

UNIVERZITA PARDUBICE

Fakulta chemicko – technologická

**Keramika na bázi oxidu zirkoničitého
v medicínálních aplikacích**

Martin Vrážel

Bakalářská práce

2018

Univerzita Pardubice
Fakulta chemicko-technologická
Akademický rok: 2017/2018

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Martin Vrážel**
Osobní číslo: **C15382**
Studijní program: **B2830 Farmakochemie a medicínální materiály**
Studijní obor: **Farmakochemie a medicínální materiály**
Název tématu: **Keramika na bázi oxidu zirkoničitého v medicínálních aplikacích**
Zadávací katedra: **Ústav organické chemie a technologie**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Literární rešerše zaměřená na přípravu a vlastnosti keramiky na bázi ZrO_2 .
2. Literární rešerše zaměřená na využití ZrO_2 v medicínálních aplikacích.
3. Literární rešerše zaměřená na využití ZrO_2 v dentální protetice.
4. Výsledky zpracujte formou závěrečné zprávy.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam odborné literatury:

Všechna dostupná chemická literatura.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Marek Bouška, Ph.D.**
Katedra polygrafie a fotofyziky

Datum zadání bakalářské práce: **28. února 2018**
Termín odevzdání bakalářské práce: **3. července 2018**



prof. Ing. Petr Kalenda, CSc.
děkan

L.S.



prof. Ing. Miloš Sedlák, DrSc.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 28. února 2018

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 9/2012, bude práce zveřejněna v Univerzitní knihovně a prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 5. 6. 2018

Poděkování

Rád bych věnoval poděkování Ing. Markovi Bouškovi, Ph.D. za podporu při psaní této bakalářské práce a za jeho cenné rady.

Anotace

Tématem bakalářské práce je příprava a využití keramiky na bázi ZrO_2 v medicíně. Práce se nejprve zabývá vlastnostmi a různými typy výroby dané keramiky, včetně popisu vybraných experimentálních postupů. Další část je zaměřena na využití dané keramiky ve stomatologii, především je použití ve funkční a estetické stomatologii, zahrnující korunky, implantáty a můstky. Třetí část bakalářské práce popisuje využití keramiky bázi ZrO_2 v ortopedii a blíže se soustředí na operaci kyčelního kloubu.

Klíčová slova

ZrO_2 , keramika, výroba keramických materiálů, stomatologie, ortopedie

Annotation

This Bachelor's Thesis aim is to describe fabrication and usage of zirconia based ceramic in medicine. At first this thesis describes properties a different type sof zirconia ceramics, including description of some experimental procedures. Next chapter focuses on usage of this ceramic in dentistry, especially on usage in functional and esthetic dentistry, including crowns, bridges and implants. Last chapter revolves around utilization of zirconia ceramic in orthopedics with emphasis on total hip surgery.

Keywords

ZrO_2 , ceramics, preparation of ceramics materials, zirconia, dentistry, orthopedics

Obsah

Úvod.....	9
Příprava a vlastnosti keramiky na bázi ZrO ₂	10
Bioaktivní skla.....	10
Hydroxyapatit.....	11
Keramika na bázi ZrO ₂	12
Nízkoteplotní degradace – stárnutí (LTD)	13
Příprava ZrO ₂	15
Metoda koprecipitační.....	16
Metoda Sol-Gel	20
Tvarování	23
Sušení	27
Slinování.....	27
Využití ZrO ₂ v dentální protetice	29
Popis zubu – základní pojmy.....	29
Struktura zubu	29
Sklovina.....	30
Dentin.....	30
Zubní cement.....	31
Zubní dřeň	31
Úvod do dentální protetiky	32
Druhy oprav zubních defektů.....	33
Výplně	34
Inlaye a Onlaye.....	34
Estetické fasety (veneers).....	35
Částečné korunky	37
Celoplášťové korunky	38

