji používané dimethakrylátové pryskyřice:

- 2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-metakryloyloxypropyl)fenyl]propan (Bis-GMA)
- etoxylovaný Bis-GMA (EBPDMA)
- 1,6-bis-[2-metakryloyloxyetoxy - karbonylamino]-2,4,4-trimethylhexan (UDMA),
- dodekandioldimethakrylát (D₃MA)
- triethylenglykol dimethakrylát (TEGDMA)
- polyethylenglykol dimethakrylát (PEGDMA)

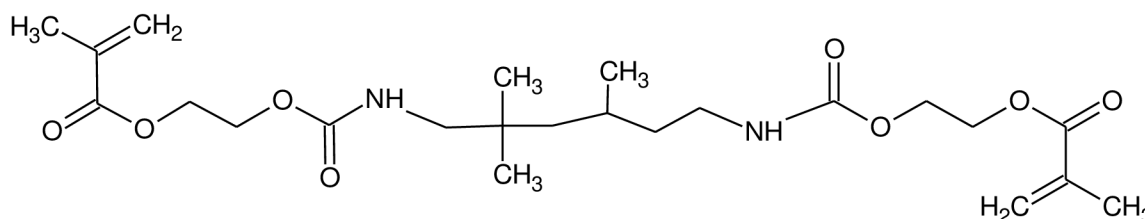
Bis-GMA



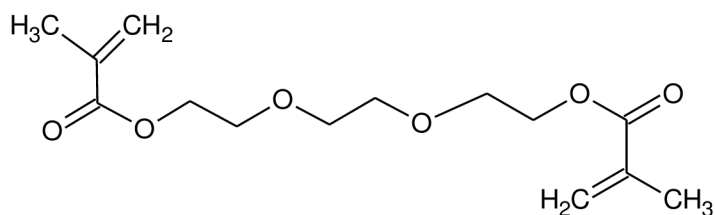
EDPDMA



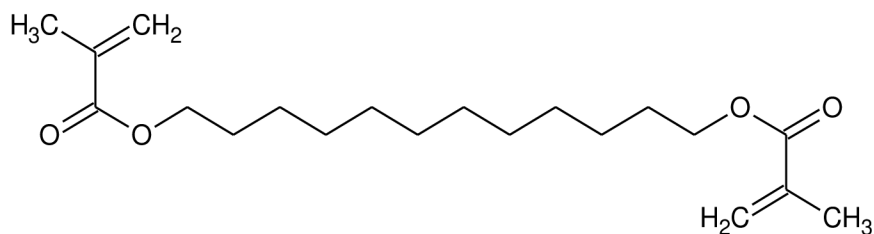
UDMA



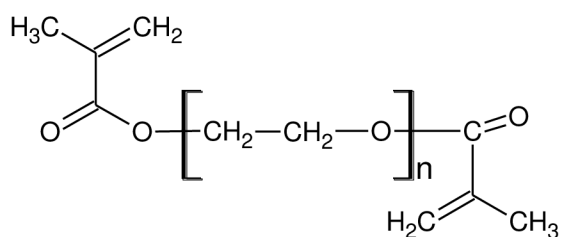
TEGDMA



D₃MA



PEGDMA



Obrázek 3: Dimetakrylátové pryskyřice používané ve stomatologii [8].

Tyto monomery spolu reagují mechanismem radikálové polymerace za vzniku trojrozměrné sítě. Reaktivita, viskozita a polymerační smrštění jsou ovlivněny výběr monomeru.

Tabulka 3: Vlastnosti některých monomerů.

Monomer	Molekulová hmotnost (g/mol)	Viskozita (mPa.s)	Hustota monomeru	Hustota polymeru
TEGDMA	286	100	1,072	1,250
UDMA	470	5 000 – 10 000	1,110	1,190
Bis-GMA	512	500 000 – 800 000	1,151	1,226

3.3 Polymerace

Mechanismus polymerace má tři fáze: iniciaci, propagaci a terminaci. Iniciace je aktivována volnými radikály, které mohou vznikat tepelnou, chemickou nebo fotochemickou reakcí [11].

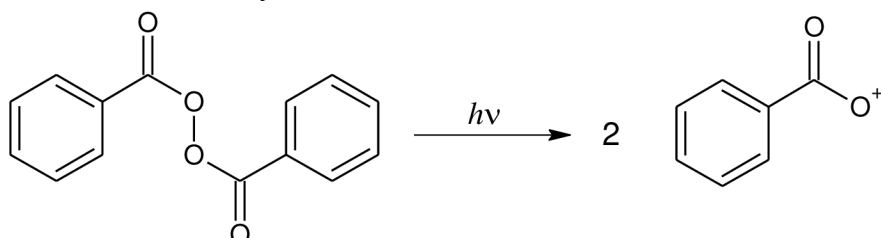
3.3.1 Iniciace

Na začátku iniciace vzniká volný radikál a reaguje s dvojnou vazbou monomeru a přenosem volných elektronů na koncové uhlíky původní dvojně vazby. Molekula monomeru je tedy aktivována a je schopna reagovat s dvojnou vazbou další molekuly monomeru, k čemuž dochází v propagaci [10].



Fotochemická iniciace

Iniace může být vyvolána u některých organických sloučenin zářením vhodné vlnové délky. Například benzoin alkyl ether reaguje při ozáření ultrafialovým světlem o vlnové délce 365 nm za vzniku volných radikálů [10].



Obrázek 4: Aktivace dibenzoyl peroxidu světlem [7].

Iniace UV zářením

Na začátku roku 1970 se začalo používat ultrafialové záření (UV) jako aktivátor. Energie v UV záření je dostatečná k přerušení centrální vazby v benzoinmethyletheru a vytvoření dvou volných radikálů. Avšak použití UV záření má vážné nedostatky, protože může způsobit popáleniny měkkých tkání a zapříčinit poškození očí [7].

Iniace viditelným zářením

Kompozitní materiály iniciované viditelným světlem byly vyvinuty kvůli nedostatkům při používání UV záření. U kompozitů vytvrzovaných viditelným světlem se používá kafurchinon jako zdroj volných radikálů. Energie pro jeho excitaci je nižší než u benzoinethyletherů. Vlnová délka světla pro jeho vytvrzení je v rozmezí 460 – 480 nm, což odpovídá modré barvě světla. Výhodou vytvrzování tímto druhem světla je levnější křemenný halogenový zdroj, další výhodou je menší míra poškození okolní tkáně a snazší přenos do větší hloubky implantátu. K zabránění popálenin měkkých tkání a snížení teploty se používají speciální filtry [7].

Důvodem nahrazení UV systémů systémem viditelného světla je i vytvrzovací hloubka materiálu, která je mnohem větší. U kompozitů vytvrzovaných UV zářením je maximální vytvrzovací hloubka méně než 2,0 mm, zatímco u kompozitů vytvrzovaných viditelným světlem je možno s dobrým světelným zdrojem vytvrzovat do hloubky 3-4 mm. Vytvrzovací hloubka je však pro oba systémy omezena a je zde vždy nebezpečí nedotvrzení hlubších částí.

Účinnost vytvrzení dramaticky klesá se vzdáleností od povrchu. Ve skutečnosti se intenzita světla dopadající na jednotku plochy povrchu snižuje s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Materiál by tedy neměl být vystaven světlu méně než je doporučená doba, můžeme tak předejít nebezpečí nedotvrzení. Výrobci doporučují dobu vytvrzování u menších implantátů přibližně 20 sekund. Tento časový interval může být dostatečný pro aplikace, kde je použita jen velmi tenká kompozitní vrstva. Při rozsáhlejších rekonstrukcích by měla být vytvrzovací doba alespoň 40-60 sekund. Vytvrzování delší než 60 sekund je neefektivní. Obecně platí, že vytvrzování do hloubky větší než 2 mm je třeba se vyhnout a doba vystavení

implantátů zdroji světla by měl být menší než 60 sekund. Zdroj světla by měl být navržen tak, aby přinášel maximální světelný výkon přibližně při 460-480 nm.

Používání vysoko-intenzivního modrého světla může mít škodlivé účinky na sítnici. Může dojít k narušení vnímání barev. Tyto potenciální problémy lze snadno vyřešit pomocí vhodných ochranných pomůcek na oči [7].

Termochemická iniciace

Základ termické iniciace je tepelný rozklad dibenzoyl peroxidu, který se během zahřívání nad teplotu 65 °C rozštěpí na dva volné radikály. Tento způsob se využívá při výrobě celkových zubních náhrad z částečně zesíťovaného PMMA [4].

Chemická iniciace

Další typ iniciačního systému je chemická iniciace, která probíhá při běžné teplotě. Příklad takového systému je terciární amin, který katalyzuje rozpad dibenzoyl peroxidu. Tímto způsobem jsou iniciovány dvousložkové cementy, jak polymerní, tak i amalgámové [4].

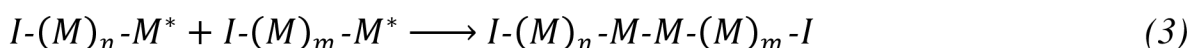
3.3.2 Propagace

Řetězová polymerace je exotermní reakce, kdy opakovaně volný radikál reaguje s monomermem. Reakce probíhá v ideálním případě do doby, kdy jsou všechny monomerní jednotky spojeny nebo už zreagovány veškeré volné radikály [1].



3.3.3 Terminace

Ukončení reakce se nazývá terminace, ta probíhá dvěma způsoby: rekombinací a disproporcionací [1].



3.4 Biologické vlastnosti dentálních materiálů

Biomateriál je definován jako materiál určený k interakci s biologickým systémem. Biomateriály se dělí na tři hlavní oblasti podle jejich využití:

- zubní regenerační materiály, např. kovové a kompozitní výplňové materiály, keramické fixní a snímatelné protézy
- kosterní implantáty
- kardiovaskulární implantáty

Další způsob rozdělení biomateriálů je podle odezvy tkáně:

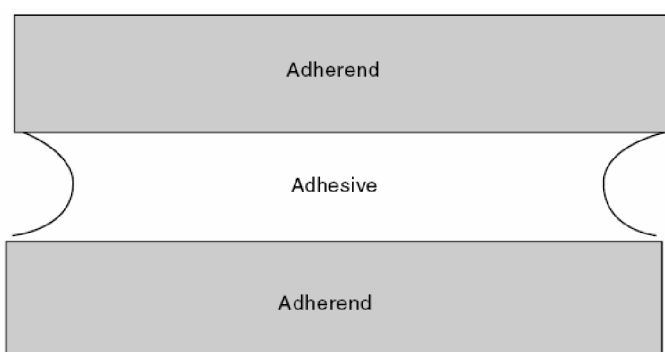
- Biokompatibilní materiál se snaží svými vlastnostmi co nejméně poškozovat tělesné funkce. Nevyvolává žádné reakce srážlivosti krve, nemá toxické, alergenní ani zánětlivé účinky. Nesmí stimulovat změny v plazmatických proteinech a enzýmech. Nesmí vyvolávat imunologické reakce a nesmí způsobovat změny karcinogenní, mutagenní nebo teratogenní ani další celkové změny tkáně.

- Biotolerantní materiály nemají žádnou nebo jen minimální odezvu tkáně.
- Bioaktivní materiály podporují propojení s okolními tkáněmi. Například nově stimulují růst kostí. Jsou odbouratelné a v průběhu času se úplně rozpustí. Vstřebatelný materiál je začleněn do okolní tkáně.

Biomateriál se obvykle skládá z širokého spektra materiálů. Můžeme je rozdělit na kovové, keramické, polymerní a kompozitní materiály. Nesprávně zvolený materiál může vést k částečné destrukci implantátu, trhlinám ve struktuře nebo nežádoucím reakcím. Klinické příznaky jako kožní, revmatické nebo další reakce mohou být spojeny právě s aplikací biomateriálu. Kovy jsou obvykle inertní, keramika může být inertní, aktivní nebo vstřebatelná, zatímco polymery mohou být inertní nebo vstřebatelné [12].

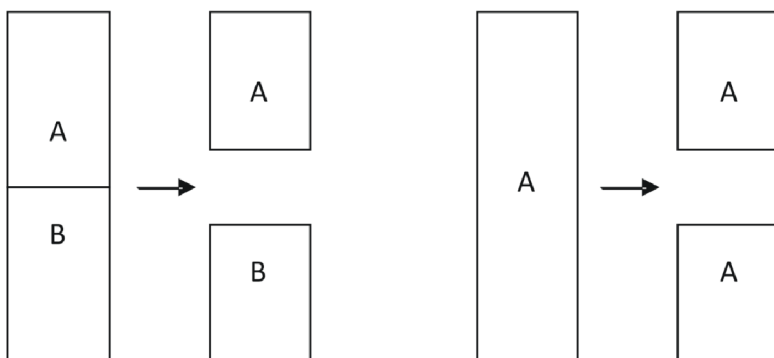
3.5 Adheze

Adheze je schopnost udržet dvě rozdílná tělesa v bezprostředním kontaktu. Adhezi můžeme taky označit jako sílu mezimolekulární přilnavosti na styčných plochách dvou různých materiálů. Takovýto stav dovoluje přenášet práci či mechanickou sílu mezi oběma materiály. Síly, které drží tyto dvě fáze dohromady, mohou být van der Waalsovské síly, chemické vazby, mechanické vazby, elektrostatické síly nebo difúzní síly [13].



Obrázek 5: Adhezní spoj [4].

Kohezní práce je práce potřebná k roztržení sloupce kapaliny o jednotkovém průřezu. Adhezní práce je práce potřebná k odtržení sloupce látky A o jednotkovém průměru od látky B [13].



Obrázek 6: Vlevo příklad adhezní práce a vpravo kohezní práce.

Adheze chemickou vazbou

Tato forma adheze je známá jako chemisorpce, vzniká chemickou vazbou, která může být kovalentní, iontové povahy nebo se může odehrávat vodíkovými můstky. Existuje několik důvodů, proč je žádoucí vznik primárních chemických vazeb. Prvním důvodem je silná přilnavost, která zvyšuje pravděpodobnost dobré soudržnosti zubu a rekonstruovaného materiálu. Chemická adheze také eliminuje potřebu odstranění nadměrného množství dentinu, čímž šetří strukturu zubu. Adhezní rozhraní je velmi těsné, proto minimalizuje šance na proniknutí nebo únik bakterií žijících v ústech do zrekonstruovaného zubu [1], [14].

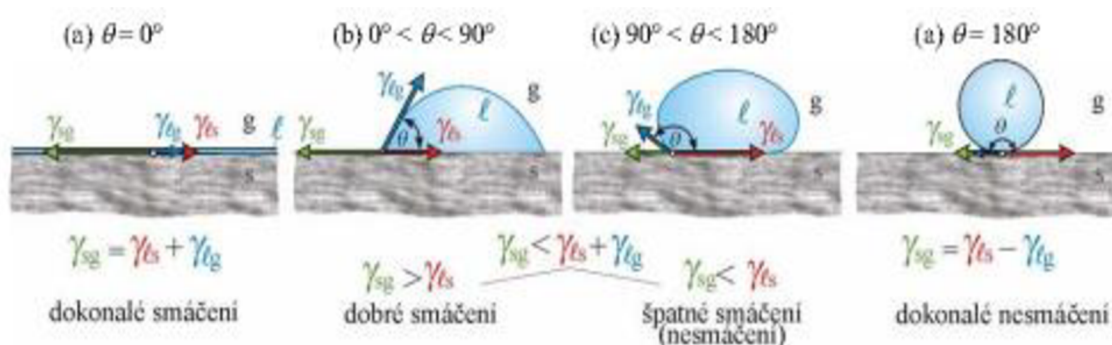
Mechanická adheze

Předpokladem je splnění kontaktu na molekulární úrovni mezi adhezivem a adherendem viz. obrázek (Obrázek 5). Přilnavost vyplývá z přítomnosti povrchových nerovností v mikroskopickém měřítku. Důležitou roli hraje smáčení adheziva na povrchu a vytěsnění vzduchu z jeho dutinek. Velikost povrchu například jeho zdrsnění přispívá k většímu spojení obou složek a zvýšení povrchové energie [4].

Smáčení

Smáčení je schopnost přilnutí kapaliny k povrchu jiné látky, lze charakterizovat příkladem, kdy na povrch tuhé fáze umístíme kapku, která zaujme jistý tvar rozprostřením na povrchu, neboli snaží se zaujmout stav s nejnižší energií. V místě, kde se setkávají tři fáze, vedeme tečnu k povrchu kapky. Úhel, který svírá kapka spolu s povrchem tuhé látky, nazýváme úhel smáčení. Vyjádření pomocí Youngovy rovnice:

$$\gamma_{sg} = \gamma_{sl} + \gamma_{lg} \cdot \cos \theta \quad (4)$$



Obrázek 7: Smáčení kapky kapaliny na povrchu pevné látky [13].

Dobrá smáčivost je, pokud je úhel pod 90° , čím se úhel blíží nule, tím je smáčení lepší [13].

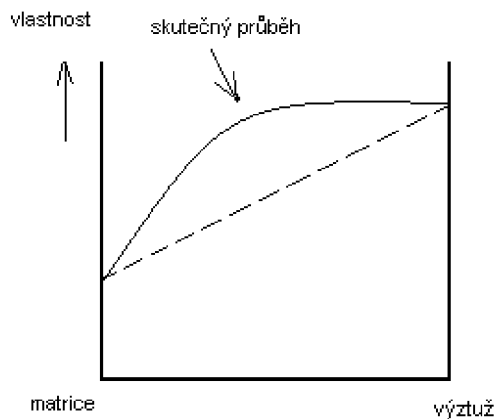
Fyzikální adheze

Vznikají mezi polárními molekulami v důsledku van der Waalsovských sil. Tyto vazby jsou poměrně slabé na rozdíl od kovalentních vazeb [13]. Vznikají při těsném kontaktu u všech

atomů a molekul. Tento typ propojení je velmi rychlý a reverzibilní, lze jej snadno překonat, a proto není vhodný pro trvalé spoje [14].

3.6 Kompozitní materiály

Kompozitní materiál spojuje specifickým způsobem dvě nebo více komponent, které se výrazně liší fyzikálními i chemickými vlastnostmi. Kompozit je tedy heterogenní materiál, který má na rozdíl od jednotlivých komponent odlišné vlastnosti. Cílem spojení těchto odlišných komponent je získat lepší vlastnosti. V ideálním případě je průběh vlastností znázorněn na obrázku (Obrázek 8) [6], [15].



