proLékaře.cz | 9.1.2026

VYBRANÉ VLASTNOSTI SÚČASNÝCH ENDODONTICKÝCH SEALEROV: ČASŤ 2

Prehľadový článok

SELECTED PROPERTIES OF CONTEMPORARY ENDODONTIC SEALERS: PART 2

Review

Rosa M., Morozova Y., Moštěk R., Jusku A., Kováčová V., Somolová L., Voborná I., Kovalský T.
Klinika zubního lékařství, Lékařská fakulta Univerzity Palackého a Fakultní nemocnice, Olomouc

SÚHRN

Úvod a cieľ: Materiály určené k definitívnemu plneniu koreňových kanálikov tvoria neoddeliteľnú súčasť vybavenia každej ordinácie zubného lekára, pričom sa v závislosti od svojho zloženia môžu odlišovať v niektorých svojich fyzikálnych, chemických a biologických vlastnostiach. Tam, kde niektoré materiály svojimi vlastnosťami excelujú, iné zas majú vážne nedostatky a naopak. To sa jednotliví výrobcovia snažia prekonať úpravou ich zloženia, prípadne prinášajú na trh materiály založené na odlišnej, novej báze. To však už tak zložitú prehľadnosť medzi jednotlivými typmi materiálov ešte viac komplikuje. Klinický pracovníci neraz stoja pred neľahkou úlohou vybrať si z tak širokej a komplikovanej palety materiálov jeden, ktorý by spĺňal ich požiadavky na spracovateľnosť, stabilitu, biokompatibilitu, antibakteriálne pôsobenie a v neposlednej rade finančnú náročnosť následného ošetrenia.

Úlohou tohto článku je pomôcť klinickým pracovníkom v orientácii medzi jednotlivými typmi materiálov používanými v súčasnej endodoncii k definitívnemu plneniu koreňového kanálika a taktiež uľahčiť výber ideálneho materiálu do ich praxe.

V prvej časti tohto článku bola pozornosť venovaná konvenčným a viac tradičným materiálom založeným na hydroxide vápenatom, zinkoxid eugenole a zlatému štandardu v endodoncii, materiálom založeným na polyepoxidových živiciach, pričom bolo pojednávané o vlastnostiach, ako je doba tuhnutia, ich pH pri tuhnutí, radioopacita, rozpustnosť a náchylnosť k vzniku netesností koreňovej výplne v čase, objemové zmeny prebiehajúce pri a po stuhnutí týchto materiálov, cytotoxicita, antibakterálne vlastnosti a schopnosť týchto materiálov zafarbovať v čase tvrdé zubné tkanivá.

Materiály, metódy: Druhá časť článku sa zaoberá materiálmi založenými na metakrylátových živiciach, silikónoch a na záver je pozornosť obrátená na najnovší trend súčasnej endodoncie – biokeramické materiály. Po porovnaní vlastností jednotlivých materiálov, ktorým je táto časť článku venovaná, možno povedať, že metakrylátové sealery majú mierne antibakteriálne vlastnosti, nezafarbujú tvrdé zubné tkanivá, ale taktiež vykazujú miernu náchylnosť k vzniku netesností a stredne vysokú až vysokú cytotoxicitu. Sealery na báze silikónov sa zas vyznačujú výbornou biokompatibilitou, malým sklonom k zafarbovaniu tvrdých zubných tkanív, minimálnou rozpustnosťou v tkanivových tekutinách a taktiež len veľmi malou tendenciou k vzniku netesností, avšak ich antibakteriálne účinky sú malé, prípadne žiadne. Nové biokeramické materiály vynikajú predovšetkým výbornými antibakteriálnymi vlastnosťami, nízkou mierou rozpustnosti a náchylnosťou k netesnostiam, ako aj nízkym rizikom zafarbovania tvrdých zubných tkanív, taktiež však vykazujú určitú mieru cytotoxicity.

Kľúčové slová: endodontický sealer, metakrylátový sealer, silikónový sealer, biokeramický sealer

SUMMARY

Introduction and aims: Materials intended for the definitive filling of root canals form an integral part of the equipment of every dentist's office, and may differ in some of their physical, chemical and biological properties, depending on their composition. Where some materials excel in their properties, others have serious shortcomings and, conversely, what individual manufacturers try to overcome by modifying their composition, or bring to market materials based on a different, new basis. However, this further complicates the already complex clarity between the individual types of materials. Clinicians often face the difficult task of choosing from such a wide and complicated range of materials one that would meet their requirements for workability, stability, biocompatibility, antibacterial action and, last but not least, the financial complexity of subsequent treatment.

The purpose of this article is to help clinicians in the orientation between the different types of materials used in current endodontics to definitively fill the root canal and also to facilitate the selection of the ideal material for their practice.

In the first part of this article, attention was paid to conventional and more traditional materials based on calcium hydroxide, zinc oxideugenol and the gold standard in endodontics, materials based on polyepoxide

proLékaře.cz | 9.1.2026

resins, discussing properties such as setting time, their solidification pH, radiopacity, solubility and susceptibility. to the formation of root filling leaks over time, volume changes occurring during and after solidification of these materials, cytotoxicity, antibacterial properties and the ability of these materials to stain hard dental tissues over time.

Materials, methods: The second part of the article deals with materials based on methacrylate resins, silicones and in the end attention is focused on the latest trend of current endodontics – bioceramic materials. By comparing the properties of the individual materials to which this part of the article is devoted, it can be said that methacrylate sealers have mild antibacterial properties, do not stain hard dental tissues, but also show a slight susceptibility to leaks and medium to high cytotoxicity. Silicone--based sealants, in turn, are characterized by excellent biocompatibility, low tendency to discolor hard tooth tissue, minimal solubility in tissue fluids, and also very little tendency to leak, but their antibacterial properties are negligible or non-existent. The new, bioceramic materials excel in particular with excellent antibacterial properties, low solubility and susceptibility to leaks, as well as a low risk of staining of hard dental tissues, but they also show a certain degree of cytotoxicity.