Celokovová korunka (litá korunka).....	38
Metalokeramická korunka	39
Celokeramická korunka.....	39
Léčba částečně neozubené dentice	40
Fixní můstky	41
Můstky se sponou.....	42
Princip zubních implantátů.....	44
Indikace zubního implantátu	44
Kontraindikace zubního implantátu	44
Výhody implantátů	45
Nevýhody implantátů	45
Materiály používané pro zhotovení implantátů.....	45
Historie keramických implantátů	46
Vlastnosti keramiky.....	46
Výhody keramických implantátů	47
Nevýhody keramických implantátů.....	48
Využití ZrO ₂ v medicíně.....	49
Náhrada kyčelního kloubu.....	52
Indikace a kontraindikace pro náhradu kyčelního kloubu.....	53
Selhání keramické náhrady	53
Závěr.....	55
Literatura	56
Seznam obrázků	59
Seznam zkratk.....	61

Úvod

Keramika je anorganický, nekovový materiál, který má v dnešní době díky svým mnoha kladným vlastnostem mnohá využití. Je s úspěchem aplikován ve strojírenství, elektronice, v automobilovém průmyslu a v lékařství.

V současné době jsou keramické materiály ve velké míře využívány v lékařství. Jsou používány pro výrobu očních náhrad, optických vláken pro endoskopii, náhrad tvrdých tkání nebo nádob pro kultivaci tkání. Velké uplatnění keramika našla ve stomatologii, kde se používá pro vytváření implantátů, korunek, ionomerních cementů apod. [1]

Příprava a vlastnosti keramiky na bázi ZrO₂

Keramiky na bázi ZrO₂ je v dnešní době v medicíně používána především jako biomateriál neboli biokeramika. Zde je nutné od sebe oddělit dva pojmy, a to biomateriál a biologický materiál. Biologický materiál je produkován přímo tělem pacienta, zatímco biomateriál je připravován synteticky a do těla je uměle vpravován. Biomateriály jsou zaváděny do těla *in vivo* za účelem vylepšit, vyléčit či nahradit jakýkoliv orgán, tkáň, nebo funkci zdravého těla. Tento biomateriál musí projít nezbytnými testy a zkouškami, aby se zajistila jeho nezávadnost. V zásadě se dají rozlišit čtyři druhy materiálu pro výrobu biokompatibilních náhrad: kovy, polymery, keramika a kompozity. [2]

Biokeramika je v současnosti používána téměř v celém lidském těle. Podle typu keramiky a její interakce s hostitelskou tkání, ji rozdělujeme na bioinertní a bioaktivní, přičemž bioaktivní keramika se dále dělí na resorbující a neresorbující. [3]

Kost jako taková je složitá živá tkáň. V zásadě se jedná o kompozit skládající se z organické fáze, ve které jsou uloženy anorganické krystaly obsahující vápník. Kosti, jako nosný a ochranný prvek lidského těla, jsou velice náchylné ke zlomeninám. Z tohoto důvodu byl dlouho hledán prostředek k jejich opravě. Tento materiál musel být nejen odolný, ale i bioinertní. Zcela bioinertní materiál bohužel neexistuje, neboť tkáň reaguje na každý cizí materiál, hledá se tedy takový výrobek, který nepůsobí na tělo toxicky. [3]

V roce 1920 byly pomocí rentgenu objeveny podobnosti ve struktuře mezi kostí a hydroxyapatitem (sloučenina vápníku a fosfátu), ale teprve po roce 1960 se výzkum zaměřil na využití tohoto materiálu jako bioaktivní keramiky. [3]