Obrázek 8: Synergické chování složek kompozitu [15].

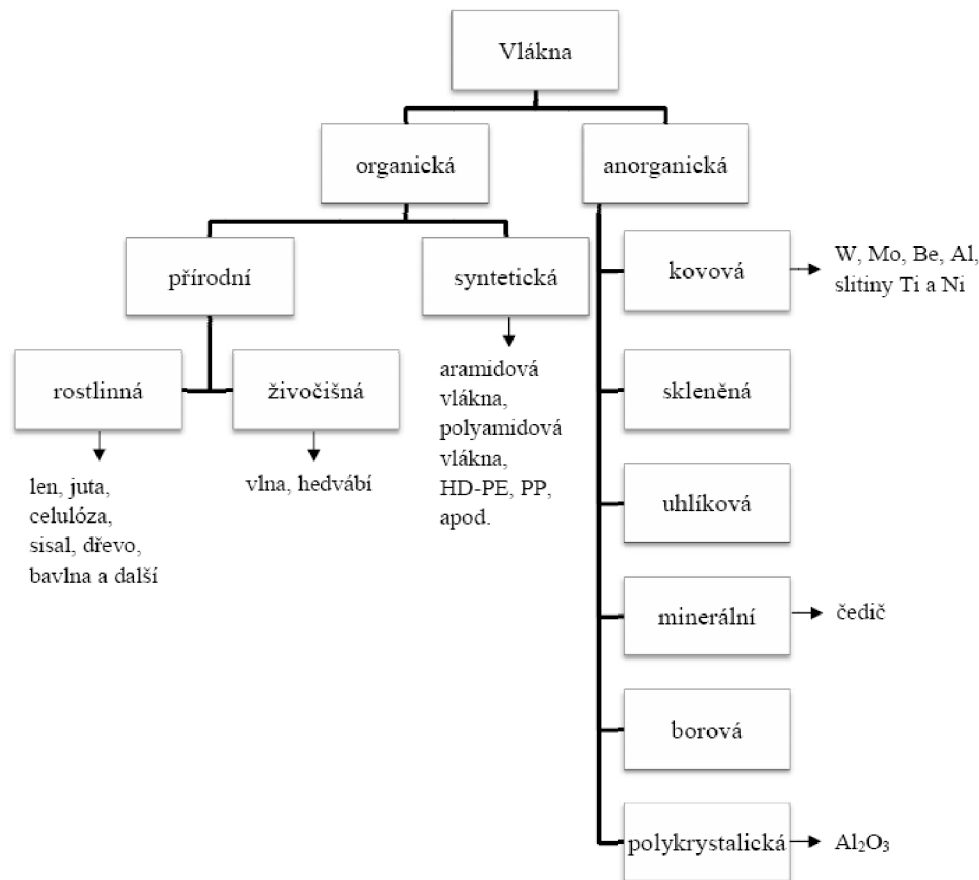
Spojitou fází kompozitu je tzv. matrice, která má nízkou hustotu a snadno se zpracovává. Matrice jsou odolné proti širokému spektru chemikálií. Nevýhodou u neplněných pryskyřic je nízký modul pružnosti (do 6 GPa), nízká pevnost, křehkost, malá creepová odolnost [7]. Vlákná naproti matrici mají mnohem lepší mechanické vlastnosti, jsou dostatečně tuhá a pevná, ale zato jsou křehká a náchylná k poškození v agresivním prostředí. Není jednoduché je také udržet v požadovaném prostorovém uspořádání [6], [15].

Rozdělení kompozitů

Kompozity můžeme rozdělit několika způsoby, např. podle povahy výztuže nebo matrice. Podle geometrického tvaru výztuže je dělíme na částicové a vláknové.

3.6.1 Vláknové kompozity

Rozdělení vláknových kompozitů

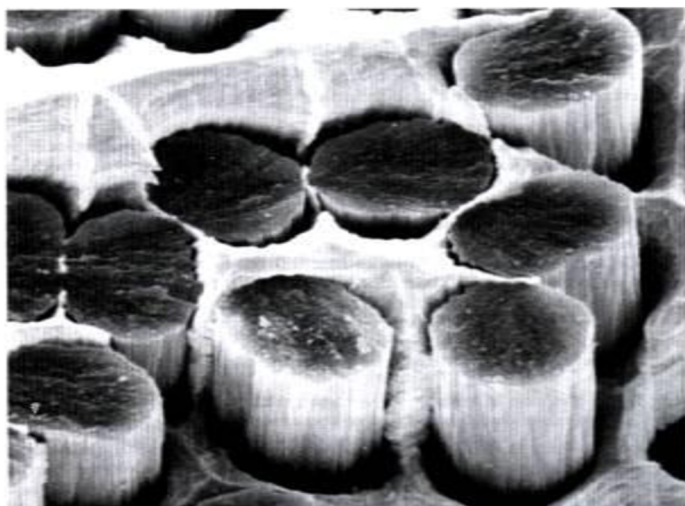


Obrázek 9: Schéma rozdělení nejčastěji používaných vláken [6].

Ve vláknových kompozitech jeden rozměr výztuže výrazně přesahuje nad zbývajícími dvěma. Vlákna můžeme dále dělit podle délky na krátká a dlouhá. Nejčastěji používaná výztuž ve vláknových kompozitech, které jsou vyráběny tažením, navíjením i dalšími způsoby, jsou skelná vlákna [6], [15].

3.6.2 Skelná vlákna

Skelné vláknové kompozity byly poprvé vyrobeny v roce 1893. V současné době jsou jedním z nejatraktivnějších vláken vzhledem k jejich vysoké výkonnosti, dobrým vlastnostem a nízké ceně. Většina skelných vláken se skládá z oxidu křemičitého, oxidu hlinitého, oxidu vápenatého, oxidu hořečnatého a oxidu boritého. Tato skla mají amorfní vlastnosti, ale dlouhým zahříváním při vysoké teplotě dochází ke krystalizaci, která má za následek nižší pevnost [16].



Obrázek 10: Skelná vlákna obalená matricí [17].

Výroba skelného vlákna probíhá v kontinuálních pecích, kde se na začátku procesu vkládá sklářský kmen a po přetavení se z platinových vaniček vytahuje vlákno, nejčastěji o průměru 3,5 až 20 μm . Vytahované vlákno je značně abrazivní a křehké, proto se povrchově upravuje lubrikací. Lubrikace je pro výrobu kompozitů nevyhovující, protože má za následek velmi nízkou adhezi k polymerním pryskyřicím. Naopak pro zlepšení adheze se na vlákna nanáší apretační vrstva na bázi organických silanů. Nejčastěji vyráběným druhem skel pro vláknové aplikace je E-sklo, má název podle svých elektrických vlastností. Sklo typu S se využívá ve vojenských aplikacích, má vyšší pevnost i modul pružnosti v porovnání s E-sklem. Dalšími typy sklovin je D a C. C-sklo vyniká svou chemickou odolností a na rozdíl od E-skla má vysokou odolnost proti kyselinám, ale jeho mechanické vlastnosti jsou nižší než u E-skla.

Tabulka 4: Vlastnosti skelných vláken [6].

sklo	hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	pevnost v tahu (GPa)	modul pružnosti v tahu (GPa)	poměrné prodloužení (%)
E	2540	3,5	73,5	4,8
S	2490	4,65	86,8	5,4
D	2160	2,45	52,5	4,7
C	2490	2,8	70,0	-
L	4300	1,68	51,1	-

Skleněná vlákna jsou nejčastěji používána v zubních aplikacích, ale i průmyslu. Mají několik výhod, jako je vysoká pevnost v tahu, vysoká odolnost proti tlaku, poměrně vysoký modul elasticity, rezistence vůči vysokým teplotám a korozivnímu prostředí a také dobrý estetický vzhled [6].

3.6.3 Uhlíková vlákna

Uhlíková vlákna se vyrábějí z viskózových nebo polyakrylonitrilových vláken a alternativně i z tzv. anizotropní smoly zvláknované v tavenině. Vlákna mají vysokou pevnost, modul pružnosti, dobrou tepelnou odolnost a zároveň nízkou měrnou hmotnost. Uhlíková vlákna se dělí podle hodnot modulu pružnosti a pevnosti. Pevnější vlákna se vyrábí při 900 °C až 1500 °C a jsou označovaná jako HS (*high strength*). Další karbonizací HS vláken

při teplotách 2000 °C až 2800 °C vznikají vysokomodulová vlákna, která mají nižší tahovou pevnost, ale vysoký modul pružnosti v tahu [6].

Orientace vláken

Orientace (směr) vláken má vliv na mechanické a tepelné vlastnosti FRC čepů. Vlákna mohou být kontinuální (dlouhá vlákna) a diskontinuální (krátká vlákna) [18].

Kontinuální jednosměrná vlákna

Kontinuální jednosměrná vlákna dávají materiálu anizotropní vlastnosti. Zatížení a směr vláken ovlivňuje pevnost a tuhost, proto jsou vhodná pro aplikace, ve kterých známe směr nejvyššího napětí. Účinnost vláknové výztuže můžeme teoreticky vypočítat. Tato vlákna jsou nejčastěji používána na výrobu FRC čepů [18].

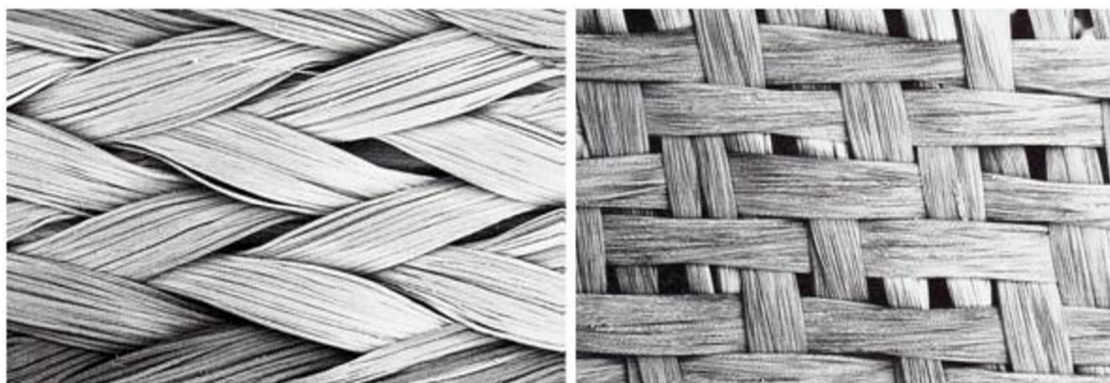
Kontinuální dvousměrná vlákna

Tkaná a splétaná vlákna posilují kompozit ve dvou směrech. Tkaná vlákna, používaná na kompozity, zvyšují houževnatost a působí proti postupování trhlin materiálem. Jejich použití je vhodné v případech, kdy neznáme směr zatížení nebo v místech, kde není prostor pro jednosměrná vlákna, např. v korunách zubů. Aplikace tkaných vláken dává materiálu ortotropní vlastnosti v rovině. Pokud jsou vlákna orientována náhodně jako u vláken koberce nebo nakrátko nakrájená, jsou mechanické vlastnosti stejné ve všech směrech. Takovým kompozitům se říká izotropní (trojrozměrné) [18].

Geometrické uspořádání vláken

- jednosměrně orientovaná vlákna (rovingy)- vlákna nekonečné délky bez krutů
- krátkovláknové kompozity- nesekaná vlákna spojená pryskyřicí
- splétaná- spřádání skelných přízí stejné jako u běžných textilií

Množství vláken výrazně ovlivňuje pevnost materiálu, často je uváděno v hmotnostních procentech. U ručního kladení vláken do dentální pryskyřice se objem obvykle pohybuje v rozmezí 5-15 %. Při použití řízených výrobních procesů se objem frakce v zubních FRC zvýší až na 45-65 % [18].



Obrázek 11: Dvousměrné tkané vláknové výztuže [17].



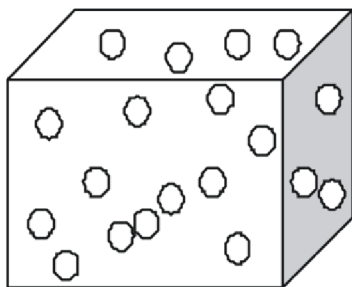
Obrázek 12: Základní typy splétaných, tkaných a jednosměrných vláknových výztuží [17].

3.6.4 Impregnace a adheze vláken

Předpokladem dobrých vlastností vláken je kvalitní impregnace. Ve správně naimpregnovaném materiálu by měla matriční pryskyřice přijít do kontaktu s celou plochou každého vlákna, aby bylo dosaženo dostatečné přilnavosti vláken k polymeru. S dobrou impregnací je kompozit optimálně vyztužen a může dojít k optimálnímu přenosu napětí z polymerní matrice na vlákno. Nesprávná kvalita impregnace způsobuje několik problémů při použití FRC, jelikož se zvyšuje sorpce vody, která vede ke snížení mechanických vlastností [18].

3.6.5 Částicové kompozity

Částicový kompozit je plněný materiál, kde maticí je většinou polymer a plnivem jsou dispergované anorganické částice. Velikost částic je v rozmezí 1 -20 μm . U částicových kompozitů nepřesahuje jeden rozměr plniva nad ostatními, tudíž jsou izotropní povahy. Výztuže pak mají tvar kulovitý, destičkovitý, tyčinkovitý i nepravidelný. Částicové kompozity jsou nejvíce využívány pro zvýšení tvrdosti, ořevzdornosti a odolnosti proti zvýšeným teplotám [15]. Částicové kompozity mohou mít matici na bázi termosetu nebo termoplastu, termoplastické matrice převládají.



Obrázek 13: Schéma částicového kompozitu.

Rozdělení částicových kompozitů podle charakteru matrice do tří skupin.

- s kovovou matricí
- s polymerní matricí
- s keramickou matricí

Kovové matrice se vyznačují výbornou tvárností a houževnatostí. Mezi hlavní představitele řadíme lehké slitiny hořčíku, hliníku, titanu. Pro teplotně náročné aplikace se používají slitiny niklu a v elektrotechnice zase stříbrné nebo měděné matrice [15].

Největší výhodou polymerních pryskyřic je jejich nízká hustota, která se uplatňuje hlavně v konstrukcích. Keramické matrice jsou tvrdé s nízkou hustotou a vynikající tepelnou odolností, ale v porovnání s ostatními dvěma jsou poměrně křehké.

Složky dentálního kompozitu:

- Organická pryskyřice
- Iniciační systém
- Inhibitory polymerace
- Plniva
- Pigmenty
- Barvicí a odstínové složky
- Inhibitory kazu
- Činitelé uvolňující fluoridy
- UV- absorbéry
- Stabilizátory
- Povrchově aktivní látky
- Zahušťovací činidla [2]

Plniva

Pro zlepšení vlastností kompozitů se využívá široká škála plniv. V praxi byl jako první naplněn MMA mletý křemenem. Přidávání plniva nabízí pět významných výhod:

1. Při polymeraci monomeru methylnmethakrylátu dochází ke značnému smrštění přibližně 21 obj. %. Při používání plniv je smrštění jen kolem 7 obj. %.

2. Monomery methylnmetakrylátu mají vysoký koeficient tepelné roztažnosti, přibližně 80 ppm/ °C. Tento koeficient se dá eliminovat přidáním keramického plniva, které má podobný koeficient roztažnosti jako zubní tkáň (8-10 ppm / °C).

3. Plnivy můžeme vylepšit mechanické vlastnosti jako je tvrdost a pevnost v tlaku.

4. Přidáním oxidů barya nebo stroncia do skelných vláken se zvýší radioopacita.

5. Plniva poskytují ideální způsob jak měnit barvu nebo průsvitnost [7].

Pigmenty

Pigmenty jsou přidávány do dentálních materiálů kvůli estetickým nárokům na požadovanou barevnost výplní, tj. barvu sousedních zubů. Pigmenty jsou anorganické sloučeniny různých druhů a směsí. Barvicí látky mohou být obsaženy v malém množství celkového složení asi 1 % [2].

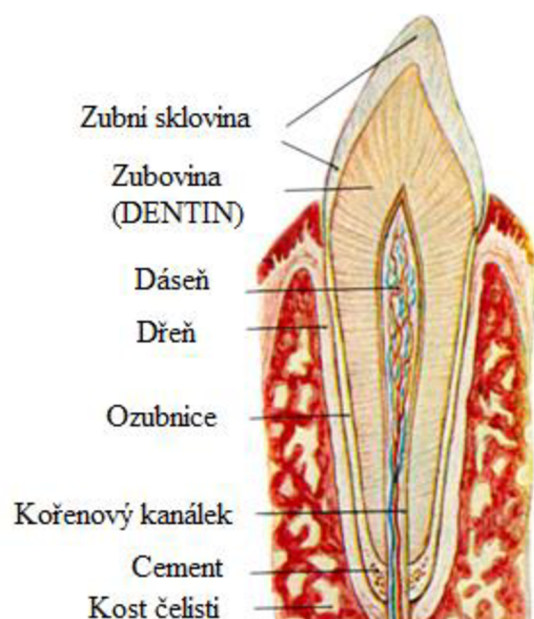
3.7 Struktura zubů

Jednotlivé složky zubu:

- sklovina (vnější tenká vrstva odvozená od ektodermu)
- dentin (silnější střední vrstva odvozená od mezodermu)
- vnitřní dřeň (pulpa)
- cement

Tabulka 5: Chemické složení zubů.

	odpovídající buňky	anorganické zastoupení (hydroxyapatitu: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)	organické zastoupení	voda
sklovina	ameloblast	96 %	4 %	< 1 %
dentin	odontoblast	65-70 %	20-25 %	19 %
cement	cementocyty cementoblasty	45-50 %	50-55 %	



Obrázek 14: Struktura předního zubu [19].

Sklovina je tvrdá vnější vrstva korunky zubů, která kryje a chrání níže umístěné části zubu. Je tvořena 96 % anorganickými sloučeninami. Dentin je porézní a citlivá směs organického kolagenu a anorganického hydroxyapatitu. V současné době se k tvorbě vazby mezi dentinem a adhezivem používají primery, které obsahují dvojfunkční sloučeniny. Tyto molekuly mají hydrofilní charakter na jednom konci a hydrofobní na ostatních. Hydrofilní část prosákne do vlhkého dentinu a hydrofobní konec se spojí s pryskyřicí.