Key words: endodontic sealer, methacrylate sealer, silicone sealer, bioceramic sealer

Rosa M, Morozova Y, Moštěk R, Jusku A, Kováčová V, Somolová L, Voborná I, Kovalský T.
Vybrané vlastnosti súčasných endodontických sealerov: Časť 2.
Čes stomatol Prakt zubní lék. 2021; 121(1): 3-10. doi: 10.51479/cspzl.2021.002

ÚVOD

V prvej časti tohto článku (viď časopis ČSPZL č. 4/2020, s. 107–115) bolo pojednávané o účele koreňovej výplne a vlastnostiach, ktoré by mala v ideálnom prípade koreňová výplň spĺňať, bolo načrtnuté rozdelenie súčasne používaných materiálov určených k definitívnemu plneniu koreňového kanálika, boli prebraté vybrané vlastnosti materiálov založených na hydroxide vápenatom, zinkoxid eugenole a polyepoxidových živiciach. V druhej časti je pozornosť od týchto tradičných materiálov presunutá k novším, prípadne menej tradičným materiálom založeným na metakrylátových živiciach a silikónoch. Záver tohto článku je venovaný najnovšiemu trendu modernej endodoncie – biokeramickým materiálom.

Pre prehľadnosť boli vybrané vlastnosti jednotlivých materiálov určených k definitívnemu plneniu koreňového kanálika zosumarizované v **tabuľke 3** (viď Vybrané vlastnosti súčasných endodontických sealerov, časť 1).

SEALERY NA BÁZE METAKRYLÁTOVÝCH ŽIVÍC

Prvá generácia týchto sealerov vznikla v 70. rokoch 20. storočia pod názvom Hydron, s cieľom vytvoriť v koreňovom systéme takzvaný monoblok za pomoci materiálu, ktorý sa naviaže na dentínový povrch, vytvorí homogénnu hmotu, a tým utesní koreňový kanálik koronálne aj apikálne a zabráni jeho reinfekcii [1, 2, 3].

Druhú generáciu týchto výplňových materiálov tvoria duálne tuhnúce hydrofilné materiály určené pre použitie s klasickými gutaperčovými čapmi [1]. Nevýhodou však je slabá chemická väzba medzi metakrylátom obsiahnutým v sealeri a gutaperčou, a preto boli vyvinuté gutaperčové čapy so špeciálnou povrchovou úpravou posilňujúcou túto väzbu [4]. Technológia výroby takýchto čapov je však veľmi náročná a je veľmi ťažké vyrobiť gutaperčové čapy s rovnomernou povrchovou úpravou, pričom často dochádza k jej poškodeniu [3].

Do tretej generácie patria duálne tuhnúce kompozitné sealery používané spolu so samoleptacím primerom, pričom na prekonanie nevýhod slabej väzby medzi metakrylátom a gutaperčou boli vyvinuté špeciálne čapy použiteľné s týmito sealermi. Ide o dimetakrylát obsahujúci polykaprolaktonovú živicu komerčne dostupnú pod názvom Resilon [1, 4]. Sila väzby medzi týmito sealermi a novým druhom čapov sa však ukázala ako veľmi slabá, pravdepodobne kvôli fázovej separácii dimetakrylátu a polykaprolaktonu [4].

So štvrtou generáciou prišli na trh samoleptatelné samoadhezívne duálne tuhnúce hydrofilné materiály založené na 4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride [1]. Niektoré výskumy naznačujú, že táto generácia sealerov vytvára s gutaperčou hybridnú vrstvu, avšak sila väzby medzi týmito sealermi a gutaperčou nie je zatiaľ dôkladne preskúmaná [4, 5].

Sealery založené na báze metakrylátových živíc tuhnú od 25 do 60 minút a po 40-sekundovej svetelnej polymerizácii [6]. Po svetelnej polymerizácii bola na povrchu sealerov pozorovaná nezpolymerizovaná vrstva, pravdepodobne kvôli prítomnosti kyslíku

proLékaře.cz | 9.1.2026

inhibujúceho vinylovú polymerizáciu [7, 8]. To sa môže prejaviť v praxi, keď kyslík uvoľnený z dentínových tubulov môže inhibovať polymerizáciu týchto sealerov, čo sa prejaví v znížení tesnosti koronálnej časti koreňovej výplne a perzistenciou cytotoxického reziduálneho monoméru v hlbokých častiach výplne [7].

Metakrylátové sealery sú röntgen kontrastné materiály s radioopacitou v rozmedzí medzi 4,5–5,5 mm hliníku, čím sa dajú porovnať napríklad s polyepoxidovým sealerom AH Plus® [6, 7].

Pomalá chemická polymerizácia týchto duálne tuhnúcich sealerov by podľa výrobcov mala prispievať k zníženiu polymerizačnej kontrakcie, avšak pri teplote rovnej 37 °C dochádza k vyššej miere konverzie monoméru na polymér, čo v konečnom dôsledku vedie k zvýšenej miere polymerizačnej kontrakcie [4, 9]. To hlavne v dlhých a rovných koreňových kanálikoch vedie k vysokej miere polymerizačného stresu a vzniku mikronetesností pozdĺž (podél) koreňovej výplne [3]. Hydrofilné monoméry majú po polymerizácii tendenciu absorbovať vodu, čo po stuhnutí vedie k expanzii, ktorá je 2–10 násobne väčšia ako u AH Plus® [6]. Absorpciou vody do matrix týchto materiálov však dochádza k zhoršeniu ich fyzikálnych a mechanických vlastností a taktiež dochádza k hydrolýze väzby živica-dentín [10].

Rozpustnosť týchto materiálov je minimálna až nulová, a to hlavne u III. a IV. generácie, II. generácia vykazuje rozpustnosť vyššiu [6, 7].