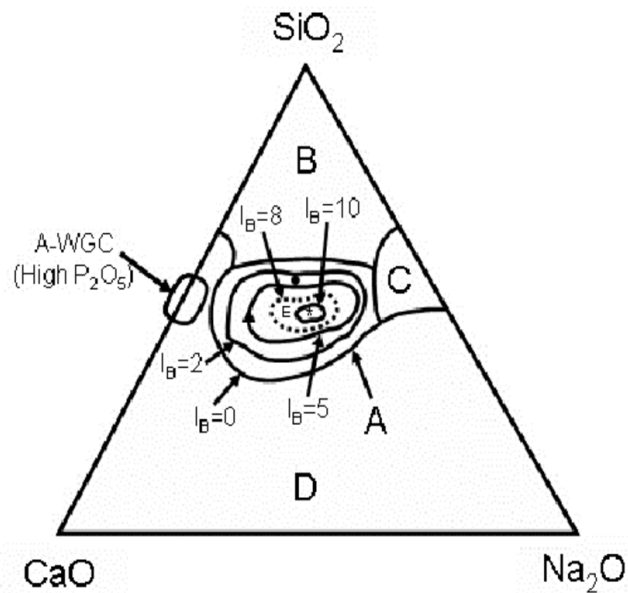
V ortopedii a stomatologii se používá široké spektrum materiálů na bázi keramiky, mezi které řadíme např. bioaktivní skla, hydroxyapatit nebo oxid zirkoničitý. [3]

Bioaktivní skla

Tento materiál původně vznikl jako náhrada za tvrdé tkáně. Velmi rychle se osvědčil díky své schopnosti vázat se na živou tkáň a tím ji zpevnit. Později bylo zjištěno, že tuto vazbu sklo vytváří i s měkkou pojivou tkání. Dnes už se bioaktivní sklo nepoužívá pro svůj původní účel, ale díky svým schopnostem vázat se na tkáň a stimulovat tvorbu osteoblastů se používá jako pomocný materiál při regeneraci kostí nebo je nanesen v tenké vrstvě na protetiku, aby zlepšil její přijetí do těla. [3,4]

Důležitou roli u bioskel má jejich složení, které úzce souvisí s indexem bioaktivity viz. obr. 1. Tento index se počítá jako podíl 100 a času, který je potřeba, aby se vytvořila vazba na 50 % povrchu mezi

implantátem a tkání. Výpočet se zapisuje jako $I_B = 100/t_{50bb}$. Sklo odpovídající složením oblasti A podporuje tvorbu a regeneraci kosti, složení B podporuje pouze tvorbu kosti, v oblasti C jsou resorbovatelná složení a v oblasti D nevznikne biosklo. Materiály s indexem větším než 8 se poté vážou i k měkkým tkáním. [3,5]



Obr.1 Index bioaktivity v závislosti na složení skel v systému oxid křemičitý, oxid sodný a oxid vápenatý [5]

Hydroxyapatit

Hydroxyapatit je bioaktivní materiál, který se dá získat z korálů, mušlí, skořápek a také z tělních tekutin. Využívá se ve formě prášků a kompozitu na výplně kostních defektů a dutin, nebo ve formě porézních bloků, které jsou využívány zejména v zubním lékařství. Dále se aplikuje ve formě nátěrů na náhrady z nerezových ocelí a titanových slitin pro zlepšení vlastností povrchu a lepší interakce s živou tkání. Jedním z dalších využití jsou hydroxyapatitové scaffoldy. Jedná se o podpůrné materiály, které mohou být resorbovatelné a napomáhají regeneraci tkáně spolu s biologickými molekulami. [6]

Keramika na bázi ZrO₂

Jedná se o materiál, který se svými vlastnostmi velmi podobá kovům a barvou barvě zubů. Vyskytuje se ve třech krystalických modifikacích v závislosti na teplotě. Za teplot pod 1170 °C se jedná o monoklinickou fázi, v rozmezí teplot 1170 – 2370 °C se vyskytuje v tetragonální fázi a při teplotách nad 2370 °C přechází na fázi kubickou. [7]

Nevýhodou keramiky Keramika na bázi ZrO₂ je, že při přechodu z tetragonální fáze na monoklinickou dochází k martenzitické bezdifúzní přeměně. Jedná se o rychlý proces, který doprovází 3-5% objemová přeměna. Při ochlazení materiálu se tedy ve struktuře keramiky tvoří trhliny a toto porušení struktury dlouho bránilo využití keramiky v průmyslu. [8]