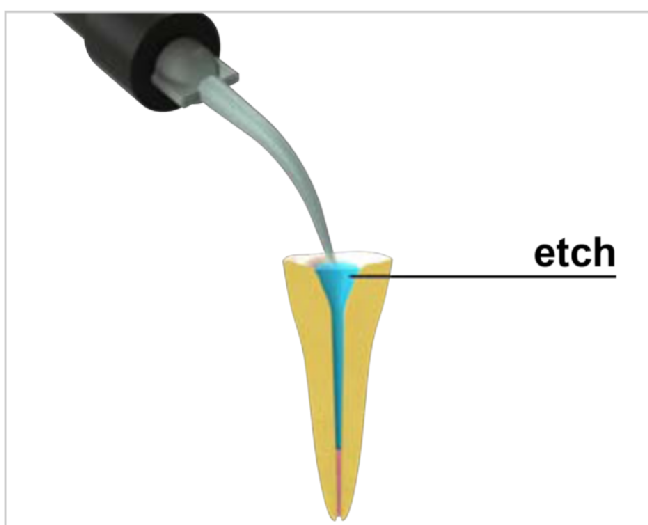
Ke kazu dochází na kostní tkáni (nejen zubní), která je napadena infekcí. Zubní kaz je poškození zubní skloviny bakteriemi žijícími v ústech. Zvýšené množství zubního plaku podporuje tvorbu těchto bakterií, které dekalcinují dentin [2].

3.8 Endodontické ošetření zubu

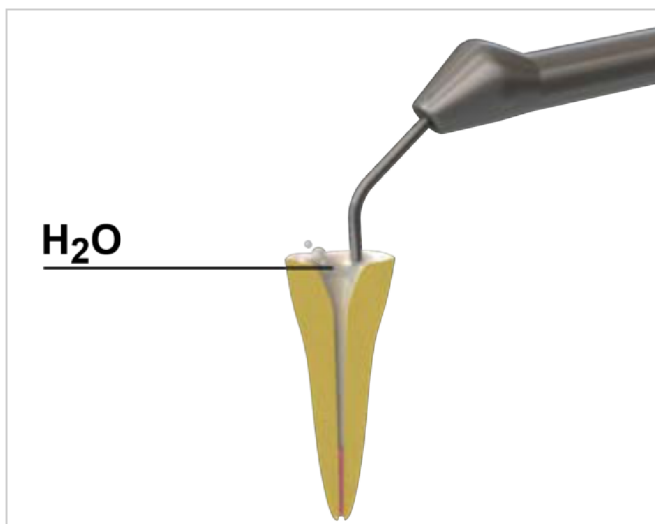
Cílem endodontického ošetření je zachránit odumřelý zub, či zub se zánětem zubního nervu. Nejprve je změřena délka kořenového kanálku rekonstruovaného zubu rentgenovým snímkem nebo pomocí měřicího přístroje – apexlokátoru. Dále se začne opracovávat a rozšiřovat zubní kanálek (Obrázek 15), ošetření se provádí pomocí speciálních nástrojů a technik. Po odstranění zánětem infikované tkáně se vnitřek zubu vydesinfikuje, aby nebyl dalším zdrojem šíření infekce do okolní zubní tkáně. Dále se povrch kanálku vyleptá kyselinou fosforečnou (Obrázek 16) a opláchne vodou. Následně se kořenový kanálek vyplní adhezivem a cementem (Obrázek 17) a zavádí se do něj FRC čep (Obrázek 18). Celý implantát se vytvrdí a zapečetí (Obrázek 20). Nakonec se vybuduje nová zubní korunka, která je spojena s kořenovým čepem (Obrázek 21) [20].



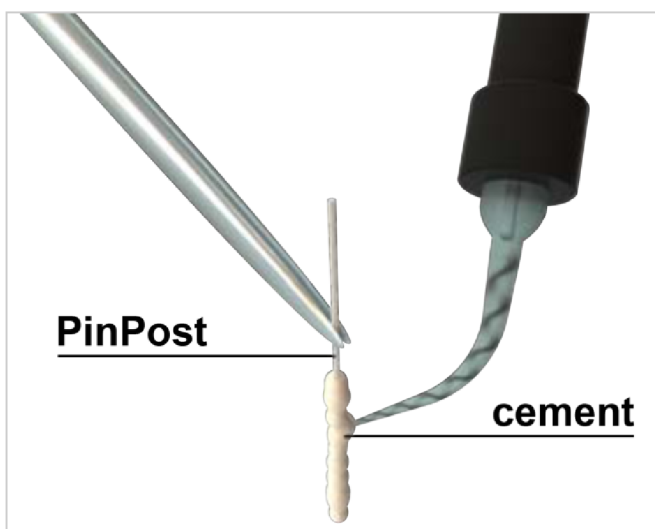
Obrázek 15: Opracování a rozšíření kořenového kanálku [21].



Obrázek 16: Leptání kořenového kanálku 37 % kyselinou fosforečnou po dobu 30 sekund [21].



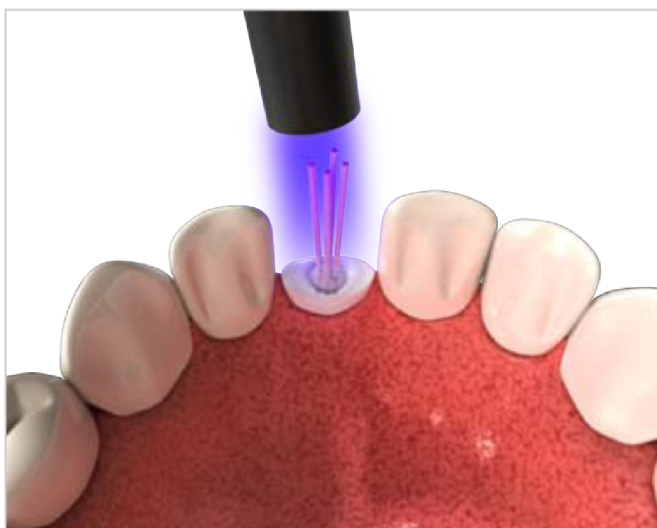
Obrázek 17: Oplachování vodou a nanesení adheziva a cementu do kořenového kanálku [21].



Obrázek 18: Nanesení cementu na vláknový čep před zavedením do kořenového kanálku [21].



Obrázek 19: Usazení jednotlivých vláknových čepů do kořenového kanálku, jejich počet závisí na jeho velikosti [21].



Obrázek 20: Vytvrzení matrice podle pokynů výrobce [21].



Obrázek 21: Nová zubní korunka nasazená na čepu [21].

3.9 Dentální čepy

Endodontické ošetření FRC čepu je nečastěji používáno při rekonstrukci poškozených zubů s rozsáhlou ztrátou zubní koronální struktury, která vzniká buď nadměrným opotřebením, nebo vytvořením rozsáhlého kazu. Hlavním cílem této léčby je nahradit a uchovat korunku nebo fixní zubní protézu materiálem s mechanickými vlastnostmi podobnými odoperovanému dentinu [18].

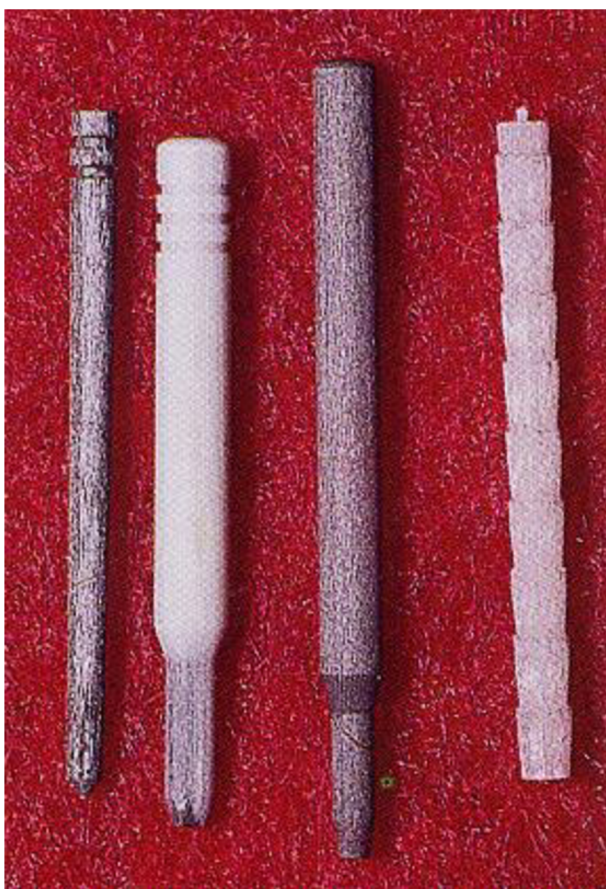
Endodontický čep je umístěn do kosti ve svislé poloze. Formy kořenových čepů mohou být hladké, závitové, texturované, duté a dále mohou obsahovat pevné nebo perforované části (Obrázek 23) [22].

Kořenová nástavba zubu je složena ze dvou částí: kořenové, která je ukotvena do kořene zubu, a korunkové, která napodobuje tvarem původní preparovaný zub. Kořenový čep zaujímá v horizontální rovině jednu třetinu původního kořene a sahá do dvou třetin jeho délky [23].

Nejčastější poruchy čepů se vyskytují v souvislosti s jeho umístěním do zubního kořene, který nebyl kvalitně ošetřen. Tím mohou nastat komplikace jako je krvácení z dásní umocněné špatnou ústní hygienou. Nedostatečná podpůrná síla, která na čep působí, je zapříčiněna slabým kořenem nebo špatným protetickým designem. Nakonec může dojít ke zlomení čepu i s korunkou a prasknutí zubního kořene [12].



Obrázek 22: FRC čepy se závitů a drážkami pro zvýšení mechanické adheze [24].



Obrázek 23: Dentální kořenové čepy z různých typů materiálů [17].

3.10 Kovové dentální čepy

Výhody kovových čepů

Hlavními parametry při výběru kovů a slitin pro biomedicínské aplikace jsou jejich biokompatibilní vhodné mechanické vlastnosti a odolnost proti korozi. Mají vysokou pevnost v tahu a malou únavovou pevnost v porovnání s keramikou a polymery [12].

Nevýhody kovových čepů

Tuhost tradičních kovových a keramických čepů je nevyhovující, protože představuje riziko zlomeniny kořene. Síly působící na čep se přenáší na okolní dentin v zubním kořenu a to vede k velkému zatížení kostí, jejich únavě a následnému vzniku mikroskopických trhlin, které mohou vést časem k makroskopickým zlomeninám kořene. Existují dva způsoby jak snížit napětí, které způsobuje únavové zlomeniny kořene.

Tradiční postup je založen na prodloužení vláknového čepu, ale tento způsob nejde v praxi vždy aplikovat. Současně využívaná metoda tzv. principu modulového vyrovnání využívá materiálů, které mají vhodnější biomechanické vlastnosti. Jako jsou dostatečná pevnost a flexibilita chování čepů uvnitř kořene [12].

3.11 Kompozitní polymerní dentální čepy

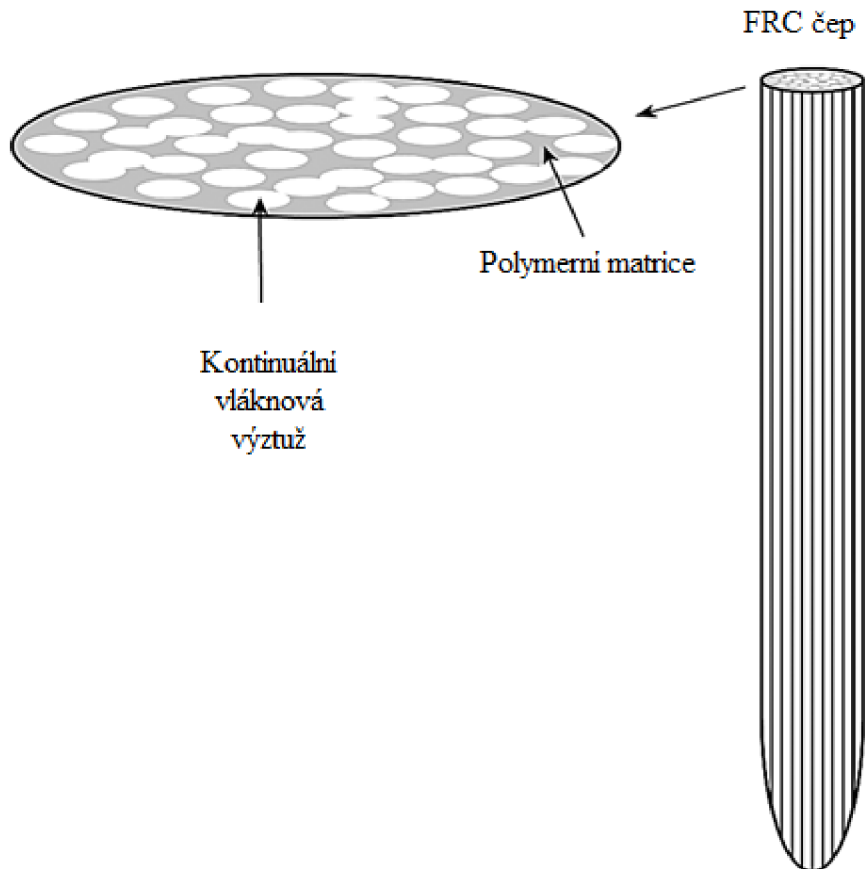
V průběhu devadesátých let se FRC čepy staly běžně používaným dentálním materiálem. FRC byl poprvé použit k zesílení akrylátových snímatelných náhrad. Dříve byly snímatelné protézy posíleny kovovými výztužemi s malým klinickým úspěchem. Kompozity složené z vláken s dimethakrylátovou pryskyřicí a částicovým plnivem se staly vhodným prvkem pro fixaci částečných zubních náhrad vyráběných přímo v ústech i mimo ně. Na začátku 1990 byly uvedeny na trh prefabrikované polymerní FRC čepy. Jedním z prvních FRC byl C-Post vyrobený ve Francii. Skládal se z uhlíkových vláken a epoxidové pryskyřice. Brzy se začala používat také skleněná. Místa spojení s fixačním cementem jsou navržena tak, aby okluzní síly byly rovnoměrně rozloženy na kořenový kanálek a tím zabránily zlomeninám zubního kořene. V současné době jsou vláknové výztuže vnímány jako dobré alternativy ke kovovým implantátům při endodontickém ošetření zubů [25].

FRC čepy jsou navrhovány tak, aby měly optimální mechanické vlastnosti pro danou aplikaci, tj. pevnost v ohybu, únavová pevnost a pevnost. FRC mají biomechanické přednosti oproti tradičním kovovým implantátům, například biokompatibilitu a estetické hledisko [18].

FRC čepy jsou složeny z pryskyřičné matrice, která je vyztužena různým typem vláken, například: uhlíková, skelná, křemenná, křemíková. Vlákenná výztuž je charakterizována délkou. Vlákna dávají celému materiálu pevnost a tuhost, zatímco polymerní matrice spojuje vlákna dohromady a tvoří kontinuální fázi kolem výztuže. Tato fáze přenáší zatížení do vlákna, které má vyšší modul pružnosti v ohybu než matrice, a zároveň ho chrání od vlhkosti ústního prostředí. FRC čep tvoří mechanicky homogenní komplex, v němž jsou žvýkací síly působící na kompozit přenášeny v dlouhé ose zubu. Při používání těchto čepů se minimalizuje tlak, který se přenáší na stěny kořene, a tak se zmenšuje nebezpečí prasknutí [26].

Kritickým místem je spojení zubů a stěn kořenových kanálků. Tento spoj by měl být takový, aby v něm při namáhání nedocházelo k vytlačení FRC vnějšími silami. Mezi aspekty ovlivňující zachování spoje patří délka kořenového kanálku, jeho velikost, tvar a typ fixačního cementu [5].

Pro zesílení pevnosti spoje se zvětšuje plocha povrchu. Nejběžnější metoda pro jeho zvětšení je leptání zubu kyselinou fosforečnou. Na takto upravený povrch se nanáší pryskyřičné matrice [2].



Obrázek 24: Schéma polymerního dentálního kompozitního čepu.

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

4.1 Používané materiály

- monomer Bis-GMA (Sigma-Aldrich)
- monomer TEGDMA (Sigma-Aldrich)
- monomer PEGDMA 800 (Sigma-Aldrich)
- camphorquinone (Sigma-Aldrich)
- N,N-dimethylaminoethylmethakrylát (Sigma-Aldrich)
- Dentapreg Flow (ADM, a.s.)
- Dentapreg C&B B2(ADM, a.s.)
- Dentapreg pryskyřice (ADM, a.s.)
- Dentapreg PINPost (ADM, a.s.)
- skelná vlákna 365-AA-750 TEX 665 (AGY, USA)
- Lukopren N 1 000 čirý (Lučební závody Kolín, ČR)
- Lukopren N 1 522 béžový (Lučební závody Kolín, ČR)

4.2 Příprava matrice

Monomer Bis-GMA byl zahřát na teplotu 60 °C pro snížení jeho viskozity a pro jeho snazší míchání. Poté byl k monomeru Bis-GMA v případě pryskyřice typu A přidán monomer TEGDMA v hmotnostním poměru 1:1, v případě pryskyřice typu B byl přidán monomer PEGDMA o molekulové hmotnosti 800 také v hmotnostním poměru 1:1. Směsi těchto monomerů byly míchány po dobu 30 minut při teplotě 60 °C. Po této době byl ke směsím přidán iniciační systém pro fotochemickou polymeraci, což bylo 0,5 hm. % camphorquinone a 0,5 hm. % N, N-dimethylaminoethylmethakrylátu. Směsi byly míchány ještě dalších 15 minut při teplotě 60 °C.