V testoch cytotoxicity obstáli metakrylátové sealery horšie ako polyepoxidový sealer AH Plus®, pričom cytotoxicita týchto materiálov sa líši naprieč jednotlivými generáciami. Najmenej cytotoxické sa zdajú byť materiály II. generácie, ako napríklad EndoRez, ktorý obsahuje cytotoxický uretan-dimetakrylát (UDMA) a trietylénglykol-dimetakrylát, pričom tieto sealery sú toxické predovšetkým pred polymerizáciou [11, 12, 13]. Vyššiu cytotoxicitu vykazujú sealery III. generácie, napríklad Epiphany, a to vďaka obsahu bisfenol A-glycidyl-metakrylátu (Bis-GMA), Etoxy Bis-GMA, UDMA a iných hydrofilných bifunkčných metakrylátov, ktorých nezreagované monoméry sú cytotoxické, tak ako plnivo obsiahnuté v týchto sealeroch, uvoľnované pri ich degradácii absorpciou vody. Najviac cytotoxické sú sealery IV. generácie, zastúpené produktom MetaSEAL™, obsahujúcim 2-hydroxyetyl metakrylát (HEMA), pričom cytotoxicita tohto sealeru je najvyššia v prvom týždni po aplikácii [11, 12].

Pri skúmaní vplyvu týchto sealerov na zafarbenie tvrdých zubných tkanív sa zistila ich krátkodobá schopnosť zosvetliť zvyšné tvrdé zubné tkanivá prvý mesiac po aplikácii. Po pol roku od ich aplikácie sa táto svetlejšia farba vrátila k pôvodnej hodnote [14].

Pri porovnaní náchylnosti metakrylátových sealerov k vzniku netesností koreňovej výplne oproti klasickým sealerom, ako sú napríklad zinkoxideugenolové alebo polyepoxidové sealery, tieto nevykazovali signifikantné rozdiely v prípade použitia klasickej gutaperče ako hlavného výplňového materiálu a netesnosti v oblasti koronálnej, strednej aj apikálnej časti koreňového kanálika boli prítomné. Metakrylátové sealery ale dokázali zatiecť hlbšie do dentínových tubulov v porovnaní s klasickými sealermi [15]. Aj v prípade použitia gutaperče s povrchovou úpravou posilňujúcou väzbu medzi gutaperčou a sealerom boli pozorované netesnosti v apikálnej aj koronálnej oblasti výplne, spôsobené pravdepodobne polymeračnou kontrakciou, vysokým C-faktorom dlhých a rovných koreňových kanálikoch použitých v štúdii a možným nedokonalým odstránením smear layer [16]. Porovnanie tesnosti koreňovej výplne tvorenej metakrylátovým sealerom spolu s polykaprolaktonovým čapom Resilon prinieslo oproti klasickým sealerom s gutaperčou len minimálne rozdiely medzi týmito dvoma materiálmi. Klasické sealery v kombinácií s gutaperčou dokonca vykazovali lepšie výsledky v strednej tretine koreňovej výplne [17]. U výplňového materiálu Resilon boli taktiež v čase pozorované in vivo štrukturálne a farebné zmeny z ružovej na tmavo čiernu. Možnou príčinou môže byť jeho bakteriálna degradácia reziduálnou mikroflórou koreňového kanáliku, ktorá v extrémnych podmienkach v zaplnených koreňových kanálikoch dokáže využiť polykaprolakton ako alternatívny zdroj výživy, čo v relatívne krátkom čase môže spôsobiť degradáciu väzby Resilon – metakrylátový sealer [18, 19].

V testoch antibakteriálnej aktivity tieto sealery vykazovali rozdielne výsledky v závislosti na použitej metóde. Pri priamom kontakte sealeru s bakteriálnou kultúrou vykazovala II. generácia mimoriadne antimikrobiálne vlastnosti, kedy stačil dvadsaťminútový kontakt s kultúrou *E. faecalis* na jej kompletnú eradikáciu pôsobením čerstvého sealeru sedem dní po jeho namiešaní. Tretia generácia naopak vykazovala len minimálne zmeny, a to aj po šesťdesiatminútovom kontakte s bakteriálnou kultúrou [20]. V testoch na blokoch dentínu, ktoré sa podobajú viac

proLékaře.cz | 9.1.2026

klinickej situácii, naopak II. generácia v kombinácií s gutaperčou vykazovala minimálne zmeny v množstve živých buniek *E. faecalis* v prvý deň po aplikácii a sedem dní od aplikácie sa množstvo živých buniek približovalo tomu v kontrolnej skupine. Tretia generácia v kombinácii s polykaprolaktonovým čapom Resilon bola oproti tomu schopná eradikovať všetky vitálne bunky *E. faecalis*, avšak jej antibakteriálne vlastnosti klesali veľmi rýchlo v čase a sedem dní od aplikácie boli len minimálne [21].

SEALERY NA BÁZE SILIKÓNU

Materiály na báze silikónu určené k plneniu koreňových kanálikov boli prvýkrát uvedené na trh v 80. rokoch dvadsiateho storočia ako materiály s malou polymerizačnou kontrakciou a prakticky nulovou toxicitou voči ľudským tkanivám. Ich nevýhodou ale boli nulové antibakteriálne vlastnosti, v dôsledku čoho do nich výrobcovia pridávajú jemne rozomletý gutaperčový prášok s veľkosťou zŕn menšou než 30 nm a častice striebra o rôznej veľkosti [4].

Tuhnutie týchto sealerov je založené na reakcii medzi ich dvoma zložkami, bázou založenou na polydimetylsiloxáne a katalyzátorom, pričom sealer stuhne v rozmedzí od 20 do 40 minút [22, 23]. Táto relatívne krátka doba tuhnutia je pravdepodobne spôsobená obsahom plniva – gutaperči a striebra, prípadne kalciumsilikátu, ktoré ostávajú uväznené v polymerizačnej mriežke a nezapájajú sa do polymerizačnej reakcie [24]. Počas tuhnutia majú tieto sealery len mierne kyslé pH, ktoré sa po stuhnutí postupne upraví do neutrálnych hodnôt [22]. Strieborné častice plnených silikónových sealerov spolu s časticami oxidu zirkoničitého obsiahnutými aj v neplnených sealeroch zaručujú týmto sealerom radioopacitu [24].

