

LEUCITOVÁ DENTÁLNÍ KERAMIKA

ALEXANDRA KLOUŽKOVÁ^a, MARTINA MRÁZOVÁ^b, MARTINA KOHOUTKOVÁ^c
a JAROSLAV KLOUŽEK^b

^a Ústav skla a keramiky, ^b Laboratoř anorganických materiálů, společné pracoviště Vysoké školy chemicko-technologické v Praze a Ústavu struktury a mechaniky hornin AVČR, v.v.i., ^c Centrální laboratoře, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, Technická 5, 166 28 Praha 6
klouzkoa@vscht.cz

Došlo 29.5.12, přepracováno 3.2.13, přijato 7.5.13.

Klíčová slova: dentální keramika, leucit, koeficient délkové teplotní roztažnosti

Obsah

1. Úvod
2. Stručný historický přehled
3. Klasifikace dentální keramiky
 - 3.1. Skelná (živcová) dentální keramika
 - 3.2. Částečně krystalická dentální keramika
 - 3.3. Polykrystalická keramika
4. Leucitová keramika
5. Způsoby přípravy leucitové keramiky
6. Závěr

1. Úvod

Keramické materiály jsou v současné době velmi často používány pro protetické aplikace. Důvodem jsou jejich výhodné vlastnosti, mezi které patří vysoká chemická odolnost, bioinertnost, možnost úpravy koeficientu teplotní roztažnosti umožňující spájitelnost s kovovou výztuží, mechanická pevnost a možnost napodobení barevného odstínu původního zubu. Hlavními nedostatky jsou vysoká křehkost, resp. nízká hodnota lomové houževnatosti, relativně vysoká tvrdost, která může vést k obrušování protilehlých zubů, a poměrně vysoká cena celé dentální náhrady, určená náročnou a zdlouhavou přípravou.

Dentální keramika, často nepřesně označovaná jako zubní porcelán, je používána pro přípravu jednotlivých korunek a můstků i celých zubních náhrad. Nejrozšířenější jsou kovokeramické systémy, které tvoří 70–80 % zubních náhrad. Častým keramickým dentálním materiálem těchto

systémů jsou leucitové kompozity, které jsou tvořeny skelnou maticí s homogenně rozptýlenými krystalickými zrnky leucitu (KAlSi_2O_6).

2. Stručný historický přehled

Používání keramiky pro zubní náhrady je z historického hlediska poměrně nová záležitost, i když touha po trvalém a esteticky vhodném materiálu nahrazujícím lidské zuby je odvěká. Již v době Etrusků (od cca 700 let př. n. l.) existovaly různé zubní techniky, které zůstaly prakticky bez povšimnutí až do 18. století. Jako náhradní materiály používané právě do této doby sloužily lidské a zvířecí zuby upravované do požadovaných tvarů, slonovina, později i opracované minerály a porcelán.

První porcelánová korunka byla zhotovena záhy po objevení způsobu výroby tvrdého evropského porcelánu roku 1709. Přibližně o sto let později se zubní keramika z důvodu dosažení delší životnosti začala zpevňovat kovovou výztuží. V roce 1885 připravil Logan první známou keramickou korunku nanesenou na platinovou podpěru¹. Kovokeramické systémy zaručovaly do té doby nebývalou všestrannost z hlediska estetičnosti i mechanických vlastností a způsobily výrazný pokrok v zubní protetice. Příprava kovokeramických systémů však přinesla závažný problém, kterým je odprýskávání keramiky od kovové konstrukce. Omezení této nevýhody přinesla práce Weinstaina^{2–4}, který v 60. letech minulého století připravil zubní keramiku smísením jemně rozemletého skla a sklokeramické frity různého složení, které umožňovalo měnit koeficient teplotní roztažnosti (KTR) v širokém rozmezí. Tímto způsobem se podařilo připravit živcovou keramiku s do té doby nebývalou vysokou hodnotou KTR až $17 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Připravený dentální materiál obsahoval skelnou fázi a krystaly tetragonálního leucitu, který se v přírodě vyskytuje jako minerál bazických výlevných hornin bohatých na draslík a hliník a patří do skupiny feldspatoidů, podtřídy tektosilikátů a třídy silikátů. V roce 1980 Hahn a Teuchert⁵ hlouběji studovali rekrytalizační mechanismus leucitu v sklo-keramickém systému $\text{K}_2\text{O} - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{SiO}_2$ a diskutovali princip bezporuchového napalování keramiky na kov. Prokázali, že pro získání požadované hodnoty koeficientu teplotní roztažnosti živcové keramiky je nutná právě přítomnost tetragonálního leucitu, který má hodnotu KTR přibližně $26 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Postupné zdokonalování kovokeramických systémů ovládlo vývoj zubní protetiky až do současnosti.