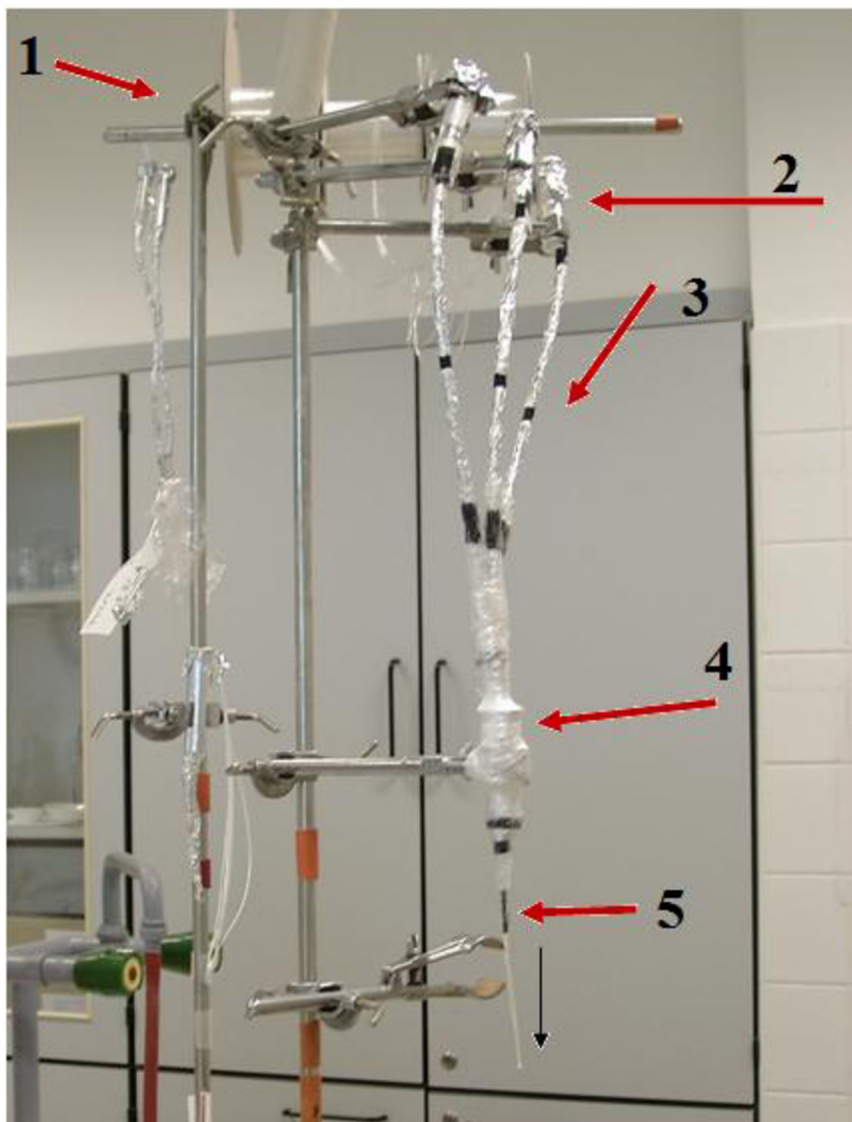
4.3 Příprava modelu FRC dentálního čepu

Ve vláknovém kompozitu byla jako matrice použita pryskyřice Dentapreg. Model FRC čepu obsahoval kontinuální jednosměrně orientovaná skelná vlákna typu 365-AA-750 TEX 665. Z připraveného vláknového kompozitu byly nařezáním připraveny FRC čepy, které měly tvar tyčinek o délce 5 centimetrů a kruhový průřez o průměru 1,7 mm. Celkový obsah skelných vláken připraveného vláknového kompozitu byl teoreticky vypočítán na 38 obj. %. Cílem bylo vyrobit vláknový kompozit o podobném objemu skelných vláken jako má komerční čep PINPost, který má obsah vláken také 38 obj. % (tento údaj uvádí výrobce).

Celý vláknový kompozit byl připraven v laboratorním měřítku pultruzní technikou znázorněnou na obrázku (Obrázek 25) a výrobní postup byl následující.

1. Skelná vlákna byla připevněna v zásobníku, kde byla zavěšena na cívkách v horizontální poloze na držáku stojanu. Byly použity tři svazky.
2. Každý svazek skelných vláken byl vtažen do matriční lázně, kde jsou naimpregnována komerční pryskyřicí Dentapreg.
3. Naimpregnované svazky vláken putovaly třemi kapilárami z polyetylenu o průměru 2 mm.
4. V tomto místě se všechny tři svazky vláken spojily do jednoho celku vtažením do injekční stříkačky o vnitřním průměru 1,7 mm.

5. Po vytvarování do kruhového průřezu byla pryskyřice Dentapreg polymerována ruční lampou vyzařující světlo o vlnové délce 460 nm.
6. Kонтинуální pohyb celé soustavy zajišťovalo závaží na konci vytahovaného vláknového kompozitu.



Obrázek 25: Aparatura na přípravu vláknového kompozitu.

4.4 Příprava vzorků FRC na vytrhávací test

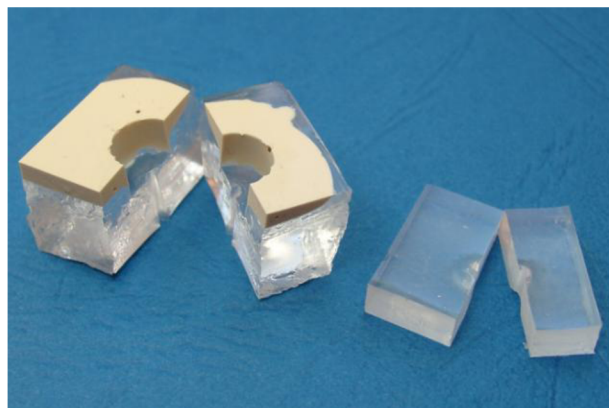
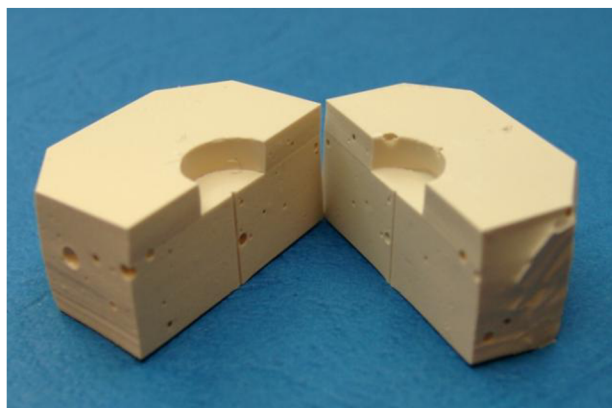
Nejprve byly připraveny kaučukové formy z Lukoprenu v požadovaném tvaru (Obrázek 26). Následně byla FRC tyčinka o délce 50 mm dána do otvoru v kaučukové formě (Obrázek 27 vpravo). Nevytvrzená matrice byla umístěna do prostoru kolem FRC tyčinky tak, aby se vytvořil prstenec z daného materiálu o průměru 8 mm a FRC tyčinka jím byla obklopena (Obrázek 27 vlevo). Kaučuková forma byla přikryta průhledným krytem z Lukoprenu na odstranění nadbytku pryskyřice a na zarovnání horní plochy prstence (Obrázek 28 vlevo). Takto připravený vzorek byl vytvrzen světlem vlnové délky 460 nm ve vytvrzovací komoře po dobu 2 minut.

Výroba byla totožná pro oba typy vzorků, jak pro vzorky s průměrem 0,45 mm, tak i pro vzorky s průměrem 1,7 mm. Celkem bylo připraveno 50 vzorků, které byly rozděleny na 10 sérií znázorněných v tabulce (Tabulka 6). Součástí studie bylo také zkoumání vlivu hydrolytické stability na mechanické vlastnosti vzorků. Testu na hydrolytickou stabilitu byly podrobeny vzorky ze 4., 8. a 10. série, které byly ponechány 5 dnů ve vodě při teplotě 100 °C.

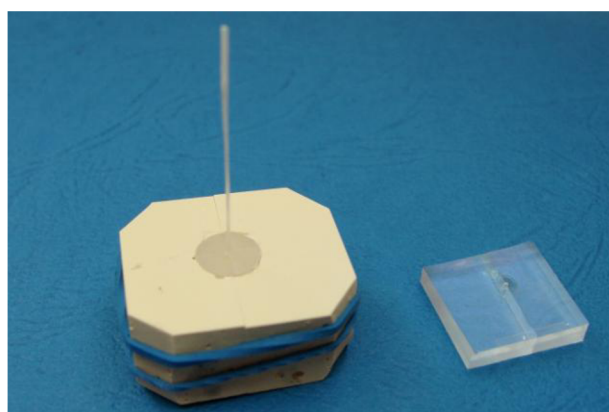
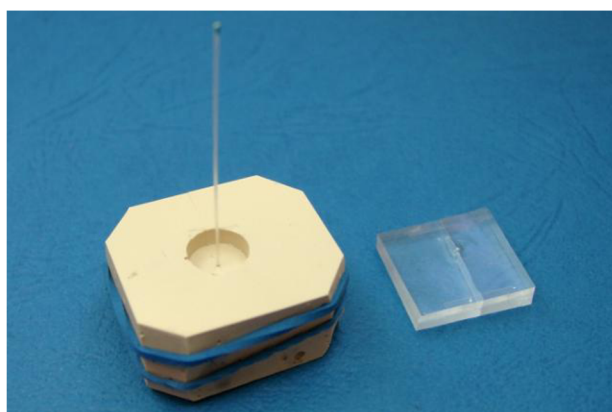
Tabulka 6: Složení vzorků a rozdělení do jednotlivých sérií.

průměr vláknového kompozitu v mm			
0,45		1,7	
číslo série	použitá matrice	číslo série	použitá matrice
1	pryskyřice A	5	pryskyřice A
2	pryskyřice B	6	pryskyřice B
3	Dentapreg C&B	7	Dentapreg C&B
4	Dentapreg C&B *	8	Dentapreg C&B *
9	Dentapreg Flow		
10	Dentapreg Flow *		

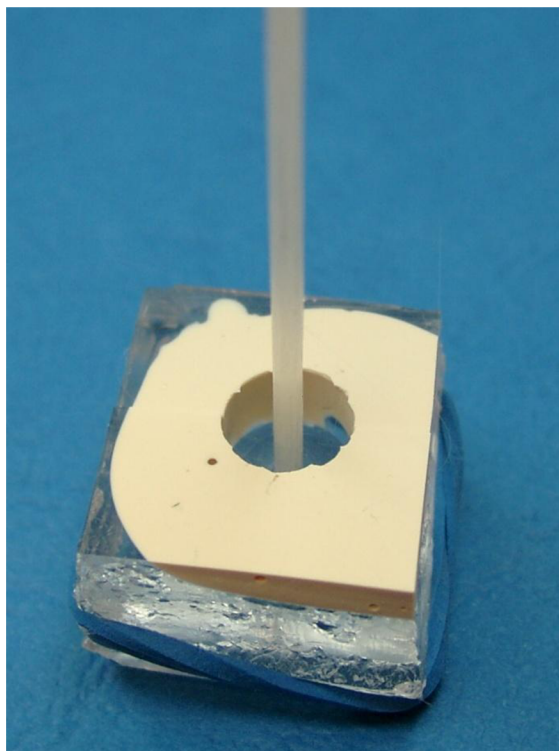
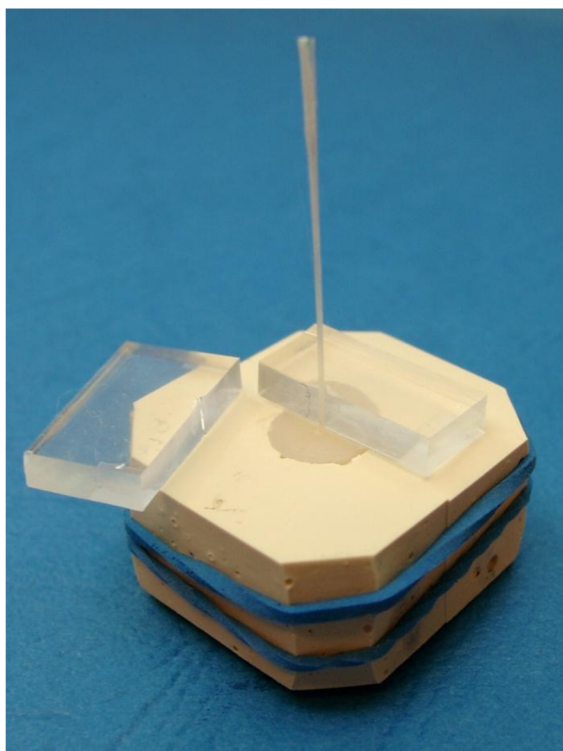
*Vzorky podrobené hydrolytické stabilitě.



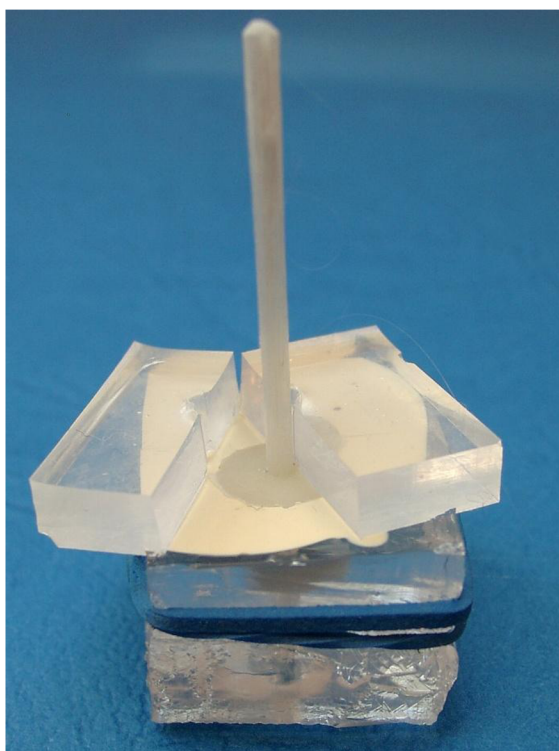
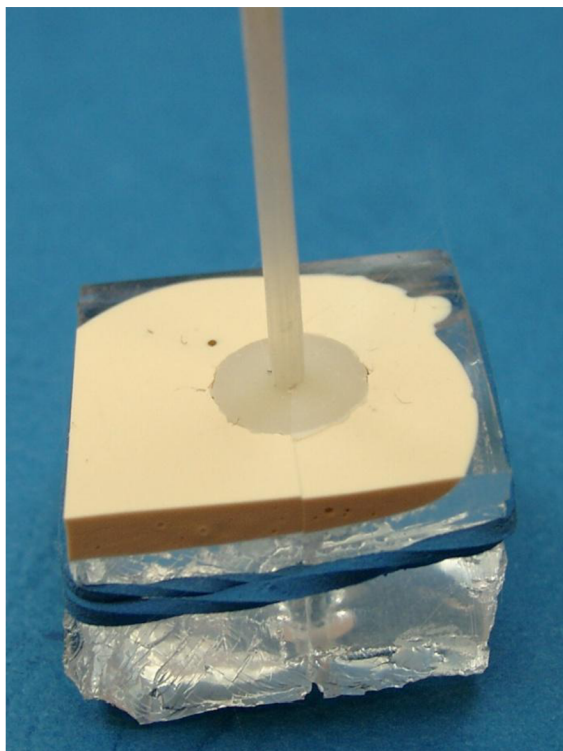
Obrázek 26: Kaučuková forma pro výrobu vzorku o průměru 0,45 mm vpravo, kaučuková forma pro výrobu vzorku o průměru 1,7 mm s ochranným krytem z Lukoprenu vlevo.



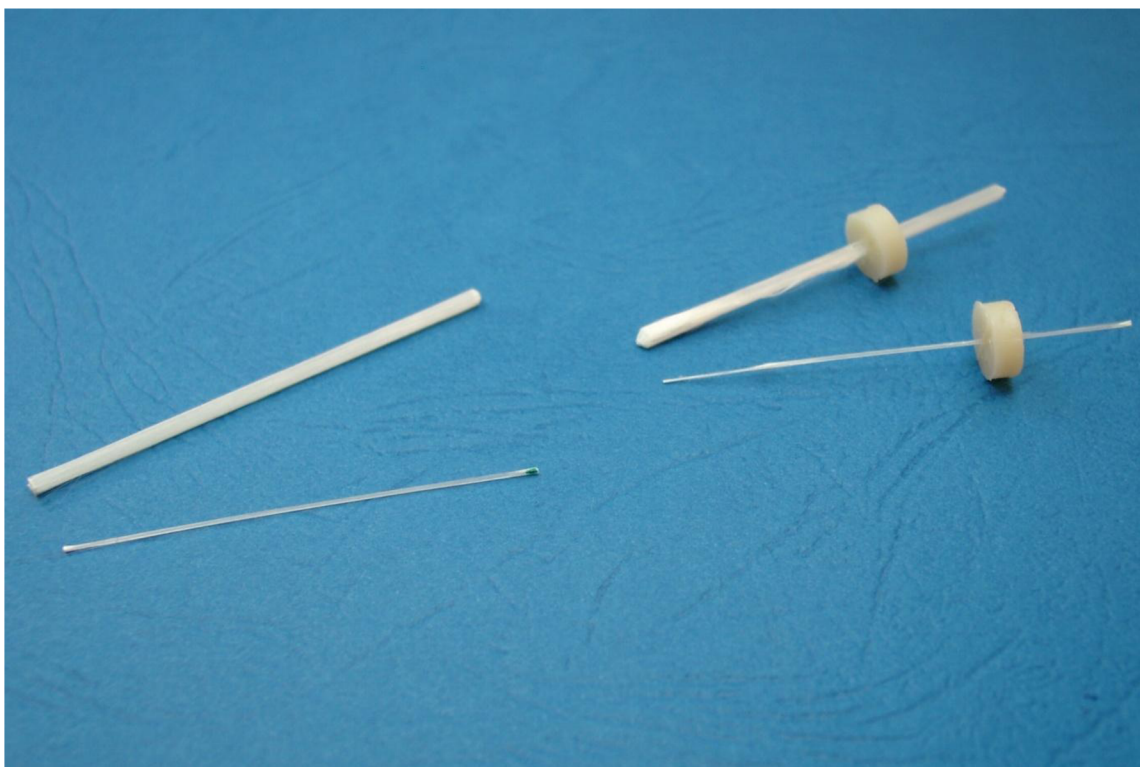
Obrázek 27: Vpravo vláknový kompozit o průměru 0,45 mm vložený do kaučukové formy. Vlevo vláknový kompozit 0,45 mm obalený částicovým kompozitem.



Obrázek 28: Vlevo připravený vzorek s vláknovým kompozitem o průměru 0,45 mm na vytvrzení. Vpravo kaučuková forma na přípravu vzorku s vláknovým kompozitem o průměru 1,7 mm.