Po stuhnutí sú tieto sealery v čase relatívne objemovo stále, avšak záleží na tom, či obsahujú plnivo, alebo nie. Sealery bez plniva vykazovali miernu kontrakciu, zatiaľ čo sealery s obsahom gutaperči naopak miernu polymerizačnú expanziu [23]. Obsah gutaperči a striebra v plnive týchto sealerov je príčinou vzniku vysokej príťažlivej sily medzi molekulami gutaperči a striebra. Vzniká priečna väzba medzi jednotlivými reťazcami polyméru, v ktorej sú inkorporované práve molekuly gutaperči, ktorej prítomnosť v týchto priečnych väzbách je príčinou miernej absorpcie vody a miernej expanzie sealeru po stuhnutí [23]. Okrem expanzie je výsledkom absorpcie vody aj mierna rozpustnosť týchto sealerov, ktorá je porovnateľná s rozpustnosťou polyepoxidových sealerov, a uvoľňovanie strieborných iónov do okolia [22, 23].

Sealery na báze silikónu sa vyznačujú predovšetkým vysokou biokompatibilitou. Cytotoxicita čerstvo namiešaného silikónového sealeru je prakticky nulová a takou ostáva po dobu minimálne dvoch dní od aplikácie [13, 25]. Po siedmich dňoch však dochádza k miernemu vzrastu cytotoxicity u plnených sealerov, ktorá je však stále menšia ako u sealerov na báze polyepoxidových živíc. Je to pravdepodobne spôsobené uvoľňovaním strieborných iónov do okolia a taktiež možným vznikom bublín v koreňovej výplni a miest, kde sa uvoľňujú jednotlivé nezreagované zložky týchto sealerov [13]. Ďalšou vítanou vlastnosťou týchto sealerov je malá tendencia k zafarbovaniu tvrdých zubných tkanív, kedy dochádza k miernemu stmavnutiu tvrdých zubných tkanív po šiestich mesiacoch od aplikácie sealeru. Toto stmavnutie však nie je tak výrazné ako u klasických sealerov na báze zinkoxid eugenolu, prípadne polyepoxidových živíc [14].

Náchylnosť týchto sealerov k vzniku netesností v koreňovej výplni je oproti klasickým sealerom na báze polyepoxidových živíc, prípadne zinkoxid eugenolu, výrazne menšia, a to aj pri porovnaní jednotlivých sealerov s časovým odstupom jedného roku [26]. Ide o pseudoplastické hmoty s tixotropnými vlastnosťami, u ktorých pri zvyšujúcom sa šmykovom napätí klesá viskozita [22]. To im spolu s ich nízkym povrchovým napätím zaručuje výbornú zatekavosť potrebnú na vyplnenie aj veľmi zložitej anatómie koreňového systému. Tieto sealery však nevytvárajú väzbu s dentínom a uzatvárajú koreňový systém mechanicky, čo môže v dlhodobom časovom horizonte ohroziť tesnosť koreňovej výplne [27].

Slabou stránkou týchto sealerov sú ich nepresvedčivé antibakteriálne vlastnosti. U sealeru RoekoSeal, založenom na polydimetylsiloxáne bez plniva vo forme gutaperči a strieborných častíc, sa udáva nulová antibakteriálna aktivita [23]. V testoch priameho kontaktu sealeru s kultúrou *E. faecalis* neboli sealery založené na báze silikónu schopné redukovať počet živých buniek [28]. Jedno z možných vysvetlení je veľký rozmer použitých častíc striebra, čoho dôsledkom je celkový počet častíc striebra v sealeri menší. V dôsledku veľkého rozmeru použitých častíc striebra sa taktiež rapídne znižuje aj ich množstvo prichytené na povrchu baktérií, čo nemusí byť dostačujúce pre ich antibakteriálne pôsobenie [29]. V testoch, pri ktorých boli

proLékaře.cz | 9.1.2026

použité bločky dentínu, tieto sealery obstáli podobne ako II. generácia sealerov založených na metakrylátových živiciach. V prvý deň po aplikácií vykazovali len minimálne antibakteriálne pôsobenie a sedem dní od aplikácie klesli ich antibakteriálne vlastnosti prakticky na nulu [21]. V jednej zo štúdií došlo k zlepšeniu ich antibakteriálnych vlastností po použití vertikálnej kondenzácie gutaperči, avšak toto zlepšenie sa dá pripisovať skôr na vrub použitej metódy plnenia ako sealeru [30].

BIOKERAMICKÉ MATERIÁLY

Prvé biokeramické materiály vznikli začiatkom 70. rokov dvadsiateho storočia, kedy bola vytvorená sklokeramika, určená predovšetkým k podpore osteogenézy v kostných defektoch [31]. Prvé materiály tohto typu široko používané v zubnom lekárstve však boli uvedené na trh až v 90. rokoch dvadsiateho storočia, napr. kalciumsilikátový cement s komerčným názvom MTA [32] **(obr. 1)**. Išlo o materiál určený predovšetkým k oprave perforácií vzniknutých pri endodontickom ošetrení, avšak odvtedy pribudlo mnoho ďalších indikácií použitia biokeramických materiálov, užívajú sa napr. aj ako prostriedok na plnenie koreňových kanálikov [33] **(obr. 2, 3, 4)**. Keďže sa jedná o veľkú skupinu materiálov rôzneho zloženia, ktorých počet sa neustále rozrastá, sú v tomto článku ich vybrané vlastnosti zovšeobecnené.