Další oblastí výzkumu a vývoje dentálních aplikací jsou dnes především systémy celokeramické. Vykazují výborné estetické vlastnosti a k jejich rozvoji došlo zejména díky použití nově vyvinutých syntetických keramických surovin a vývoji nových technologií příprav, především

v oblasti vytváření a výpalu. Jedním z prvních materiálů použitých jako keramický konstrukční materiál byl korund⁶, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$. V 80. letech 20. století pak přicházejí s celokeramickými systémy firmy Cerestore (Coors Bio-medical, Lakewood, Colorado, USA) a Dicor (Dentsply/York Division, York, Pennsylvania, USA).

Konec 20. a počátek 21. století přinesly strmý nárůst zájmu materiálových chemiků a zubařů o tento rychle se rozvíjející obor. Většina výzkumných týmů se primárně zaměřuje na materiální a mechanické aspekty. Důraz je kladen na zdokonalování mechanických vlastností zubní keramiky a na její nové způsoby přípravy. Vznikají stále nové dentální keramické materiály, což sebou přináší nutnost zavedení jejich systematické klasifikace podle dalších parametrů, které nebyly dříve specifikovány.

3. Klasifikace dentální keramiky

V současné době se používají náhrady kovokeramické i celokeramické. Pro klasifikaci dentální keramiky se používají dva základní způsoby^{7–9}. Častěji používaná klasifikace zohledňuje podíl krystalické fáze ve skupinách

skelné (živcové) dentální keramiky (1), částečně krystalické dentální keramiky (2) a polykrystalické dentální keramiky (3), viz tab. I.

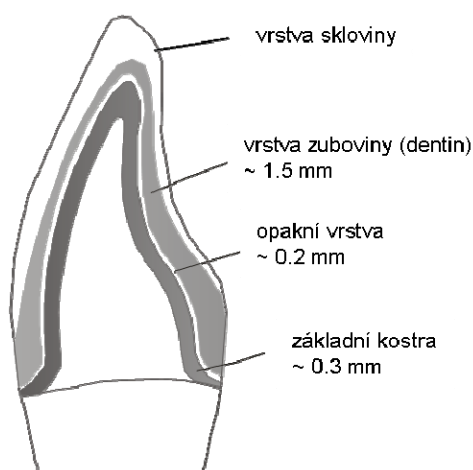
Alternativní klasifikace zohledňuje, zda se jedná o kompozitní materiál nebo o jednofázový systém. Kompozitní materiál se skládá alespoň ze dvou fází, přičemž první fázi tvoří nejčastěji skelná matrice, druhou pak krystaly leucitu, Al_2O_3 , ZrO_2 aj. Jednofázový systém se naopak skládá pouze z jedné fáze, a to buď skelné (např. živcová keramika), nebo krystalické (např. Al_2O_3 , ZrO_2). Oba způsoby klasifikace se často prolínají a v literatuře lze nalézt i další způsoby klasifikace, např. podle druhu a množství krystalické fáze.