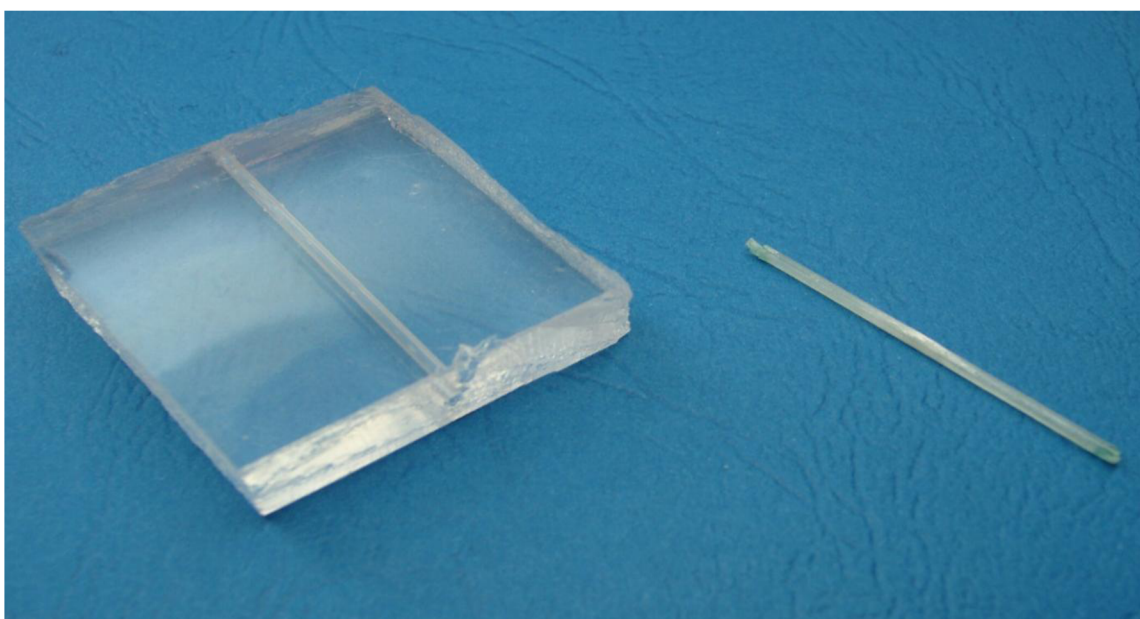
Obrázek 29: Vlevo vzorek s vláknovým kompozitem o průměru 1,7 mm obalený matricí. Vpravo připravený vzorek s vláknovým kompozitem o průměru 1,7 mm na vytvrzení.



Obrázek 30: Ukázka vláknových kompozitů o různých průměrech a hotových vzorků obou typů (průměrem 0,45 mm 1,7 mm).

4.5 Příprava vzorků FRC na ohybový test

Do kaučukové formy o průměru 1,7 mm a délce 40 mm byla nejprve umístěna matrice, do které byly postupně vkládány jednotlivé PINPosty o průměru 0,45 mm a délce 40 mm (Obrázek 31). Takto připravený vzorek byl vytvrzován nejprve ruční lampou po dobu 30 sekund a následně 2 minuty ve vytvrzovací komoře světlem o vlnové délce 460 nm. Poté byl vzorek vyjmut a očištěn acetonem.

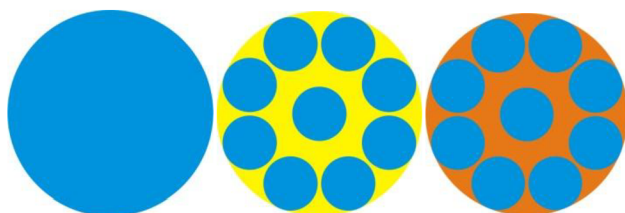


Obrázek 31: Kaučuková forma pro výrobu vzorků na ohybový test a hotový vzorek na ohybový test.

Celkem bylo připraveno 35 vzorků, které byly rozděleny na 7 sérií. Vzorky 1. série obsahovaly 38 obj. % skelných vláken a byly vyrobeny laboratorně z komerčních skelných vláken a pryskyřice Dentapreg. Vzorky 2. a 3. série byly maximálně vyplněny komerčními PINPosty a pryskyřicí Dentapreg nebo částicovým kompozitem Dentapreg Flow, obsah skelných vláken v těchto vzorcích byl 24 obj. %. Schéma rozložení vláken ve vzorku 2. a 3. série je na obrázku (Obrázek 32). U vzorků 4. a 5. série byly také použity jako matrice pryskyřice Dentapreg nebo částicového kompozitu Dentapreg Flow, ale byly vyztuženy jedním PINPost kompozitem. 6. a 7. série obsahovala jen pryskyřici Dentapreg nebo částicový kompozit Dentapreg Flow. Přesné složení vzorků je shrnuto v tabulce (Tabulka 7).

Tabulka 7: Složení vzorků a rozdělení do jednotlivých sérií.

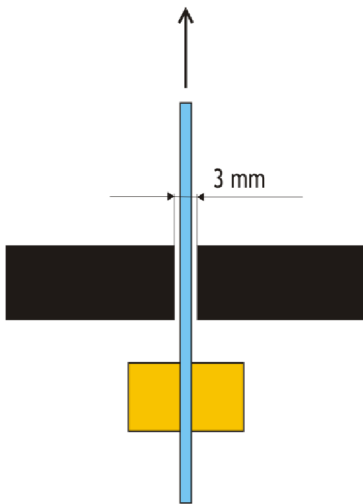
číslo série	matrice	výztuž
1	pryskyřice Dentapreg	skelná vlákna AGY
2	pryskyřice Dentapreg	9*0,45 PINPost
3	Dentapreg Flow	9*0,45 PINPost
4	pryskyřice Dentapreg	1*0,45 PINPost
5	Dentapreg Flow	1*0,45 PINPost
6	pryskyřice Dentapreg	bez výztuže
7	Dentapreg Flow	bez výztuže



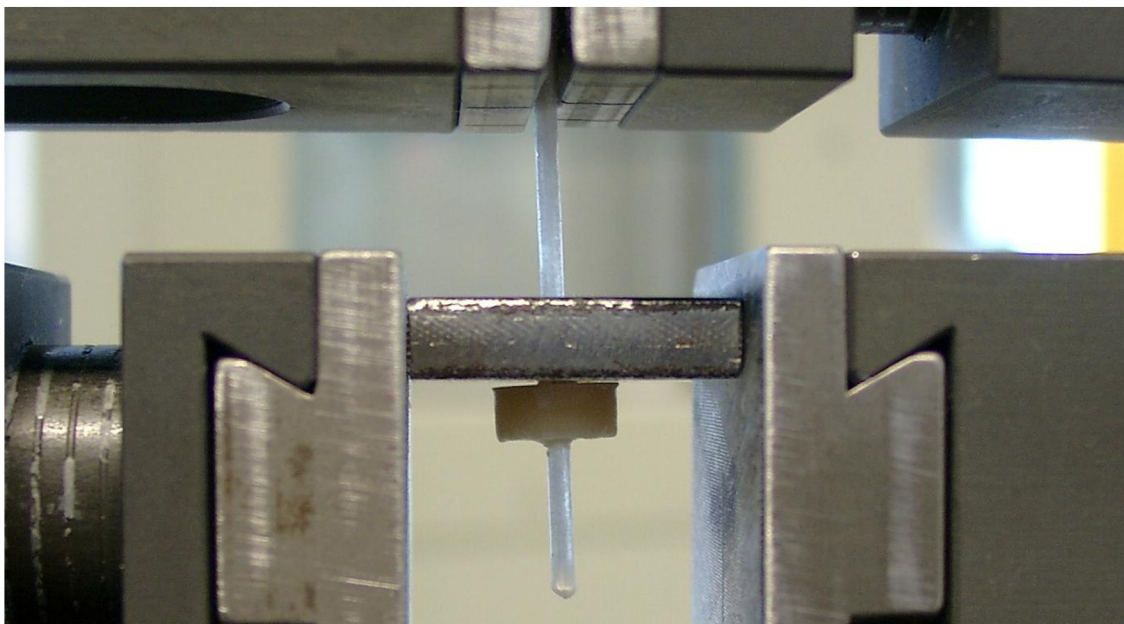
Obrázek 32: Schéma rozložení skelných vláken ve vzorcích. Vlevo schéma vzorku 1. série, uprostřed a vpravo schéma uspořádání vláken ve vzorcích 2. a 3. série (barvou znázorněny vláknové kompozity).

4.6 Měření pevnosti adhezního spoje

Smyková pevnost adhezního spoje mezi vláknovým kompozitem a materiálem, ze kterého byl vyroben prstenec, byla měřena pomocí metody založené na modifikaci vytrhávacího testu (pull out testu), používaného pro měření adheze mezi jedním vláknem vyztuženým čepem a matricí. Měření byla prováděna za použití univerzálního testovacího přístroje Zwick Z010 při laboratorních podmínkách. Na měření byly použity speciální čelisti - průměr díry, kterou byl protáhnut FRC čep byl 3 mm (Obrázek 34). Rychlost měření byla 1 mm za minutu a test byl ukončen po poklesnutí měřené síly na 50 % z maxima dosažené síly [4].



Obrázek 33: Schéma uspořádání vytrhávacího testu.



Obrázek 34: Detail uchycení vzorku ve speciálních čelistech testovacího stroje.

Vytrhávací test je jednou z mnoha metod používaných k určení vlastností rozhraní mezi vláknem a matricí. Jeho podstatou je, že jedno vlákno nebo kompozitní tyčinka je vytrhávána z okolní matrice a je zaznamenáván vztah mezi působící silou a posunutím a maximální silou. Tento vztah je závislý na ploše adhezního spoje [4].

Na pozorování morfologie lomu byl použit SEM.

4.7 Měření ohybových vlastností

Ohybové vlastnosti připravených vzorků byly měřeny třibodým ohybem. Při třibodové zkoušce je zkušební těleso podepřeno dvěma podpěrami a konstantní rychlostí zatěžováno trnem působícím uprostřed rozpětí podpěr. Ohybová zkouška umožňuje stanovit modul pružnosti a pevnost materiálu, u kterého to nelze přesně určit z tahové zkoušky. Měření byla prováděna za použití univerzálního testovacího přístroje Zwick Z010 při laboratorních podmínkách. Rychlost měření byla 2 mm za minutu a test probíhal do lomu vzorku [27]. Dále

byly vzorky testovány na instrumentovaném rázovém kladivu Resil Impact Junior (Ceast) rychlostí 1 m za sekundu a celý test byl snímán vysokorychlostní kamerou i-Speed 3 (Olympus). Rychlost snímání kamery byla 20 000 snímků za sekundu.

4.8 Zpracování naměřených dat

Průměrná smyková pevnost adhezního spoje byla počítána za použití následující rovnice:

$$\tau_a = \frac{F_{max}}{\pi \cdot d \cdot l}, \quad (5)$$

kde τ_a je smyková pevnost vazby, F_{max} je působící síla, při níž dojde k prasknutí, d je průměr FRC tyčinky a l je délka adhezního spoje.

Pevnost v ohybu pro kruhový průřez v MPa byla počítána podle následující rovnice:

$$\sigma = \frac{8 \cdot F_{max} \cdot L}{\pi \cdot d^3} \quad (6)$$

Modul pružnosti v ohybu pro kruhový průřez v MPa byl počítán podle rovnice v oblasti deformací ε 0,0005 až 0,0025:

$$E = \frac{4 \cdot F \cdot L^3}{3 \cdot \pi \cdot d^4 \cdot y} \quad (7)$$

Deformace ohybem pro kruhový průřez byla počítána podle rovnice:

$$\varepsilon = \frac{6 \cdot d \cdot y}{L^2}, \quad (8)$$

kde F_{max} je maximální síla v N, F je síla v N, L je rozpětí podpěr v mm, d je průměr FRC tyčinky v mm, y_{max} je maximální průhyb v mm, y je průhyb v mm, ε je deformace.

5 VÝSLEDKY A DISKUZE

5.1 Výsledky testů pevnosti adhezního spoje

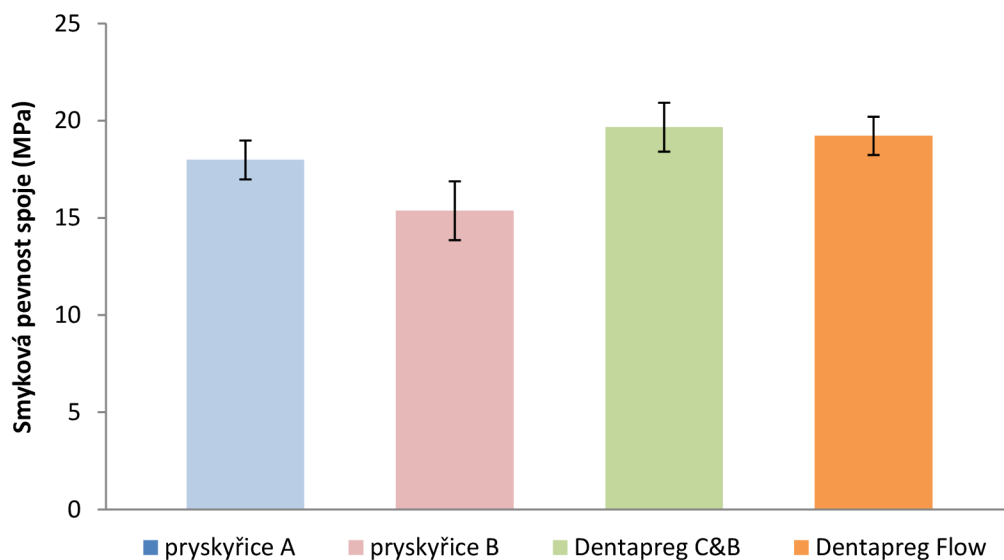
Smyková pevnost adhezního spoje byla měřena pomocí metody založené na modifikaci vytrhávacího testu. Celkem bylo změřeno 10 sérií vzorků, které se od sebe lišily průměrem vláknového kompozitu a použitým druhem materiálu prstence. V tabulce (Tabulka 8) jsou uvedeny průměrné hodnoty smykové pevnosti adhezního spoje pro jednotlivé série a vzorky. Každá sada obsahovala 5 vzorků, hodnota smykové pevnosti adhezního spoje byla tedy počítána jako průměr z pěti hodnot a pro každou sérii i pro každý typ vzorku byla spočítána průměrná odchylka.

Porovnání hodnot průměrné smykové pevnosti adhezního spoje bylo pro různé průměry vláknových kompozitů graficky znázorněno v grafu (Obrázek 38). Závislost hodnot průměrné smykové pevnosti adhezního spoje pro průměr FRC 0,45 mm na druhu materiálu prstence byla znázorněna na následujícím grafu (Obrázek 35) a závislost FRC o průměru 1,7 mm byla uvedena v grafu (Obrázek 36). Vliv hydrolytické stability na pevnost adhezního spoje byl zobrazen v grafu (Obrázek 37).

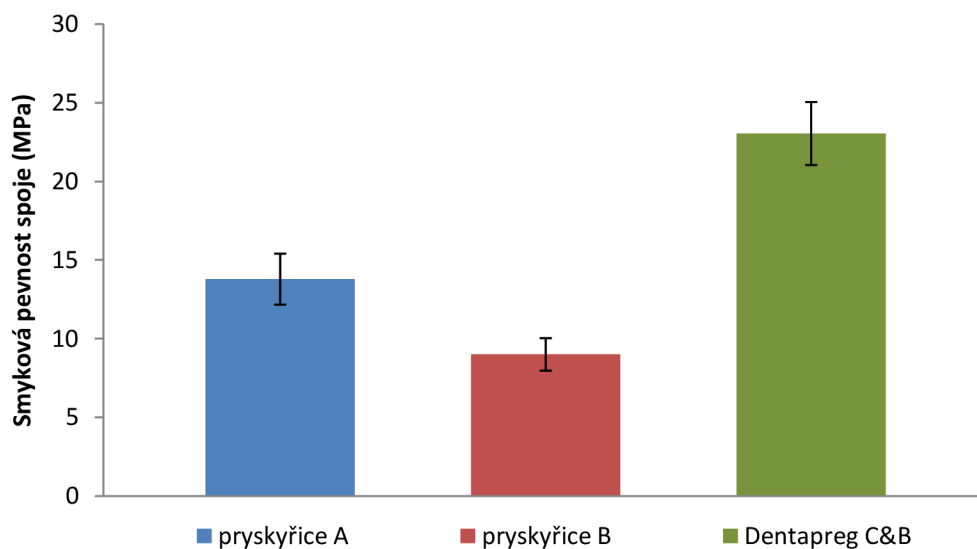
Tabulka 8: Hodnoty průměrné smykové adhezní pevnosti spoje.

číslo série	materiál matrice	pevnost [MPa]
1	pryskyřice A	18,0 ± 2,1
2	pryskyřice B	15,4 ± 1,5
3	Dentapreg C&B	19,7 ± 1,3
4	Dentapreg C&B *	18,3 ± 1,7
9	Dentapreg Flow	19,2 ± 1,0
10	Dentapreg Flow *	17,3 ± 0,9
5	pryskyřice A	13,8 ± 1,6
6	pryskyřice B	9,0 ± 1,0
7	Dentapreg C&B	23,0 ± 2,0
8	Dentapreg C&B *	17,2 ± 0,6

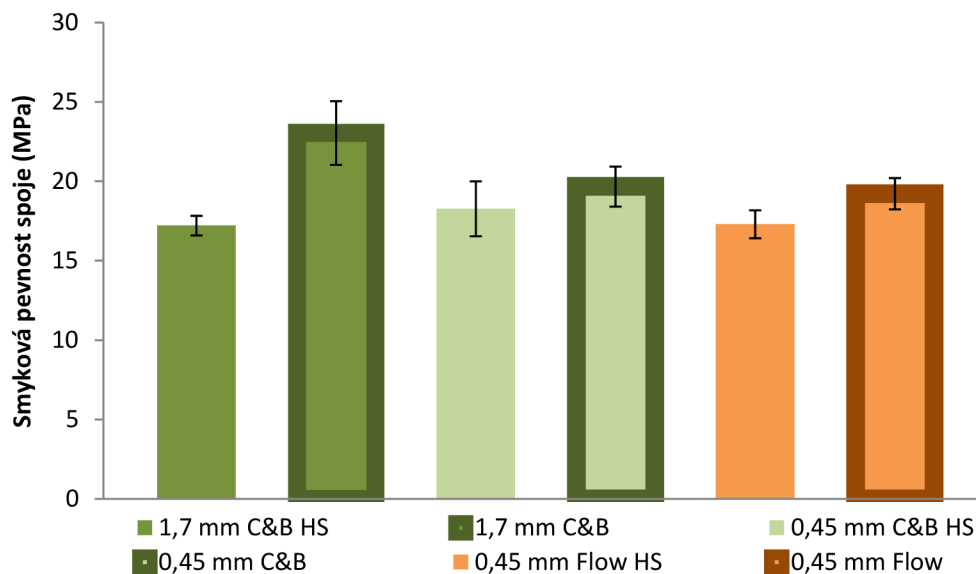
*Vzorky podrobené hydrolytické stabilitě.