Reakcia tuhnutia týchto materiálov je založená na tvorbe hydratovaného kalciumsilikátu a hydroxidu vápenatého, pričom táto reakcia prebehne za 4,5–20 hodín [22, 34, 35, 36]. U niektorých materiálov je potrebná určitá hladina vlhkosti, prítomnej v koreňovom kanáliku, ktorá katalyzuje reakciu ich tuhnutia, pričom doba tuhnutia týchto materiálov sa v absolútne suchých podmienkach výrazne predlžuje, prípadne tieto materiály nestuhnú vôbec [37, 38]. Nadmerná vlhkosť však taktiež môže u týchto materiálov nepriaznivo ovplyvniť čas tuhnutia a mechanické vlastnosti [35]. Hydroxid vápenatý vznikajúci pri tuhnutí má vplyv na ich zásadité pH, ktoré si tieto materiály dokážu udržať aj v dlhodobom časovom horizonte a ktoré prispieva k ich antibakteriálnym vlastnostiam aktivácií alkalickej fosfatázy, a tým k podpore vzniku štruktúr podobných hydroxyapatitu [22, 34, 35, 36, 39]. Vysoké pH taktiež neutralizuje kyselinu mliečnu uvoľnenú z osteoklastov, čím dochádza k obmedzeniu odbúravania tvrdých zubných tkanív [35].

Prídavok látok, ako je napríklad oxid bizmutitý, síran bárnatý alebo oxid zirkoničitý, prepožiačiava týmto materiálom radioopacitu podobnú približne 3–11 mmol hliníku [35, 36, 38, 40].

Obr. 1
Čerstvo namiešaný biokeramický kalciumsilikátový cement ProRoot® MTA

Fig. 1
Freshly mixed bioceramic calcium-silicate cement ProRoot® MTA

Po stuhnutí dochádza u týchto materiálov k miernej objemovej expanzii, ktorá je väčšia v porovnaní s polyepoxydovými sealermi [22, 35, 36]. Pravdepodobnou príčinou tohto javu je existencia početných porozít vnútri materiálu, vzniknutých po jeho stuhnutí [41]. Početné prepojenie týchto porozít má za následok bohatú absorpciu vody z okolia s následným zväčšením objemu materiálu [42].

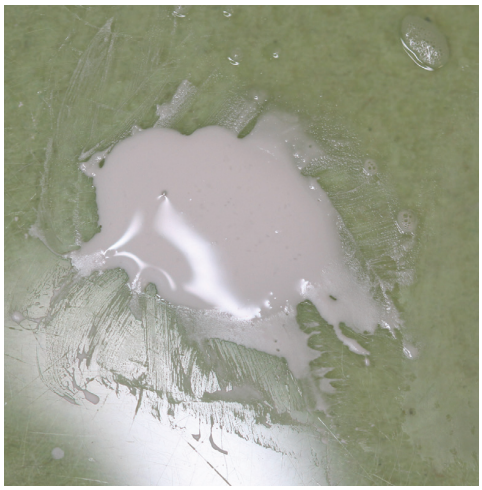
Rozpustnosť týchto materiálov je taktiež podstatne vyššia ako u polyepoxidových sealerov [22, 36, 39]. Je to pravdepodobne spôsobené tvorbou hydroxidu vápenatého počas testovania rozpustností v materiálov určených k definitívnemu plneniu koreňových kanálikov, čoho dôsledkom je vznik prázdnych miest v koreňovej výplni [27, 36]. Pri testovaní týchto materiálov in vivo v podmienkach podobných tým, ktoré sú v koreňových kanálikov, však dochádza k reakcii medzi vápenatými iónmi biokeramického materiálu a fosfátovými iónmi, pochádzajúcimi in vivo z alkalickej fosfatázy, za tvorby štruktúr podobných hydroxyapatitu [43], ktoré vypĺňajú vzniknuté prázdne miesta po rozpustenom hydroxide vápenatom [36]. V takýchto testoch bola výsledná rozpustnosť týchto materiálov signifikantne nižšia [36, 43, 44].

Cytotoxicita týchto materiálov sa v závislosti od ich zloženia pohybuje od minimálnych hodnôt až po hodnoty stredne vysoké, podobné sealerom založeným na báze polyepoxidových živíc, pričom ich cytotoxické pôsobenie v priebehu dvoch týždňov postupne klesá [11, 25, 45, 46]. Zvýšená cytotoxicita niektorých materiálov je pravdepodobne spôsobená uvoľňovaním salicylátu pri tuhnutí, niektoré materiály zas naopak podporujú reparatívne procesy vnútri buniek [11, 45].

Obr. 2
Oprava perforácie za pomoci biokeramického materiálu ProRoot® MTA

Fig. 2
Perforation repair by bioceramic material ProRoot® MTA

proLékaře.cz | 9.1.2026



Obr. 3
Čerstvo namiešaný biokeramický sealer BioRoot™ RCS

Fig. 3
Freshly mixed bioceramic sealer BioRoot™ RCS

Vplyvom týchto materiálov taktiež dochádza k podpore mineralizácie a tvorbe štruktúr podobných hydroxyapatitu v apikálnej tretine koreňového kanáliku [39].

Je známe, že prvé biokeramické materiály určené k plneniu koreňových kanálikov mali vysokú tendenciu k zafarbovaniu tvrdých zubných tkanív, ktorá sa zreteľne prejavila už po siedmich dňoch od ich aplikácie a s postupom času sa zafarbovanie tvrdých zubných tkanív stupňovalo. Toto zafarbenie je spôsobené pridanými látkami, zaručujúcimi týmto materiálom ich radioopacitu, hlavne oxidom bizmutitým, oxidom hlinitým, oxidom železitým a oxidom horečnatým, ako aj pôsobením chlornanu sodného, bežného výplachového prostriedku používaného v endodoncii. U novších materiálov je však tendencia k zafarbovaniu tvrdých zubných tkanív minimálna a vzniknuté zafarbenie nie je voľným okom viditeľné [47, 48, 49].