Na zhotovení korunky, resp. můstků se používá kombinace různých typů dentální keramiky. Vrstvení jednotlivých druhů dentální keramiky je odlišné pro kovokeramické a pro celokeramické systémy. V prvním případě, viz obr. 1, se na kovovou konstrukci nejprve nanáší opakní vrstva s vysokým podílem krystalické fáze, která zakrývá tmavou slitinu kovu. Následuje vrstva dentinová a nakonec vrstva nahrazující sklovinu, která vykazuje nejlepší optické vlastnosti a dodává keramickému zubu přirozený vzhled. Jednotlivé typy vrstev musí být často nanášeny

Tabulka I

Klasifikace dentální keramiky z hlediska podílu krystalické fáze

Základní složka	Další případné složky	Příklad komerčního materiálu	Použití
<i>Skelná (živcová) dentální keramika</i>			
Živcové sklo	Barvicí oxidy Kaliva Sklo-frita	Vitadur Alpha (Vita)	fasety na keramiku, inlay, onlay
<i>Středně krystalická dentální keramika</i>			
Živcové sklo	Leucit (~17–25 hm.%) Barvicí oxidy Kaliva Sklo-frita	Omega 900 (Vita) Ceramco I, II, III (Dentsply) IPS d.Sign (Ivoclar)	fasety pro kovové podpěry, inlay, onlay
<i>Vysoce krystalická dentální keramika</i>			
Živcové sklo	Leucit (~33–55 hm.%) Barvicí oxidy Kaliva	Empress I (Ivoclar) Finesse All-Ceramic (Dentsply)	jednotlivé korunky, inlay, onlay, fasety
Živcové sklo	Al_2O_3 (~ 55 hm.%)	Vitadur-N (Vita)	jednotlivé korunky
Lanthanové sklo	Al_2O_3 (~ 70 obj.%)	In-Ceram alumina (Vita)	jednotlivé korunky, můstky ve frontálním úseku
LABS (aluminoboro-křemičité sklo)	Al_2O_3 (~ 50 obj.%) ZrO_2 (~ 20 obj.%)	In-Ceram Zirconia (Vita)	jednotlivé korunky, můstky
<i>Upravená vysoce krystalická dentální keramika</i>			
Živcové sklo	Lithiumdisikát (~ 70 obj.%)	Empress 2 (Ivoclar)	jednotlivé korunky, můstky ve frontálním úseku
<i>Polykrystalická dentální keramika</i>			
na bázi Al_2O_3	< 0,5 hm.% příměsi	Procera (Nobel Biocare)	jednotlivé korunky
na bázi ZrO_2	< 3–5 hm.% Y_2O_3	Procera (Nobel Biocare)	jednotlivé korunky, můstky



Obr. 1. Schéma nánosu keramických vrstev na zubní konstrukci

vícekrát, aby bylo dosaženo optimálního tvaru a odstínu dané zubní náhrady. Zubní náhradu je nutné po nanesení každé vrstvy vypálit ve vakuové peci. U celokeramických systémů tvoří nosnou část keramická konstrukce, na kterou se nanáší alespoň jedna další vrstva s vyšší propustností světla.

3.1. Skelná (živcová) dentální keramika

Nejlépe napodobuje optické vlastnosti skloviny a zuboviny, a proto se nejčastěji používá jako fasetovací materiál na povrchové vrstvy zubní náhrady^{7,10}. Sklo je tvořeno trojrozměrnou sítí atomů a je charakteristické neuspořádanou strukturou s vysokou propustností světla. Tato skla jsou poměrně odolná proti krystalizaci během výpalu a chlazení, vykazují široké rozmezí teplot pro výpal a jsou biokompatibilní. Název živcové sklo je odvozen od minerálů – živců, jejichž základními složkami jsou SiO_2 a Al_2O_3 . Živcová keramika dále obsahuje alkalické a jiné oxidy, které snižují teplotu výpalu, či zvyšují koeficient teplotní roztažnosti.

3.2. Částečně krystalická dentální keramika

Je tvořena alespoň dvěma fázemi, přičemž jednu tvoří amorfní skelná matrice a druhou tvoří fáze krystalická⁷. Její přítomnost vede k zlepšení mechanických vlastností a ovlivňuje optické vlastnosti, zejména propustnost světla a barvu. V tomto případě můžeme hovořit o částečně krystalické keramice jako o kompozitním materiálu.