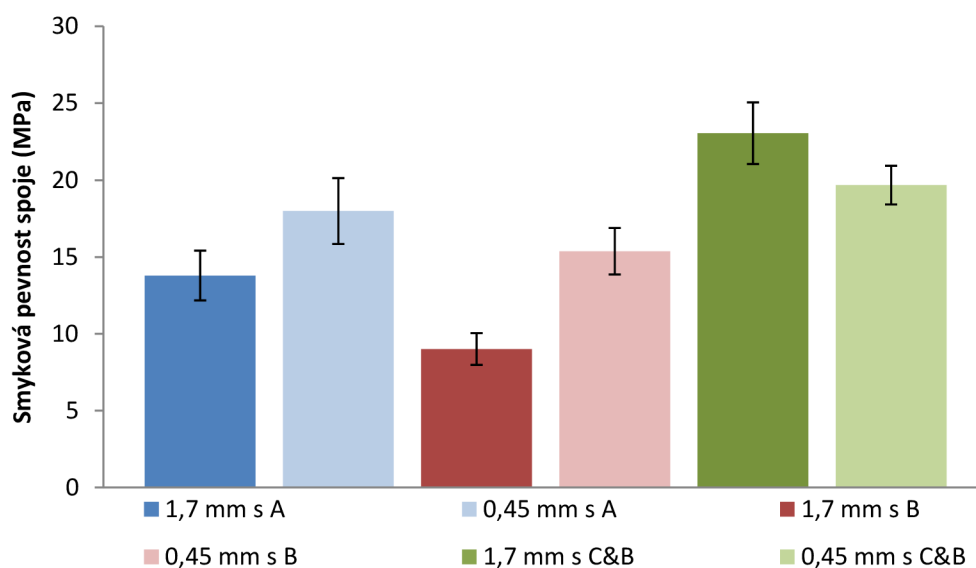
Obrázek 35: Graf závislosti smykové pevnosti adhezního spoje na použitém materiálu prstence pro vzorky s vláknovým kompozitem o průměru 0,45 mm.



Obrázek 36: Graf závislosti smykové pevnosti adhezního spoje na použitém materiálu prstence pro vzorky s vláknovým kompozitem o průměru 1,7 mm.



Obrázek 37: Graf smykové pevnosti adhezního spoje porovnávající série vzorků nevystavených a vystavených testu na hydrolytickou stabilitu.



Obrázek 38: Graf porovnávající závislosti smykové pevnosti adhezního spoje na průměru použitého vláknového kompozitu.

5.1.1 Vliv materiálu prstence na pevnost adhezního spoje pro průměr 0,45 mm

Získané hodnoty smykové pevnosti spoje byly nejnižší u pryskyřice B, která má obecně nižší pevnost, proto se lom šířil na rozhraní prstence a FRC, ale částečně zabíhal i do prstence, jak je patrné ze snímku (Obrázek 40). U vzorků z 3. série docházelo ke špatnému smáčení povrchu FRC kvůli vyšší viskozitě materiálu prstence. Lom se u těchto vzorků nacházel na rozhraní obou materiálů, což potvrzují snímky ze SEM mikroskopu (Obrázek 41). Pevnost vzorků 3. série v porovnání se vzorky 9. série byla o něco vyšší, protože samotný materiál, ze kterého byl vyroben prstenec, byl houževnatější a méně křehký. Vyšší pevnost adhezního spoje u vzorků 1. a 9. série byla zapříčiněna nejspíše lepší adhezí díky nižší viskozitě

nevytvrzeného materiálu. Lom adhezního spoje směřoval výrazně do FRC, což bylo vidět na snímcích ze SEM (Obrázek 39 a Obrázek 42).

5.1.2 Vliv materiálu prstence na pevnost adhezního spoje pro průměr 1,7 mm

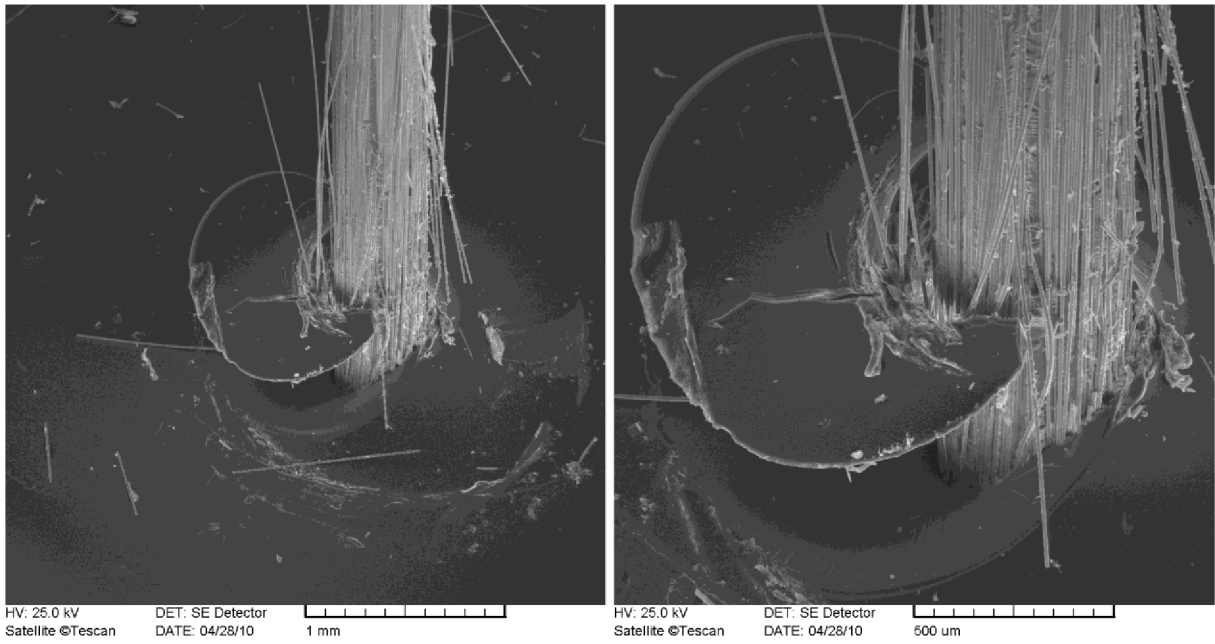
V této skupině vzorků byl použit FRC vyrobený laboratorně, kde mohlo dojít k nedokonalému prosycení všech vláken a navíc na povrchu vláknového kompozitu mohla být vrstva s minimálním obsahem vláken. U těchto sérií vzorků byla smyková pevnost spoje více ovlivněna použitým materiálem na prstence než u předchozích sérií. Nejnižší pevnost měla opět pryskyřice B díky své nižší pevnosti, proto směřoval lom spoje spíše do FRC, jak bylo patrné ze snímků z mikroskopu (Obrázek 44). O něco vyšší pevnost díky vyšší houževnatosti materiálu prstence měly vzorky z 5. série, a proto lom postupoval více do prstence, což bylo vidět na obrázku (Obrázek 43). Nejvyšší pevnost vykazovali vzorky 7. série, a to nejspíše také kvůli použitému materiálu na prstencem, kterým byl komerční částicový kompozit Dentapreg C&B. Částicový kompozit má řádově vyšší pevnost a modul pružnosti ve srovnání s čistou pryskyřicí. U vzorků této série postupoval lom nejvíce do prstencem, jak bylo vidět na obrázku (Obrázek 45).

5.1.3 Vliv hydrolytické stability na pevnost adhezního spoje

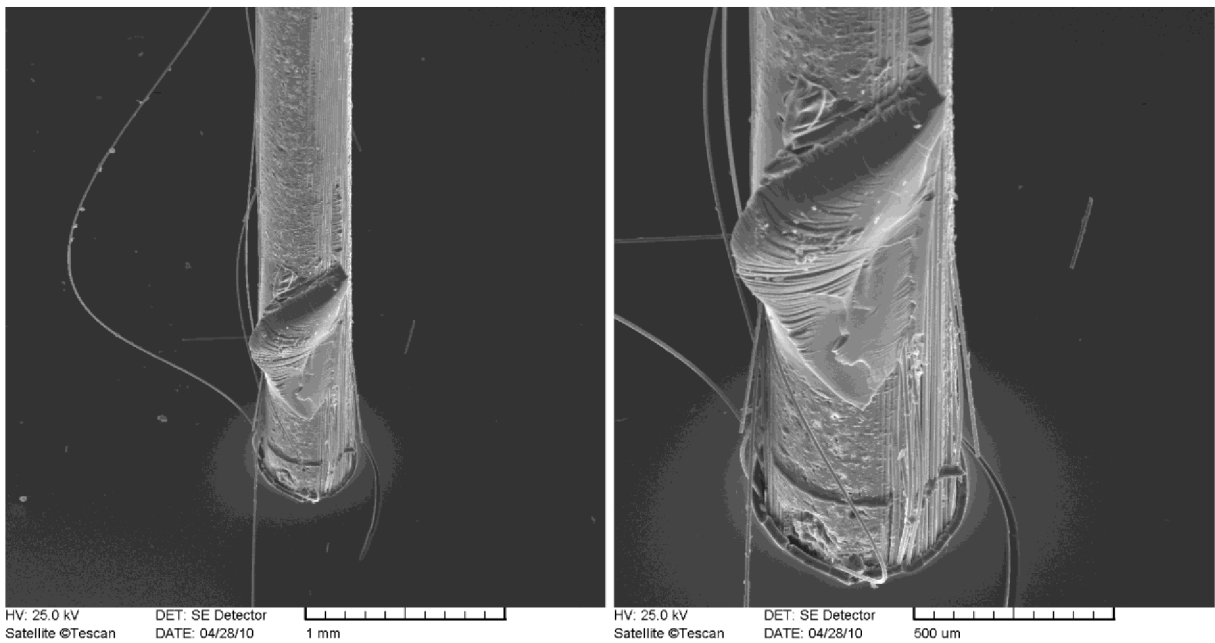
Testům na hydrolytickou stabilitu byly podrobeny série vzorků s komerčními materiály. Hodnoty smykové pevnosti u vzorků vystavených podmínkám zkoumání hydrolytické stability nebyly výrazně nižší ve srovnání se vzorky nepodrobených testů hydrolytické stability. U vzorků s větším průměrem FRC se hodnoty lišily více, což mohlo být způsobeno větší plochou smáčení, kde se může vyskytovat více defektů. Špatné smáčení povrchu FRC materiálem Dentapreg C&B je zapříčiněno jeho vysokou viskozitou. Nepříliš rozdílné hodnoty mohly být také zapříčiněny krátkou dobou, kdy byly vzorky ve vodě o teplotě 100 °C.

5.1.4 Vliv průměru FRC na pevnost adhezního spoje

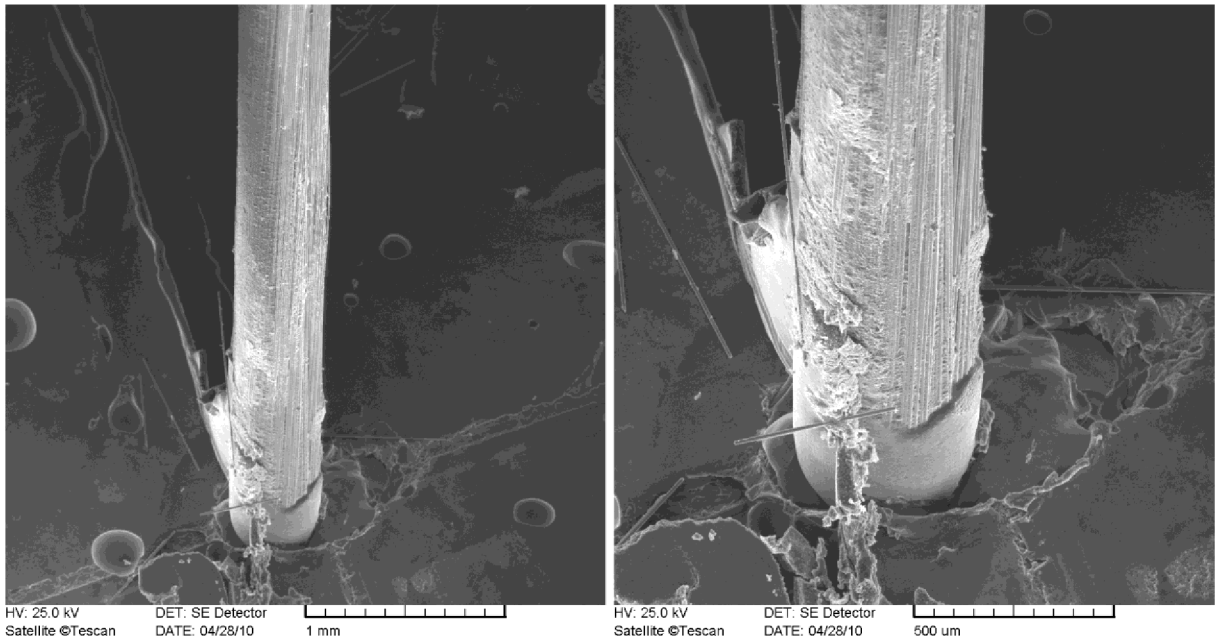
Hodnoty adheze pro FRC o průměru 0,45 mm byly s laboratorně připravenými pryskyřicemi A a B vyšší než u průměru FRC 1,7 mm. U komerčního materiálu Dentapreg C&B byly hodnoty pro FRC o průměru 0,45 mm nižší než u FRC o průměru 1,7 mm. Rozdílné výsledky mohly být způsobeny různým množstvím materiálu v prstenci kolem FRC (průměr prstence byl konstantní). U průměru FRC 0,45 mm bylo v prstenci více materiálu než u FRC o průměru 1,7 mm. Měřené hodnoty mohly být ovlivněny také tím, že při testování všech vzorků byly použity stejné čelisti s dírou o průměru 3 mm pro oba typy FRC, jak pro průměr 0,45 mm, tak i pro průměr 1,7 mm. Při testování mohlo dojít k rozdílnému rozložení napětí ve vzorcích a vzniku koncentrací napětí. Pro budoucí měření by bylo vhodnější zhotovit čelisti, ve kterých by byl zachován poměr mezi průměrem FRC a průměrem díry v čelisti.



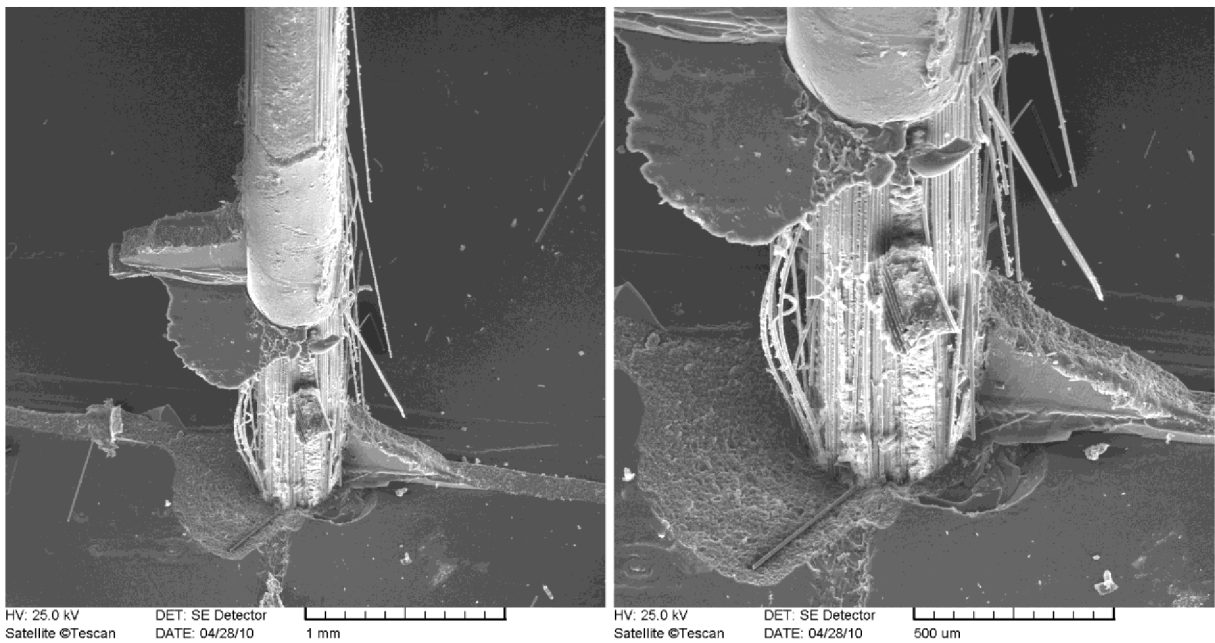
Obrázek 39: SEM snímky zobrazující vzorek 1. série – FRC 0,45 mm s pryskyřicí A (zvětšení vlevo 100x a vpravo 200x).