Náchylnosť týchto materiálov k vzniku netesností koreňovej výplne závisí od ich zloženia a použitej techniky plnenia koreňového kanáliku. Ak sú tieto materiály použité samostatne k vytvoreniu apikálnej zátky u koreňových kanálikov s veľkým apikálnym rozmerom, je percento netesností minimálne, a to vďaka ich expanzii pri tuhnutí [50]. Záleží ale na hrúbke vrstvy použitého materiálu. Pri použití biokeramických materiálov určených k plneniu koreňového kanálika v kombinácii s gutaperčou bolo percento netesností porovnateľné, prípadne menšie ako pri použití polyepoxidových sealerov [27]. Prispieva k tomu ich expanzia pri tuhnutí, ako aj tvorba kryštálov podobných hydroxyapatitu, ktoré uzatvárajú prípadné netesnosti [3].

Biokeramické sealery sú vďaka svojim fyzikálnym vlastnostiam vhodné k plneniu metódou centrálneho kónusu, technikou využívajúcou jeden hlavný čap presne kopírujúci geometriu koreňového kanálika opracovaného príslušnými nikel-titánovými rotačnými nástrojmi. Množstvo použitého sealeru je kvôli rôznotvárnosti koreňových kanálikov väčšie v porovnaní s klasickými metódami využívajúcimi kondenzáciu gutaperči. To kladie zvýšené nároky na vlastnosti použitého materiálu, ktoré biokeramické sealery spĺňajú [53, 54].

Antibakteriálne vlastnosti týchto materiálov sú odlišné a závisia od ich zloženia. Shin a kol. porovnávali vo svojom výskume dva biokeramické sealery rôzneho zloženia, Endoseal® a Endoseque BC Sealer™, pričom výraznejšie na kultúru *E. faecalis* vplýval prvý menovaný, pravdepodobne kvôli vyššiemu obsahu oxidov kovov. Dokázali poškodiť bunkovú stenu grampozitívnych baktérií a uľahčiť penetráciu hydroxidu vápenatého do cytosolu bunky [55]. Rozdiely v antibakteriálnom pôsobení v závislosti od zloženia potvrdzujú aj štúdie na dentínových blokoch. MTA spôsobil až tisícnásobné zmenšenie počtu baktérií v prvých minútach po aplikácii a jeho antimikrobiálna aktivita sa nezmenila ani po siedmych dňoch. Bolo pozorované len minimálne navýšenie počtu živých buniek *E. faecalis*, pričom prítomnosť dentínu a jeho zložiek ešte viac posilnila pôsobenie MTA [21]. Biokeramický sealer TotalFill® zas spôsobil pokles živých bakteriálnych buniek približne o polovicu v prvý deň po aplikácii a podobné antibakteriálne vlastnosti si dokázal udržať v horizonte jedného mesiaca od namiešania. V porovnaní s týmto, antibakteriálna aktivita preparátu BioRoot™ RCS po siedmych dňoch výrazne poklesla a potom zas signifikantne stúpla po tridsiatich dňoch od aplikácie, a to hlavne vďaka významnému nárastu koncentrácie uvoľneného hydroxidu vápenatého zo sealeru aj zvýšeniu pH približne 28 dní od jeho namiešania [56]. V testoch priameho kontaktu biokeramického sealeru iRoot®SP s kolóniami *E. faecalis* sa prejavil vysoký antibakteriálny účinok už po dvoch minútach a po dvadsiatich minútach neboli pozorované žiadne životaschopné baktérie, a to ihneď po aplikácii, ako aj po kontakte so sealerom stuhnutým tri dni. Sealer namiešaný pred siedmimi dňami nemal na kolónie *E. faecalis* takmer žiaden vplyv [20, 51, 52]. Oproti tomu biokeramický sealer TotalFill® dokázal v podobných testoch výrazne vplývať na planktonické formy *E. faecalis* ako aj na baktérie organizované v biofilme, po dobu siedmich dní [28].

Obr. 4
Koreňový kanálik zaplnený biokeramickým sealerom BioRoot™ RCS a gutaperčou

Fig. 4
Root canal obturated with bioceramic sealer BioRoot™ RCS and gutta-percha

proLékaře.cz | 9.1.2026

ZÁVER

Na trhu existuje nespočetné množstvo materiálov určených k definitívnemu plneniu koreňových kanálikov, odlišujúcich sa svojim zložením, vlastnosťami a rôznym správaním sa v koreňovom kanáliku. Pre klinika môže byť niekedy ťažké zvoliť si správny materiál, vhodný kompromis medzi pozitívnymi a negatívnymi vlastnosťami a pomer medzi mierou dlhodobej úspešnosti endodontického ošetrenia, náročnosťou manipulácie s jednotlivými materiálmi a v neposlednej rade cenovou stránkou ošetrenia. Porovnaním jednotlivých vlastností materiálov, ktorými sa zaoberá táto druhá časť článku, možno skonštatovať, že sealery založené na báze metakrylátových živíc sa vyznačujú predovšetkým nízkou rozpustnosťou, ako aj nízkou náchylnosťou k zafarbovaniu tvrdých zubných tkanív a primeranými antibakteriálnymi vlastnosťami. Sealery na báze silikónov taktiež vynikajú svojou nízkou rozpustnosťou a nízkou náchylnosťou k zafarbovaniu tvrdých zubných tkanív, pričom taktiež vykazujú nízku mieru cytotoxicity a vzniku netesností koreňovej výplne. Poprednými vlastnosťami biokeramických materiálov sú predovšetkým ich dlhodobo vysoké antibakteriálne vlastnosti, nízka rozpustnosť a nízka náchylnosť k vzniku netesností a ich nízka toxicita voči bunkám ľudského tela.