První úspěšně použitou krystalickou fází v dentální keramice byl leucit, který umožnil spájení keramiky s kovovou slitinou^{3,4}. Rozdílné hodnoty KTR do té doby používané živcové dentální keramiky ($\text{KTR} \sim 8 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) a kovových konstrukcí ($\text{KTR} 12 \cdot 10^{-6} - 14 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) způsobily

bojaly odprýskávání keramiky od kovu. Přidání 17–25 hm.% leucitu umožnilo zvýšit KTR dentální keramiky na hodnotu blízkou hodnotě kovové konstrukce, a tak bylo možné napalovat keramiku na kov bez odprýskávání. Leucit přináší pro aplikaci v dentální protetice kromě vysoké hodnoty koeficientu teplotní roztažnosti další dvě výhody⁷. Za prvé je to jeho index lomu velmi blízký indexu lomu živcových skel, což je důležité z hlediska docílení optimálních optických vlastností dentální keramiky. Za druhé se leucit oproti živcovému sklu podstatně snáze leptá, což umožňuje vznik velmi dobrých mikro-mechanických vazeb mezi keramikou a tmelem.

3.3. Polykrystalická keramika

Neobsahuje na rozdíl od skelné a částečně krystalické dentální keramiky amorfní skelnou fázi. Obvykle je mnohem pevnější a ve srovnání se sklokeramikou je podstatně obtížnější z ní připravit výrobek požadovaného tvaru (např. zubní korunku). Polykrystalická keramika zaznamenala výrazný úspěch s příchodem počítačových programů, které zvýšily přesnost rozměrů požadovaného tvaru náhrady. Velkou výhodou polykrystalické keramiky je přesné určení jejího smrštění po výpalu, což je důležité pro dodržení správného tvaru dané náhrady. Polykrystalická keramika je ve srovnání např. se sklokeramikou opakním materiálem s velmi malou propustností světla. To limituje její použití z hlediska estetiky a musí být tudíž kombinována s dalšími typy dentální keramiky. Polykrystalická keramika se proto nejčastěji používá jako podkladový materiál pro celokeramické zubní náhrady.

4. Leucitová keramika

Leucitová keramika je dvoufázový materiál skládající se z amorfní fáze, kterou tvoří skelná matrice, a krystalické fáze – leucitu. Základní kostru leucitu i matrice tvoří hlinité a křemičité složky doplněné o další důležité složky a příměsi, kterými jsou K_2O , Na_2O , Li_2O , B_2O_3 , CaO , ZrO_2 aj.

V následující tab. II je uvedeno základní surovinové složení zubní keramiky doplněné o složení klasického živcového porcelánu^{11,12}.

Je zřejmé, že surovinové složení je velmi podobné, avšak procentuální zastoupení jednotlivých surovin se výrazně liší. Nízký obsah kaolinu u zubní keramiky způsobuje malé smrštění zubní náhrady po výpalu, což je důležité z hlediska dosažení požadovaného rozměru zubní náhrady. Naproti tomu vysoký podíl živců v zubní keramice zajišťuje vhodné optické vlastnosti s vysokou propustností světla.

Chemické složení některých komerčně dostupných keramických dentálních materiálů uvádí tab. III. Všechny tyto dentální materiály obsahují minerál leucit, kromě materiálu Vitadur Alpha, který je bezleucitový¹³.

Oxidy alkalických kovů jako jsou Na_2O , K_2O , Li_2O se k leucitové keramice přidávají z důvodu snížení teploty

Tabulka II

Základní surovinové složení zubní keramiky a klasického živcového porcelánu

Materiál	Zubní keramika [hm. %]	Klasický živcový porcelán [hm. %]
Kaolin	1–10	> 40
Živec	70–90	20–35
Křemen	1–18	< 40
Pigmenty	1–3	–

Tabulka III

Chemické složení vybraných komerčně dostupných dentálních materiálů v hm. %

Složky	Ceramco II	Finese All-Ceramic	IPS d.Sign	Vitadur Alpha
SiO ₂	62,1	62,2	58,2	68,1
Al ₂ O ₃	13,9	9,6	13,1	15,1
K ₂ O	12,4	12,1	10,9	10,0
Na ₂ O	3,4	5,0	4,4	3,3
CaO	3,1	3,1	3,0	2,6
ZrO ₂	–	–	2,4	0,6
MgO	–	2,4	–	–