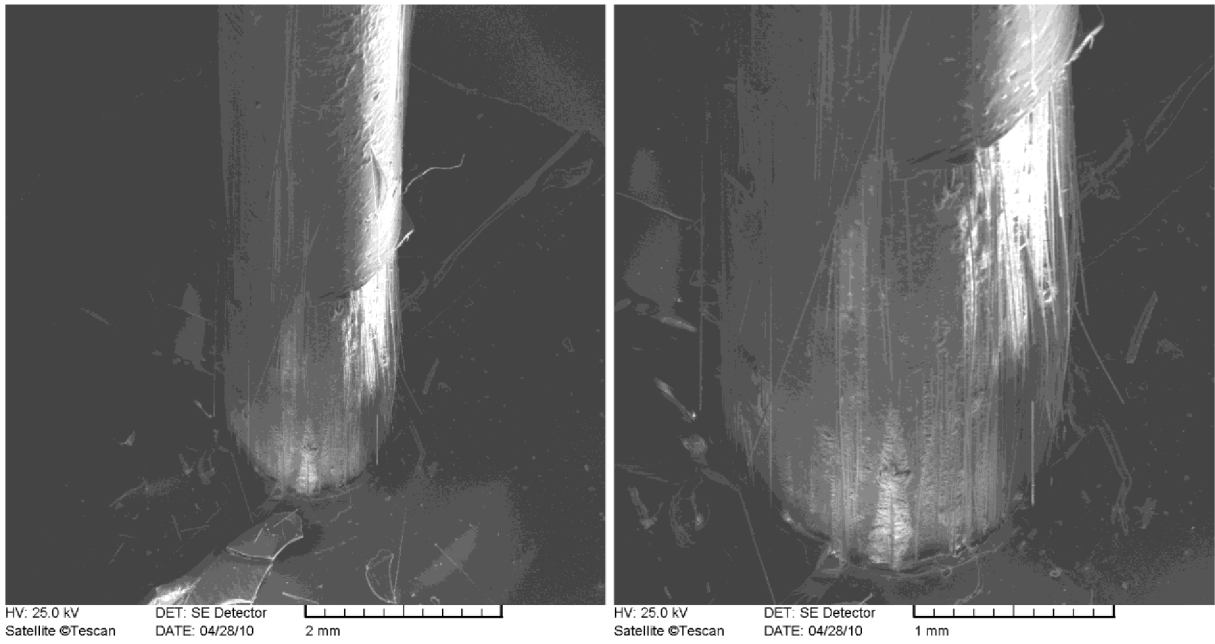
Obrázek 40: SEM snímky zobrazující vzorek 2. série – FRC 0,45 mm s pryskyřicí B (zvětšení vlevo 100x a vpravo 200x).



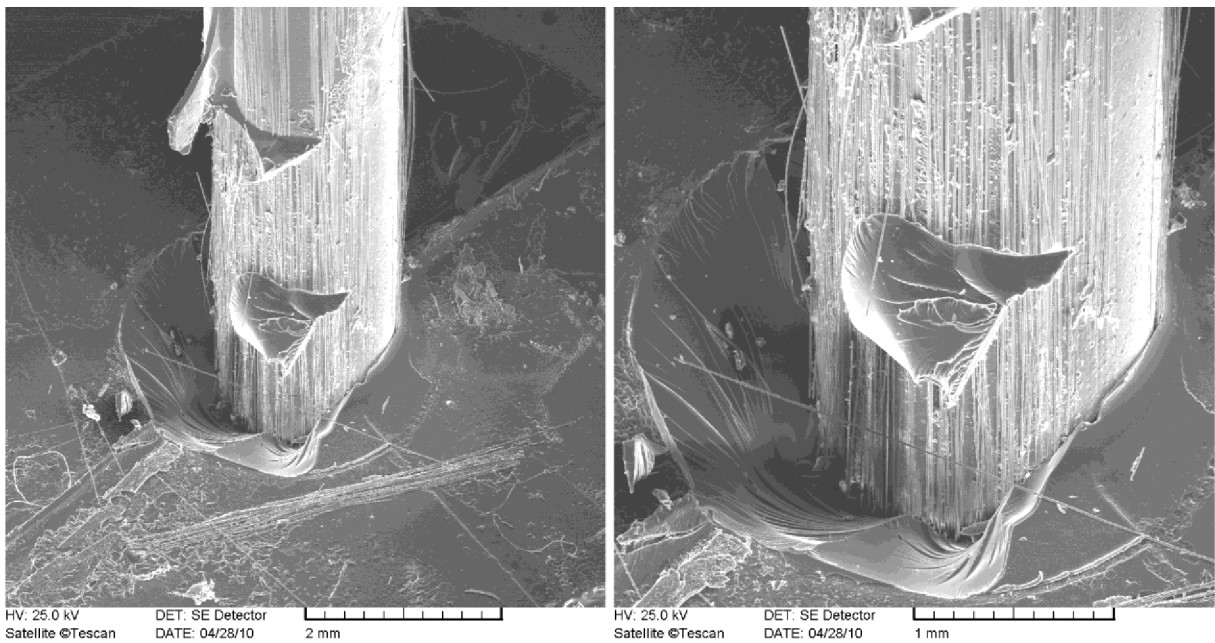
Obrázek 41: SEM snímky zobrazující vzorek 3. série – FRC 0,45 mm s Dentapreg C&B (zvětšení vlevo 100x a vpravo 200x).



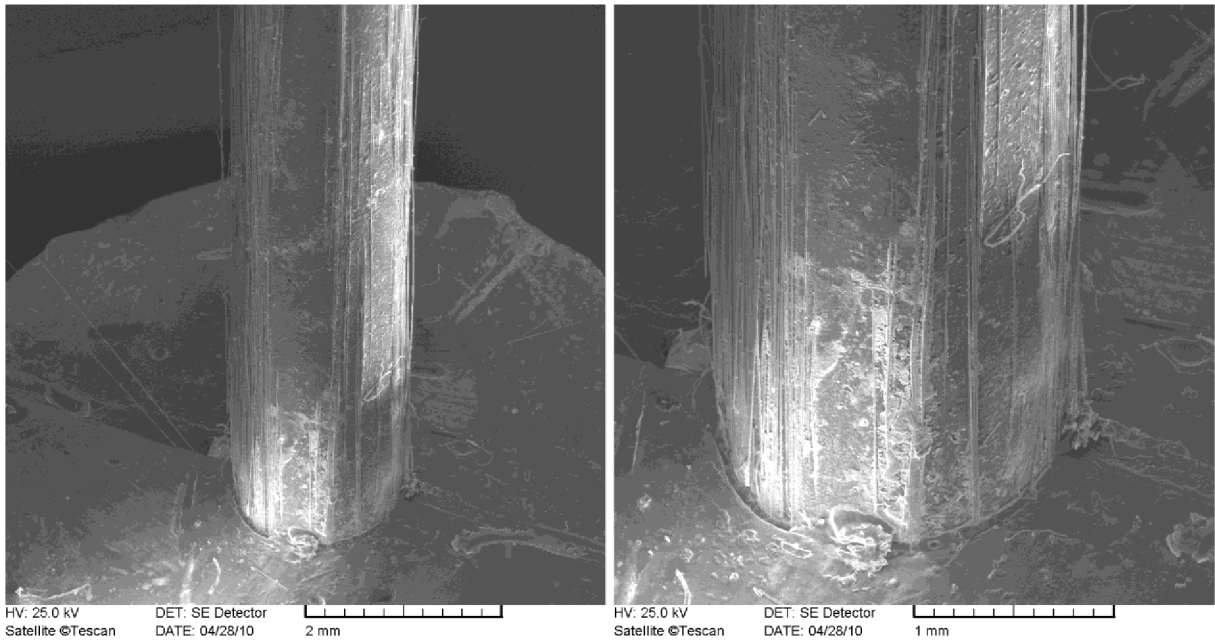
Obrázek 42: SEM snímky zobrazující vzorek 9. série – FRC 0,45 mm s Dentapreg Flow (zvětšení vlevo 100x a vpravo 200x).



Obrázek 43: SEM snímky zobrazující vzorek 5. série – FRC 1,7 mm s pryskyřicí A (zvětšení vlevo 50x a vpravo 100x).



Obrázek 44: SEM snímky zobrazující vzorek 6. série – FRC 1,7 mm s pryskyřicí B (zvětšení vlevo 50x a vpravo 100x).



Obrázek 45: SEM snímky zobrazující vzorek 7. série – FRC 1,7 mm s Dentapreg C&B (zvětšení vlevo 50x a vpravo 100x).

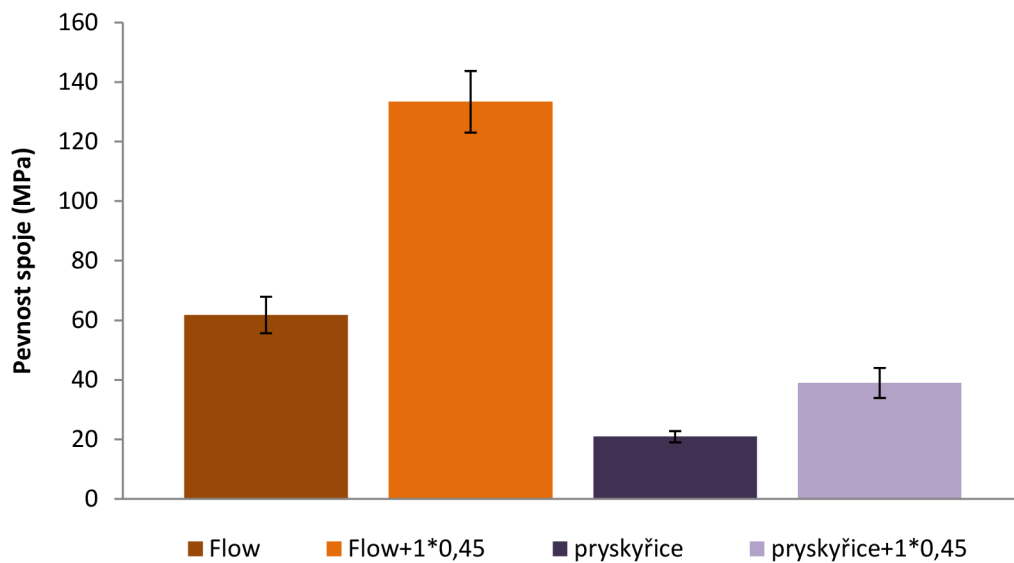
5.2 Výsledky ohybových testů

Ohybové vlastnosti připravených vzorků byly měřeny třibodovým ohybem za použití univerzálního testovacího přístroje Zwick Z010 při laboratorních podmínkách. Rychlost měření byla 2 mm za minutu a test probíhal do lomu vzorku. Ohybová zkouška umožnila stanovit modul pružnosti E v GPa a pevnost σ v MPa u daného materiálu. Celkem bylo připraveno 35 vzorků, které byly rozděleny do 7 sérií, které se lišily druhem matrice a obsahem vláken. Každá sada obsahovala 5 vzorků a hodnoty modulu pružnosti a pevnosti adhezního spoje jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 9). Výsledky byly počítány jako průměr z pěti hodnot a pro každý vzorek byla spočítána průměrná odchylka.

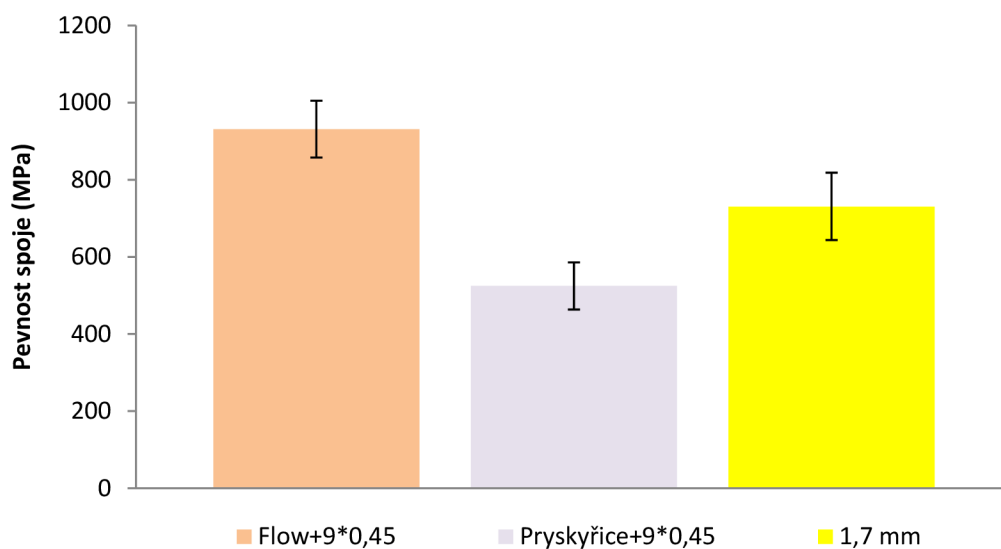
Dále byly vzorky testovány na instrumentovaném rázovém kladivu Resil Impact Junior (Ceast) rychlostí 1 metr za sekundu a celý pokus byl snímán vysokorychlostní kamerou i-Speed 3 (Olympus).

Tabulka 9: Průměrné hodnoty a jejich odchylky pro modul pružnosti a pevnost spoje vzorků.

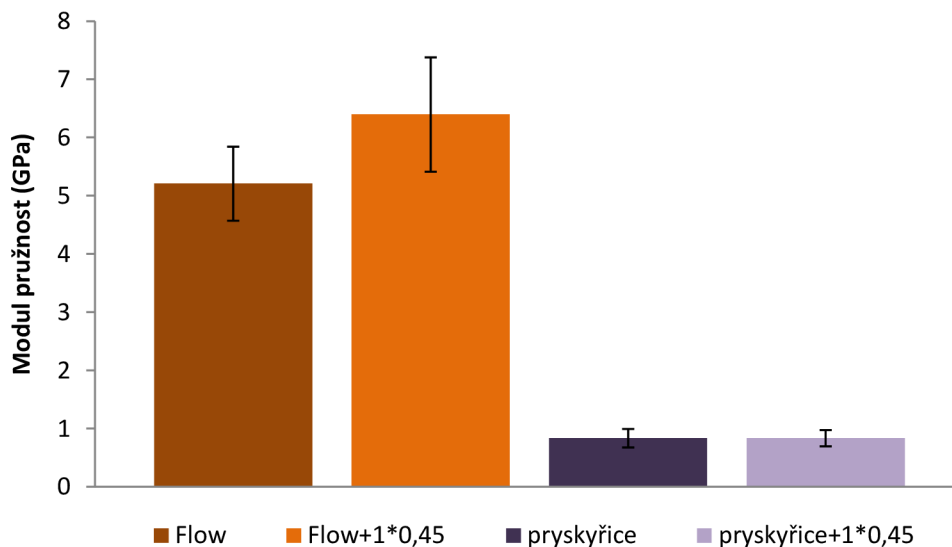
číslo série	počet PINPost výztuží	matrice	modul pružnosti [GPa]	pevnost [MPa]
1	- - -	pryskyřice Dentapreg	$36,5 \pm 1,8$	731 ± 87
2	9	pryskyřice Dentapreg	$27,9 \pm 0,6$	525 ± 61
3	9	Dentapreg Flow	$32,3 \pm 1,9$	931 ± 74
4	1	pryskyřice Dentapreg	$0,8 \pm 0,1$	39 ± 5
5	1	Dentapreg Flow	$6,4 \pm 1,0$	133 ± 10
6	0	pryskyřice Dentapreg	$0,8 \pm 0,1$	21 ± 2
7	0	Dentapreg Flow	$5,5 \pm 0,6$	62 ± 6



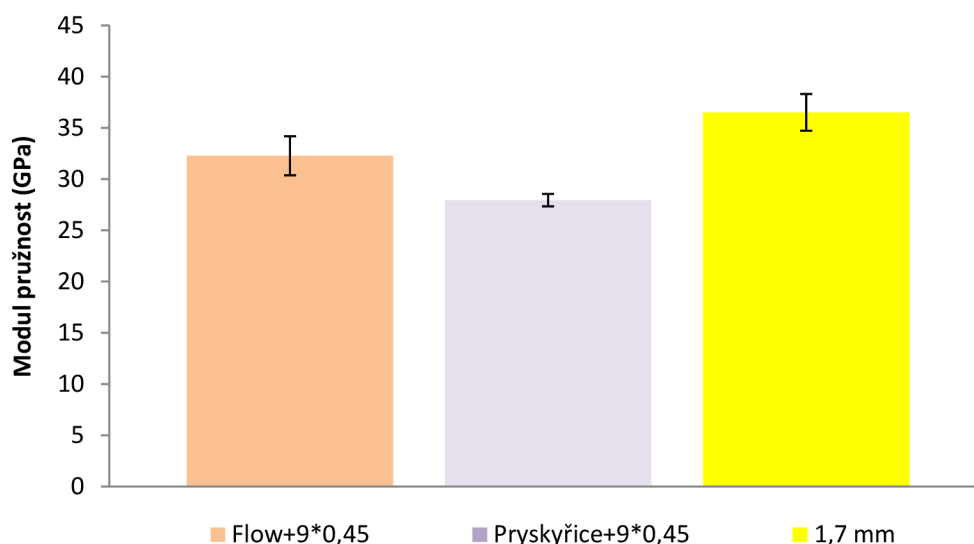
Obrázek 46: Graf hodnot pevnosti pro pryskyřici Dentapreg a částicový kompozit Flow v závislosti na obsahu vláknové výztuže.



Obrázek 47: Graf hodnot pevnosti pro pryskyřici Dentapreg a částicový kompozit Flow v závislosti na rozložení vláknové výztuže.



Obrázek 48: Graf závislosti průměrných hodnot modulu pružnosti pro pryskyřici Dentapreg a částicový kompozit Flow na obsahu vláknové výztuže.



Obrázek 49: Graf závislosti průměrných hodnot modulu pružnosti pro pryskyřici Dentapreg a částicový kompozit Flow na rozložení vláknové výztuže.

5.2.1 Částečné vyztužení konstrukce dentálního čepu

Vliv příspěvku jednoho PINPostu na vyztužení konstrukce a její ohybové vlastnosti jsou znázorněny v grafu (Obrázek 46). Ze sledování vlivu vyztužení je možné říci, že pevnost vzrostla při vložení jednoho PINPost kompozitu do vzorku dvojnásobně u obou typů matic proti hodnotám vzorků bez výztuže. Při srovnávání hodnot pevnosti vzorků bez jakékoliv výztuže ze série 6 a 7 měl částicový kompozit Dentapreg Flow trojnásobně vyšší hodnotu pevnosti než vzorek s pryskyřicí Dentapreg, což bylo zapříčiněno vyšší pevností samotného plněného materiálu. Při porovnání vzorků 5. a 4. série, které byly vyztuženy jedním PINPost

kompozitem, byl tento poměr zachován, hodnoty pevnosti vzorku s částicovým kompozitem Dentapreg Flow byly víc jak trojnásobné.