MDDr. Matej Rosa
Klinika zubního lékařství LF UP a FN
Palackého 12
772 00 Olomouc
e-mail: matej.rosa@gmail.com

LITERATÚRA

1. Khandelwal D, Ballal NV.
Recent advances in root canal sealers.
Int J Clin Dent. 2016; 9(3): 183–194.
2. Darcey J, Roudsari RV, Jawad S, Taylor C, Hunter M.
Modern endodontic principles. Part 5: Obturation. Dent Update. 2016; 43(2): 114–116, 119–120, 123–126 passim.
3. Li GH, Niu LN, Zhang W, Olsen M, De-Deus G, Eid AA, et al.
Ability of new obturation materials to improve the seal of the root canal system: A review. Acta Biomaterialia. 2014; 10(3): 1053–1063.
4. Tyagi S, Tyagi P, Mishra P.
Evolution of root canal sealers: An insight story. Eur J Gen Dent. 2013; 2(3): 199–218.
5. Sarangi P, Mallick R, Satapathy SK, Sharma G, Kouser F, Mohapatra S.
An in vitro comparison of pushout bond strength of resilon with MetaSEAL and AH plus sealers.
Contemp Clin Dent. 2017; 8(4): 613–616.
6. Marin-Bauza GA, Rached-Junior FJA, Souza-Gabriel AE, Sousa-Neto MD, Miranda CES, Silva-Sousa YTC.
Physicochemical properties of methacrylate resin-based root canal sealers. J Endod. 2010; 36(9): 1531–1536.
7. Resende LM, Rached-Junior FJA, Versiani MA, Souza-Gabriel AE, Miranda CES, Silva-Sousa YTC, et al.
A comparative study of physicochemical properties of AH plus, epiphany, and epiphany SE root canal sealers.
Int Endod J. 2009; 42(9): 785–793.
8. Franco EB, Lopes LG, D'alpino PHP, Pereira JC, Mondelli RFL, Navarro MFL.
Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. J Adhes Dent. 2002; 4(4): 271–275.
9. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N.
Extended setting shrinkage behavior of endodontic sealers. J Endod. 2008; 34(1): 90–93.
10. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH.
Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. Biomaterials. 2005; 26(33): 6449–6459.
11. Eldeniz AU, Shehata M, Högg C, Reichl FX.
DNA double-strand breaks caused by new and contemporary endodontic sealers.
Int Endod J. 2016; 49(12): 1141–1151.
12. Garza EG, Wadajkar A, Ahn C, Zhu Q, Opperman LA, Bellinger LL, Nguyen KT, Komabayashi T.
Cytotoxicity evaluation of methacrylate-based resins for clinical endodontics in vitro.
J Oral Sci. 2012; 54(3): 213–237.
13. Konjhodzic-Prcic A, Jakupovic S, Hasic-Brankovic L, Vukovic A.
In vitro comparison of cytotoxicity of four root canal sealers on human gingival fibroblasts. Med Arch. 2015; 69(1): 24–27.
14. Ioannidis K, Beltes P, Lambrianidis T, Kapagiannidis D, Karagiannis V.
Crown discoloration induced by endodontic sealers: spectrophotometric measurement of Commission International de l'Eclairage's L*, a*, b* chromatic parameters.
Oper Dent. 2013; 38(3): E1–E12.
15. Kumar NS, Palanivelu A, Lakshmi Narayanan L.
Evaluation of the apical sealing ability and adaptation to the dentin of two resin-based Sealers: An in vitro study.
J Conserv Dent. 2013; 16(5): 449–453.
16. Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, Weller RN, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH.
Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured, hydrophilic methacrylate resin-based sealer in obturating root canals.
J Endod. 2005; 31(9): 659–664.
17. Conte G, Mancini M, Cerroni L, Costantini M, Cianconi L.
Fluid filtration and dye leakage testing of Resilon/Epiphany and guttapercha/Pulp Canal Sealer root canal fillings.
Open J Stomatol. 2013; 3: 14–21.
18. Rexford A.
Biodegradability of Resilon, a resin-based root canal obturating material, by typical endodontic pathogens [Internet].
Indiana University School of Dentistry; 2012.
Available from: https://scholarworks.iupui.edu/handle/1805/3179.
19. Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Yau JYY, Yiu-fai M, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, King NM.
Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. II. Gravimetric evaluation of enzymatic hydrolysis. J Endod. 2005; 31(10): 737–741.
20. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M.
Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*.
J Endod. 2009; 35(7): 1051–1055.
21. Prestegaard H, Portenier I, Orstavik D, Kayaoglu G, Haapasalo M, Endal U.
Antibacterial activity of various root canal sealers and root-end filling materials in dentin blocks infected ex vivo with *Enterococcus faecalis.*