tavení základních vstupních surovin, kterými jsou převážně sodnodraselné živce s koncovými členy KAlSi_3O_8 a $\text{NaAlSi}_3\text{O}_8$. Oxid ZrO_2 působí jako nukleační činidlo, tj. urychluje krystalizaci leucitu z taveniny. Oxidy CaO , MgO , ale i P_2O_5 , B_2O_3 , Li_2O a SrO snižují viskozitu taveniny a tím snižují napalovací teplotu celého kompozitu, tj. teplotu výpalu potřebnou na přípravu kompozitu¹³. Oxid B_2O_3 je tavivem a jeho přítomnost vede ke zvýšení chemické odolnosti materiálu. Důležitou skupinou jsou barviva jak anorganická, tak organická. Organická barviva při vypalování shoří beze zbytku a přidávají se pro rozlišení jednotlivých vrstev keramické hmoty. Anorganická barviva způsobují zbarvení keramické náhrady po jejím výpalu. Tyto složky jsou po výpalu barevně stálé a mají za úkol napodobit odstín přírodního zubu.

5. Způsoby přípravy leucitové keramiky

Leucitová keramika se dnes vyrábí vysokoteplotně převážně inkongruentní krystalizací, při které složení leucitových krystalů neodpovídá stechiometrickému poměru složek v tavenině. Výroba probíhá z živců a surovin bohatých na K_2O , Na_2O , Al_2O_3 a SiO_2 , a to řízenou nukleací a krystalizací leucitu². Výsledný sklo-keramický materiál nese vlastnosti jak skelných, tak keramických materiálů.

Konvenční způsoby přípravy leucitové keramiky zahrnují několik obecných kroků^{2,15}. Výchozí suroviny jsou míchány ve vhodném poměru v kulovém mlýnu po dobu 1 až 3 hodin. K výchozí směsi se přidávají nukleační činidla, např. P_2O_5 , Pt v kombinaci s MgO , ZnO , TiO_2 . Tavením výchozích surovin za vysokých teplot (nad 1300 °C) vzniká

tavenina, která je poté prudce ochlazena vodou. Vytvořená fritta se opět zahřeje na teplotu 900 až 1100 °C po dobu několika hodin, kdy dochází k tvorbě a růstu potřebného množství krystalů leucitu. Po ukončení růstu krystalů je fritta opět ochlazena vodou, rozdrčena a rozemleta na jemný prášek. Proces prvního ochlazení a znovu zahřátí může být přeskočen a tavenina může být rovnou ochlazena na krystalizační teplotu leucitu a poté chlazená již s určitým obsahem tohoto minerálu. Je zřejmé, že výše popsany proces je poměrně zdoluhavý, energeticky náročný a ne vždy je možné kontrolovat nukleační mechanismus. Vzniká tak leucit s různou velikostí částic, čímž jsou ovlivněny i mechanické vlastnosti výsledného kompozitu. Produktem krystalizace navíc není pouze čistý leucit, ale materiál obsahující poměrně velké množství amorfní fáze. Tato leucitová fritta s vysokým KTR a vysokou teplotou výpalu je pro potřeby použití v kovokeramice dále míchána se skelnou fritou s nízkým KTR a nízkou teplotou výpalu v požadovaném poměru tak, aby výsledná dentální keramika vykazovala potřebné vlastnosti.

Od roku 1962, kdy Weinstein patentoval přípravu leucitové keramiky, se mnoho vědců a vědeckých týmů pokusilo připravit leucit, resp. leucitovou keramiku jinými způsoby. Mnoho prací a patentů zabývajících se vysokoteplotní přípravou leucitové keramiky^{16–20} vystřídal snaha připravit leucit novými „nízkoteplotními“ metodami jako je sol-gel, koprecipitace, hydrotermální syntéza, aj. Souběžně s tím se výzkum zaměřil i na způsoby zlepšení mechanických a optických vlastností leucitové keramiky^{21–24}.

V roce 1994 připravil Sheu a spol. tetragonální leucit koprecipitační metodou²⁵. Leucitové krystaly byly identifikovány v produktu až při teplotě výpalu vyšší než 1200 °C,

přičemž zároveň byl v produktu přítomen kalsilit (KAlSiO_4) a amorfni skelná fáze²⁶. Nad teplotou 1300 °C již kalsilit v produktu nebyl přítomen.