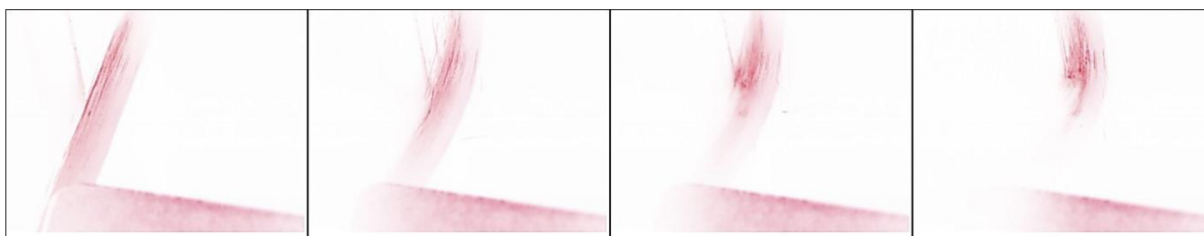
5.2.2 Vliv struktury výplně na pevnost dentálního čepu

V grafu (Obrázek 47) byly srovnány hodnoty vzorků 1., 2. a 3. série. Byl sledován vliv výztuže na adhezní pevnost u vzorků vyztužených devíti PINPost vláknovými kompozity a laboratorně připraveným vláknovým kompozitem. Devět PINPost vláknových kompozitů o průměru 0,45 mm bylo maximální vyplnění objemu vzorku o průměru 1,7 mm. Při srovnání vzorků 3. série, která obsahovala jen 24 obj. % skelných vláken a vzorků 1. série, která měla obsah skelných vláken 38 obj. %, byla pevnost 3. série značně vyšší i vzhledem k menšímu objemu skelných vláken. Velký vliv na pevnost 3. série měl samotný částicový kompozit Dentapreg Flow, který byl obecně pevnější než samotná pryskyřice Dentapreg. Při srovnávání 2. série, která měla také obsah skelných vláken 24 obj. % a byla plněna pryskyřicí Dentapreg, byly hodnoty pevnosti daleko menší než u vzorků 1. série, která měla vyšší obsah skelných vláken tj. 38 obj. %.

5.2.3 Vliv složení dentálního čepu na modul pružnosti

Naměřené hodnoty modulu pružnosti u vzorků 1., 2. a 3. série uvedené v grafu (Obrázek 49) se příliš nelišily. Nejvyšší hodnot dosahovaly vzorky z 1. série. U vzorků, kde byl použit částicový kompozit Dentapreg Flow, byly hodnoty modulu pružnosti všeobecně vyšší než u vzorků s použitím pryskyřice Dentapreg, to bylo patrné i v grafu (Obrázek 48). Hodnoty modulu pružnosti se lišily u vzorků 5. a 7. série minimálně a u hodnot modulu pružnosti vzorků 4. respektive 6. série nebyl vůbec patrný. Z výsledků vyplývalo, že vliv vyztužení na hodnoty modulu pružnosti byly zanedbatelné.

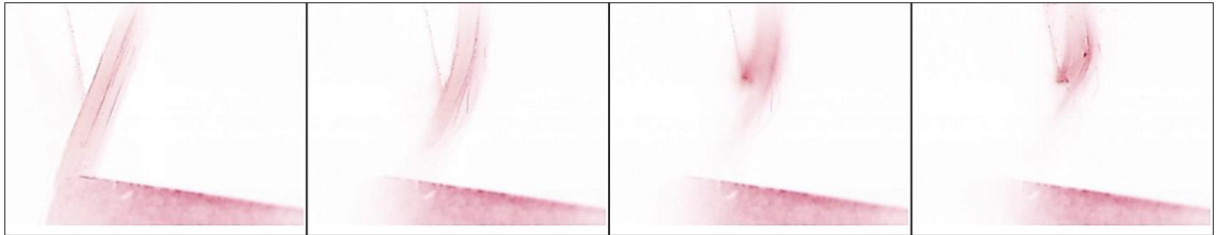
Pro bližší analýzu charakteru lomu ve vzorcích 1., 2. a 3. série bylo použito rázové kladivo Resil Impact Junior (Ceast), které vzorek deformovalo rychlostí 1 metrů za sekundu. Celý test byl zachycen vysokorychlostní kamerou i-Speed 3 (Olympus). Rychlost snímání kamery byla 20 000 snímků za sekundu a celý film převeden do inverzních barev pro lepší viditelnost charakteru lomu. Sekvence 1. série obsahovala 64 snímků a měla délku 3,2 ms. Sekvence snímků zachycujících lom vzorku 2. série měla 104 snímků a její délka je 5,15 ms a poslední sekvence snímků snímala charakter lomu vzorku 3. série a měla délku 3,7 ms. Z celého záznamu byly pro ukázkou vybrány čtyři snímky, které nejlépe zachycovaly změny ve struktuře.



Obrázek 50: Sekvence snímků v inverzním vybarvení pro vzorek připraveného vláknového kompozitu o průměru 1,7 mm.



*Obrázek 51: Sekvence snímků v inverzním vybarvení pro vzorek s 9*0,45 mm vláknovým kompozitem a pryskyřici Dentapreg.*



*Obrázek 52: Sekvence snímků v inverzním vybarvení pro vzorek s 9*0,45 mm vláknovým kompozitem a částicovým kompozitem Dentapreg Flow.*

Na první sekvenci snímků (Obrázek 50) byl vzorek z 1. série. Projevovala se zde delaminace FRC kompozitu za současného lomu vláken. Na další sekvenci (Obrázek 51) můžeme vidět deformaci pryskyřice Dentapreg a současně se deformovalo i FRC, nedocházelo zde k delaminaci jako u vzorku z 1. série, nebyl zde ani patrný křehký lom. Na poslední sekvenci snímků (Obrázek 52) docházelo nejprve k lomu částicového kompozitu Dentapreg Flow a poté začal lom FRC výztuže.

U dentálního čepu složeného z více FRC o menším průměru nedocházelo v jednom okamžiku k tak rozsáhlému lomu, jako u použití FRC s větším průměrem. Charakter lomu ve složeném dentálním čepu byl více ovlivněn typem pojícího materiálu a kvalitou adheze mezi tímto materiálem a jednotlivými FRC než u nesložených FRC.

6 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo sledovat pevnost a morfologii lomu adhezního spoje mezi kompozitním, vlákny vyztuženým kořenovým čepem (FRC) a jádrem z částicového kompozitu v závislosti na průměru FRC čepu, na obsahu vláken v čepu a na použitém částicovém kompozitu, do kterého byl čep vsazen. Smyková adhezní pevnost spoje byla měřena za použití univerzálního testovacího přístroje Zwick Z010 se speciálně zhotovenými čelistmi. Morfologie lomu byla analyzována na rastrovacím elektronovém mikroskopu (SEM).

Z naměřených hodnot vyplývá, že na smykovou pevnost adhezního spoje má největší vliv kvalita smáčení povrchu FRC. Výsledky mohly být ovlivněny použitými čelistmi, které nebyly pro všechny typy vzorků v ideálním poměru mezi průměrem FRC a průměrem díry v čelisti, a proto rozložení napětí při měření adhezní pevnosti mohlo být zkresleno. Pro budoucí měření by bylo vhodnější zhotovit čelisti, ve kterých by byl zachován poměr mezi průměrem FRC a průměrem díry v čelisti.

Zuby i endodontické náhrady mají velmi komplikované tvary. Z tohoto důvodu nelze v laboratorních podmínkách ideálně simulovat upevnění FRC čepu, které zaujímá v zubním kanálku. Na dentální čep vsazený do zubního kořene působí síly ve více směrech, proto byly vzorky dentálních čepů dále testovány ve tříbodovém ohybu. Pro bližší analýzy šíření lomu byly vybrané vzorky testovány rázovým instrumentálním kladivem v ohybu při současném snímání vysokorychlostní kamerou. U dentálního čepu složeného z PINPostů nedochází k tak rozsáhlému lomu, jako u použití FRC s větším průměrem. Charakter lomu v dentálním čepu složeného z jednotlivých PINPostů byl ovlivněn typem pojícího materiálu a kvalitou adheze mezi těmito materiály. Použití jednotlivých PINPostů v endodontickém ošetření pomáhá k rovnoměrnějšímu rozložení napětí z postu na zub. V budoucích testech by se mohla sledovat závislost pro postupné přidávání jednotlivých PINPostů.

7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] FERRACANE, Jack L. *Material in dentistry: principles and applications*. second, Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 354 s. ISBN 0-7817-2733-2.
- [2] FINK, Johannes Karl. *Reactive Polymer Fundamental and Applications* [online]. New York: William Andrew Publishing, 2005 [cit. 2010-04-23]. Dostupné z WWW: <http://books.google.com/books?id=JFDn1Wj9viEC&pg=PA240&dq=Polymer+Fundamental+and+Applications&hl=cs&cd=3#v=onepage&q=Polymer%20Fundamental%20and%20Applications&f=false>. ISBN 0-8155-1515-4.
- [3] KLAPDOHR, Simone; MOSZNER, Norbert. *New Inorganic Components for Dental Filling Composites*. Monatshefte für Chemie. 2005, January, Number 1, s. 21-45. ISSN 0026-9247.
- [4] SALAJKOVÁ, M. *Měření pevnosti adheze mezi akrylátovými zuby a nosnými konstrukcemi na bázi vlákniny vyztužených prepregů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, 2007. 55 s. Vedoucí bakalářské práce prof. RNDr. Josef Jančář, CSc.
- [5] TEIXEIRA, Erica C. N., et al. *An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems*. The Journal of the American Dental Association [online]. July 2006, Vol. 137, [cit. 2010-04-23]. Dostupný z WWW: <http://jada.ada.org/cgi/content/full/137/7/1006?maxtoshow=&hits=10&RESULTFORMAT=1&title=An+in+vitro+assessment+of+prefabricated+fiber+post+systems&and+exacttitle=and&and+exacttitleabs=and&and+exactfulltext=and&searchid=1&FIRSTINDEX=0&sortspec=relevance&resourcetype=HWCIT>.
- [6] JANČÁŘ, Josef. *Úvod do materiálového inženýrství polymerních kompozitů*. 1. vydání. Brno: VUT, 2003. 194 s. ISBN 80-214-2443-5.
- [7] VAN NOORT, Richard. *Introduction to Dental Materials*. 3rd Edition. London: Mosby Elsevier, 2008. 304 s. ISBN 978-0-7234-3404-7.
- [8] MLEZIVA, J.; ŠŇUPÁREK, J. *Polymery - výroba, struktura, vlastnosti a použití*. 2. vydání. Praha: SOBOTÁLES, 2000. 537 s. ISBN 80-85920-72-7.
- [9] MORGAN, D. R., et al. Analysis of a dimethacrylate copolymer (Bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and C solution and solid-state NMR spectroscopy. *Biomaterials* [online]. September, Volume 21, Issue 18, [cit. 2010-04-28]. Dostupný z WWW: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6TWB-40MT3BN-8&_user=10&_coverDate=09%2F30%2F2000&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_searchStrId=1315194200&_rerunOrigin=google&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=ec906c442d5591f099874f4b0c53a0a4. ISSN 0142-9612.

- [10] POLÁČEK, Petr. *Studium vlivu struktury dentálního adheziva na mechanickou odezvu lepeného spoje vláknitý/vyplňovaný kompozit*. Brno, 2002. 81 s. Diplomová práce. VUT, FCH.
- [11] DUCHÁČEK, Vratislav. *Polymery - výroba, vlastnosti, zpracování, použití* [online]. 2. vydání. Praha: VŠCHT, 2006 [cit. 2010-04-23]. Dostupné z WWW: <http://vydavatelstvi.vscht.cz/knihy/uid_isbn-80-7080-617-6/pages-img/obalka-1.html>. ISBN 80-7080-617-6.
- [12] BALLO, Ahmed Mansour. *Fiber-reinforced composite as oral implant material: Experimental studies of glass fiber and bioactive glass in vitro and in vivo*. Turku, 2008. 68 s. Dizertační práce. University of Turku.
- [13] BARTOVSKÁ, Lidmila; ŠIŠKOVSKÁ, Marie. *Fyzikální chemie povrchů a koloidních soustav* [online]. 2. vydání. Praha: VŠCHT, 2005 [cit. 2010-04-23]. Dostupné z WWW: <http://vydavatelstvi.vscht.cz/knihy/uid_isbn-80-7080-579-X/pages-img/obalka-1.html>. ISBN 80-7080-579-X.
- [14] ADAMS, R. D. *Adhesive Bonding: Science, Technology and Applications* [online]. second. England, Wiley, 2005 [cit. 2010-04-25]. Dostupné z WWW: <http://books.google.com/books?id=HC08YL7uVEMC&printsec=frontcover&dq=ADAMS,+R.D.+Adhesive+Bonding:+Science&hl=cs&source=gbs_similarbooks_s&cad=1#v=onepage&q=ADAMS%2C%20R.D.%20Adhesive%20Bonding%3A%20Science&f=false>. ISBN 978-0-471-80874-9.
- [15] KRATOCHVÍL, Bohumil; ŠVORČÍK, Václav; VOJTĚCH, Dalibor. *Úvod do studia materiálů*. 1. vydání. Praha: VŠCHT, 2005. 190 s. ISBN 80-7080-568-4.
- [16] HULL, D.; CLINE, T. W. *An Introduction to Composite Materials*. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1996. 326 s. ISBN 0-521-38855-4.
- [17] FREILICH, Martin A. *Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry*. Illinois: Quintessence Publishing, 2000. 106 s. ISBN 0-86715-373-3.
- [18] LE BELL-RÖNNLÖF, Anna-Maria. *Fibre-Reinforced Composites as Root Canal Posts*. Turku, Finland, 2007. 92 s. Dizertační práce. University of Turku, Institute of Dentistry. ISBN 978-951-29-3428-7.
- [19] *Zdravi.ao-institut.cz* [online]. 27. února 2010 [cit. 2010-05-17]. ČESKÝ INSTITUT pro ochranu a rozvoj díla "VE SVĚTLE PRAVDY". Dostupné z WWW: <<http://zdravi.ao-institut.cz/Zdravi/Nase-zdravi/06-Dutina-ustni-2-Zuby.html>>.
- [20] TOMEČEK, Martin. *Endodoncie*. Asklepion [online]. 2007, 18.06. – 24.06., [cit. 2010-04-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.asklepion.cz/anews-asklepion-news/anews-2007-news/anews-2007-25-3/endodoncie-osetreni.html>>
- [21] *Dentapreg.com* [online]. 2008 [cit. 2010-04-28]. PINPost. Dostupné z WWW: <<http://www.dentapreg.com/en/>>.

- [22] VON RECUM, Andreas F. *Handbook of Biomaterials evaluation* [online]. second edition. Philadelphia: Taylor & Francis, 1999 [cit. 2010-04-24]. Dostupné z WWW: <<http://books.google.cz/books?id=tSMHw61bPn0C&pg=PP1&dq=Handbook+of+Biomaterials+evaluation,+Andreas+F.+von+Recum&cd=1#v=onepage&q=Handbook%20of%20Biomaterials%20evaluation%2C%20Andreas%20F.%20von%20Recum&f=false>>. ISBN 1-56032-479-1.
- [23] ČESNEKOVÁ, Magdaléna; DOSTÁLOVÁ, Taťjana; BARTOŇOVÁ, Marie. *Kořenová nástavba*. Quintessenz [online]. červen 2006, 15. ročník, č. 3., [cit. 2010-04-23]. Dostupný z WWW: <http://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:f_2qj3_0VQMJ:portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D85+Protetika+Ko%C5%99enov%C3%A1+n%C3%A1stavba+Magdal%C3%A9na+%C4%8Cesnekov%C3%A1&hl=cs&gl=cz&pid=bl&srcid=ADGEESiPI2a4VJ7AalrHklCVygWAw15ItF5giobXOLItSbn7LILs6-FmCyF4B9XLdWn8oSxXfl7PByYcuzzRjk_8zWf8QQQILqz-Y_kLht6_oO3M94OyZur8B6tkTSYp62P_mZzGLmQn&sig=AHIEtbQAXbEAXGEmBSBUNxUIvJRNsUmf5g>.
- [24] *Rtd.fr* [online]. [cit. 2010-04-28]. MORE INFO Testimonials video Video DOWNLOAD Flyer INSTRUCTION FOR USE STEP BY STEP MSDS MACRO-LOCK POST ILLUSION. Dostupné z WWW: <<http://www.rtd.fr/>>.
- [25] Fernanda Tranchesí Sadek, Francesca Monticelli, Cecilia Goracci, Franklin R. Tay, Paulo E. C. Cardoso, Marco Ferrari, *Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts*, Dental Materials, Volume 23, Issue 1, January 2007, Pages 95-99, ISSN 0109-5641, DOI: 10.1016/j.dental.2005.12.005. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6VP3-4J3WGF5-2/2/d5f3b910fb260a45591164d411dde242>)
- [26] D'ARCANGELO, Camillo. *Rekonstrukce endodonticky ošetřených zubů pomocí FRC čepů: hodnocení elektronovým mikroskopem a popis klinického postupu*. Quintessenz [online]. 2007, 16. ročník, č. 1, [cit. 2010-04-24]. Dostupný z WWW: <<http://www.italdent.cz/darcangelo.pdf>>.
- [27] SCHÄTZ, Miroslav; VONDRÁČEK, Petr. *Zkoušení polymerů*. Praha: VŠCHT, 1988. 276 s.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

MMA	methylnetakrylát
PMMA	poly(metylnetakrylát)
Bis-GMA	2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-metakryloyloxypropyl)fenyl]propan
EBPDMA	etoxylovaný Bis-GMA
UDMA.....	1,6-bis-[2-metakryloyloxyetoxycarbonylamino]-2,4,4-trimetylhexan
D ₃ MA	dodekandiolmetakrylát
TEGDMA	trietylenglykoldimetakrylát
GMA.....	glycidylmetakrylát
PEGDMA	poly(etylenglykol)dimetakrylát
HS	vysokopevnostní
FRC.....	vláknový kompozit
UV	ultrafialové záření
W _a	adhezní práce
γ	povrchová energie
θ	kontaktní úhel
τ _a	smyková pevnost vazby
F _{max}	maximální působící síla
d.....	průměr FRC tyčinky
l.....	délka adhezního spoje
SEM.....	rastrovací elektronový mikroskop