proLékaře.cz | 9.1.2026

Acta Odontol Scand. 2014; 72(8): 970–976.
22. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M.
Physical properties of 5 root canal sealers. J Endod. 2013; 39(10): 1281–1286.
23. Flores DSH, Rached-Júnior FJA, Versiani MA, Guedes DFC, Sousa-Neto MD, Pécora JD.
Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers.
Int Endod J. 2011; 44(2): 126–135.
24. Camargo RV de, Silva-Sousa YTC, Rosa RPF da, Mazzi-Chaves JF, Lopes FC, Steier L, Sousa-Neto MD.
Evaluation of the physicochemical properties of silicone – and epoxy resin-based root canal sealers.
Braz Oral Res. 2017; 31: e72.
25. Saygili G, Saygili S, Tuglu I, Capar ID.
In vitro cytotoxicity of guttaflow bioseal, guttaflow 2, AH-Plus and MTA fillapex.
Iran Endod J. 2017; 12(3): 354–359.
26. Bouillaguet S, Shaw L, Barthelemy J, Krejci I, Wataha JC.
Long-term sealing ability of Pulp Canal Sealer, AH-Plus, GuttaFlow and Epiphany.
Int Endod J. 2008; 41(3): 219–226.
27. Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y.
Comprehensive review of current endodontic sealers. Dent Mater J [Internet]. 2020 Mar 24; Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/advpub/0/advpub_2019–288/_article.
28. Kapralos V, Koutroulis A, Orstavik D, Sunde PT, Rukke HV.
Antibacterial activity of endodontic sealers against planktonic bacteria and bacteria in biofilms. J Endod. 2018; 44(1): 149–154.
29. Wainstein M, Morgental RD, Waltrick SBG, Oliveira SD, Vier-Pelisser FV., Figueiredo JAP, Steier L, Tavares CO, Scarparo RK.
In vitro antibacterial activity of a silicone-based endodontic sealer and two conventional sealers.
Braz Oral Res. 2016; 30: 1–5.
30. Özcan E, Eldeniz AU, Ari H.
Bacterial killing by several root filling materials and methods in an ex vivo infected root canal model.
Int Endod J. 2011; 44(12): 1102–1109.
31. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P.
Bioceramics in endodontics – a review.
J Istanbul Univ Fac Dent. 2017; 51(3 Suppl 1): S128–S137.
32. Haapasalo M, Parhar M, Huang X, Wei X, Lin J, Shen Y.
Clinical use of bioceramic materials.
Endod Top. 2015; 32(1): 97–117.
33. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ.
Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications.
J Investig Clin Dent. 2017; 8(2): 1–15.
34. Žižka R, Šedý J, Škrdlant J, Kučera P, Čtvrtlík R, Tomaštík J.
Kalciumsilikátové cementy.
1. část: Vlastnosti a rozdělení.
LKS. 2018; 28(2): 37–43.
35. Lee JK, Kwak SW, Ha JH, Lee WC, Kim HC.
Physicochemical properties of epoxy resin-based and bioceramic-based root canal sealers. Bioinorg Chem Appl. 2017; 2017: 2582849. doi: 10.1155/2017/2582849.
36. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG.
Properties of bioroot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. Int Endod J. 2017; 50(Suppl 2): e120–e136.
37. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA.
Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. Int J Biomater. 2016; 2016:9753210. doi:10.1155/2016/9753210.
38. Xuereb M, Vella P, Damidot D, Sammut CV, Camilleri J.
In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. J Endod. 2015; 41(1): 111–124.
39. Colombo M, Poggio C, Dagna A, Meravini MV, Riva P, Trovati F, Pietrocola G.
Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers.
J Clin Exp Dent. 2018; 10(2): e120–e126.
40. Guerreiro-Tanomaru JM, Húngaro Duarte MA, Gonçalves M, Tanomaru-Filho M.
Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA.
Braz Oral Res. 2009; 23(2): 119–123.
41. Camilleri J.
Evaluation of the effect of intrinsic material properties and ambient conditions on the dimensional stability of white mineral trioxide aggregate and Portland cement.
J Endod. 2011; 37(2): 239–245.
42. Camilleri J, Mallia B.
Evaluation of the dimensional changes of mineral trioxide aggregate sealer.
Int Endod J. 2011; 44(5): 416–424.
43. Gomes-Cornélio AL, Rodrigues EM, Salles LP, Mestieri LB, Faria G, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M.
Bioactivity of MTA Plus, Biodentine and an experimental calcium silicate-based cement on human osteoblast-like cells.
Int Endod J. 2017; 50(1): 39–47.
44. Silva EJ, Perez R, Valentim RM, Belladonna FG, De-Deus GA, Lima IC, Neves AA.
Dissolution, dislocation and dimensional changes of endodontic sealers after a solubility challenge: a micro-CT approach.
Int Endod J. 2017; 50(4): 407–414.
45. Bin CV., Valera MC, Camargo SEA, Rabelo SB, Silva GO, Balducci I, Camargo CHR.
Cytotoxicity and genotoxicity of root canal sealers based on mineral trioxide aggregate.
J Endod. 2012; 38(4): 495–500.
46. Jagtap P, Shetty R, Agarwalla A, Wani P, Bhargava K, Martande S.
Comparative evaluation of cytotoxicity of root canal sealers on cultured human periodontal fibroblasts: In vitro study. J Contemp Dent Pract. 2018; 19(7): 847–852.
47. Kohli MR, Yamaguchi M, Setzer FC, Karabucak B.
Spectrophotometric analysis of coronal tooth discoloration induced by various bioceramic cements and other endodontic materials.
J Endod. 2015; 41(11): 1862–1866.
48. Camilleri J.
Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. J Endod. 2014; 40(3): 436–440.
49. Ioannidis K, Mistakidis I, Beltes P, Karagiannis V.
Spectrophotometric analysis of crown discoloration induced by MTA-and ZnOE-based sealers. J Appl Oral Sci. 2013; 21(2): 138–144.
50. Jain A, Ponnappa KC, Yadav P, Rao Y, Relhan N, Gupta P, Choubey A, Bhardwaj S.
Comparison of the root end sealing ability of four different retrograde filling materials in teeth with root apices resected at different angles – an invitro study. J Clin Diagnostic Res. 2016; 10(1): ZC14–17.
51. Mohamed El Sayed MA, Al Husseini H.
Apical dye leakage of two single-cone root canal core materials (hydrophilic core material and gutta-percha) sealed by different types of endodontic sealers: An in vitro study. J Conserv Dent. 2018; 21(2): 147–152.
52. Ballullaya SV, Vinay V, Thumu J, Devalla S, Priyadarshini BI, Balla S.
Stereomicroscopic dye leakage measurement of six different root canal sealers. J Clin Diagnostic Res. 2017; 11(6): ZC65–68.
53. Heran J, Khalid S, Albaaj F, Tomson PL, Camilleri J.
The single cone obturation technique with a modified warm filler.
J Dent. 2019; 2019:103181 doi: 10.1016/j.dent.2019.103181.
54. Pereira AC, Nishiyama CK, Castro Pinto L de.
Single-cone obturation technique: a literature review. RSBO. 2012; 9(4): 442–447.
55. Shin JH, Lee DY, Lee SH.
Comparison of antimicrobial activity of traditional and new developed root sealers against pathogens related root canal.
J Dent Sci. 2018; 13(1): 54–59.
56. Alsubait S, Albader S, Alajlan N, Alkhunaini N, Niazy A, Almahdy A.
Comparison of the antibacterial activity of calcium silicate- and epoxy resin-based endodontic sealers against *Enterococcus faecalis* biofilms: a confocal laser-scanning microscopy analysis. Odontology. 2019; 107(4): 513–520.