Ve stejném roce byla použita metoda sol-gel Liuem a spol.²⁷, a to k přípravě leucitu z čistých jedno- a víceřadových gelů a ze skla bez a s očkováním při relativně nízké teplotě 900 °C. Touto metodou se však nepodařilo připravit čistý leucit, výsledný produkt obsahoval velké množství amorfni fáze. V roce 2003 Yang a spol.²⁸ připravil taktéž metodou sol-gel vysoce čistý leucitový prášek, který vznikl z vysušeného gelu nad teplotou 900 °C. Metoda sol-gel byla použita i v roce 2006 Zhagem a spol.²⁹. Jako modifikátor ke snížení teploty syntézy použili CaF_2 . Výsledky ukázaly, že přítomnost 1,5 hm.% CaF_2 může snížit teplotu syntézy z 1100 °C na 850 °C.

Roku 1997 Erbe a spol.³⁰ připravil leucit kongruentní krystalizací, při které leucitové krystaly vznikají z taveniny o stejném složení. K přípravě použil pouze čisté složky, jako jsou oxidy kovů, nepoužil žádné minerály. Výhodou této metody byla především relativně nízká teplota zpracování (960 °C) a vznik jemných leucitových zrn rovnoměrně rozptýlených v amorfni matici o stejném chemickém složení. Většina syntetizovaných vzorků však obsahovala jako nečistotu minerál kalsilit.

V roce 2003 Novotná a spol.^{31,32} poprvé syntetizovali čistý tetragonální leucit hydrotermální metodou, a to ve dvou krocích přes meziprodukt analcim ($\text{NaAlSi}_2\text{O}_6 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$). Teplota syntézy se pohybovala do 200 °C, což byla a dosud je vůbec nejnížší teplota přípravy tohoto tektosilikátu. Výsledný leucitový prášek byl homogenní s úzkým rozdělením velikosti částic cca 3 µm, které byly tvořeny jednotlivými leucitovými krystaly o velikosti desítek až stovek nanometrů v závislosti na podmínkách syntézy analcimu. O rok později (2004), Novotná a spol.³³ syntetizovali tetragonální leucit z hydrotermálně připraveného amorfniho prekurzoru kalcinací při teplotě 1000 °C.

6. Závěr

Dentální keramika je nejpoužívanějším materiálem pro zhotovování zubních náhrad. V současné době převládá výroba kovokeramických systémů, u nichž je keramická část napalována na kovovou konstrukci. Díky nově vyvinutým technologiím dochází rovněž k velkému nárůstu aplikací celokeramických náhrad, které mohou být tvořeny různými typy keramických materiálů s různým obsahem skelné fáze. Tyto systémy jsou velmi estetické, avšak díky technicky náročné přípravě finančně méně dostupné. Jak u celokeramických, tak u kovokeramických systémů je významnou částí těchto náhrad leucitová keramika. Velkou výhodou technologie založené na oddělené syntéze leucitu a následném smísení s matriční složkou je možnost řídit nejen konečnou mikrostrukturu kompozitu, ale také hodnotu koeficientu teplotní roztažnosti a tím rozšířit možnosti použití těchto materiálů. Průmyslová syntéza samotné krystalické složky – leucitu je časově a energeticky náročná, a proto se v posledních letech hle-

dají nové cesty její přípravy, které by vedly ke snížení nákladů na výrobu dentálních náhrad. Jednou z perspektivních cest je hydrotermální syntéza, jejíž výhodou je nízká teplota a konečný produkt ve formě uniformních částic, které lze snadno smísit a následně slinout při relativně nízkých teplotách (cca 1000 °C) ve stávajícím vybavení dentálních laboratoří. Lze očekávat, že tento způsob přípravy přinese rovněž zlepšení mechanických vlastností keramické složky resp. snížení její křehkosti, což je obecně zásadní problém keramických materiálů.

LITERATURA

1. Jones D. W.: Dent. Clin. North. Am. 29, 621 (1985).
2. Mrázová M., Kloužková A.: Ceram.-Silik. 53, 225 (2009).
3. Weinstein M. et al.: US 3,052,982 (1962).
4. Weinstein M. et al.: US 3,052,983 (1962).
5. Hahn C., Teuchert K.: Ber. Dent. Keram. Ges. 57, 208 (1980).
6. McLean J. W., Hughes T. H.: Br. Dent. J. 119, 251 (1965).
7. Kelly J. R.: Dent. Clin. North Am. 48, 513 (2004).
8. Denry I. L.: Crit. Rev. Oral Biol. Med. 7, 134 (1996).
9. Giordano R.: Gen. Dent. 48, 38 (2000).
10. Kelly J. R.: Annu. Rev. Mater. Sci. 27, 443 (1997).
11. <http://www.bethesda.med.navy.mil/>, staženo 1. 4. 2010.
12. Hanykř V., Kutzendörfer J.: Technologie keramiky. Vega s.r.o., Hradec Králové 2002.
13. Cesar P. F., Soki F. N., Yoshimura H. N.: Dent. Mater. 24, 1114 (2008).
14. Hoshikawa et al.: US 6,797,048 B2 (2004).
15. Panzera C.: US 6,086,662 (2000).
16. Panzera C.: US 4,455,383 (1984).
17. Katz B.: US 4,798,536 (1989).
18. Bukr B., Burnett A. P.: US 4,101,330 (1978).
19. Bedard H. L., Flanigen E. M.: US 5,071,801 (1991).
20. Brodtkin D.: US 6,086,662 (2000).
21. Rasmussen S. T., Groh C. L., O'Brian W. J.: Dental. Mater. 14, 202 (1998).
22. McLean J. W.: US 3,464,837 (1969).
23. Morena R., Lockwood P. L.: J. Am. Ceram. Soc. 64, 74 (1986).
24. Mackert R.: Dental. Mater. 2, 32 (1986).
25. Sheu T., O'Brien W. J., Rasmussen S. T., Tien T.: J. Mater. Sci. 29, 125 (1994).
26. Yoon C. K., Rasmussen S. T., O'Brien W. J., Tien T.: J. Mater. Res. 9, 2285 (1994).
27. Liu C., Komarneni R.: J. Am. Ceram. Soc. 77, 3105 (1994).
28. Yang Y., Wu J. Q.: Acta Metalurg. Sinica 16, 256 (2003).
29. Zhang Y., Wu J., Rao P., Lv M.: Mater. Lett. 60, 2819 (2006).
30. Erbe E. M.: US 5,622,551 (1997).
31. Novotná M., Šatava V., Ležal D., Kloužková A., Kostka P.: Solid State Phenom. 90, 377 (2003).

32. Novotná M., Kloužková A., Maixner J., Šatava V.: *Ceram.-Silik.* 49, 252 (2005).
33. Novotná M., Šatava V., Kostka P., Ležal D., Maixner J., Kloužková A.: *Glass Technol.* 45, 105 (2004).
34. Kohoutková M.: *Disertační práce*, VŠCHT Praha, Praha 2007.

A. Kloužková^a, M. Mrázová^b, M. Kohoutková^c, and J. Kloužek^b (^a *Department of Glass and Ceramics,* ^b *Laboratory of Inorganic Materials, Institute of Chemical Technology, Prague and Institute of Rock Structure and Mechanics, Academy of Sciences of the Czech Republic,* ^c *Central Laboratories, Institute of Chemical Technology, Prague*): **Leucite Dental Ceramics**

Dental ceramics are the most frequently used materials for dental prostheses. They are usually prepared from metal – ceramic systems where the ceramic part is fused to the metal construction. At present, newly developed technologies brought about an increasing use of all-ceramic replacements which are composed of different types of ceramic materials with varying glass content. Leucite ceramic is an important crystalline component of most all-ceramic and in particular metal-ceramic replacements. Industrial synthesis of leucite is time-consuming and so new synthetic ways are currently sought. One of the promising ways is the preparation by hydrothermal synthesis having the advantage of a low preparation temperature and the product consisting of uniform particles, which can be mixed and subsequently sintered at relatively low temperatures (~1000 °C) in equipment of dental laboratories. Improved mechanical properties of dental ceramics, in particular its fragility, can be expected.