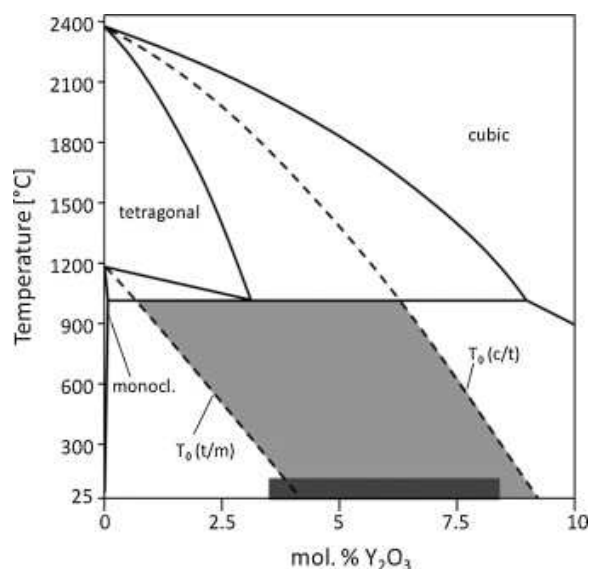
Následně bylo zjištěno, že přidáním dalších kubických oxidů docílíme vytvoření stabilní tetragonální či kubické struktury při nižších teplotách. Mezi tyto stabilizátory patří například oxid vápenatý, oxid hořečnatý nebo oxid yttritý. [8]

Je známo několik způsobů, jak zlepšit odolnost zirkoničité keramiky obsahující tetragonální zrna. Studie dokázaly, že metastabilní tetragonální precipitáty rozptýlené v kubické matici jsou schopny zabránit šíření trhliny pomocí transformace, vyvolané mechanickým zatížením. Podle toho, jaký materiál obklopuje zirkonová zrna náchylná k transformaci z tetragonální fáze na monoklinickou (která probíhá za nízkých teplot), můžeme získat různé materiály. Mezi tyto nejvýznamnější „zhouževnatělé“ keramiky patří: částečně stabilizovaná ZrO₂ (PSZ), transformačně zpevněná zirkoničitá keramika (ZTC) a tetragonální polykrystalický ZrO₂ (TZP). Přestože by teoreticky mohly být použity jakékoliv stabilizátory při tvorbě PSZ nebo TZP, v praxi se pro výrobu PSZ používá Y₂O₃ a pro TZP CeO₂. [8]

V medicíně se nejvíce používá ZrO₂ dopovaný MgO, CaO, CeO₂, a Y₂O₃. [8]

V praxi je nejpoužívanější stabilizátor Y₂O₃, který svou přítomností v zirkonu dává vzniknout kyslíkovým defektům a tím přispívá ke stabilizačnímu efektu. Y₂O₃ se v tetragonálním polykrystalickém ZrO₂ používá nejčastěji v objemovém zastoupení 3-8 mol% (YZTP). Obsahy tetragonální fáze, které jsou zachovány i při pokojové teplotě, závisí na velikosti zrn a obsahu yttria. Je velmi důležité uvažovat metastabilní povahu tetragonálních zrn. Pokud zrna překročí svou kritickou velikost, která souvisí s obsahem Y₂O₃, dojde k samovolné transformaci z tetragonální na monoklinickou fázi. [8]

Fázový diagram viz obr. 2 ukazuje, že je možná příprava dvou typů zirkonu v závislosti na obsahu oxidu yttritého. [8]



Obr. 2 Fázový diagram ZrO₂ stabilizovaného Y₂O₃ [8]

ZrO₂ částečně stabilizovaný MgO, typicky 8 mol. % MgO, má nižší hodnoty pevnosti v ohybu a lomové houževnatosti než již zmíněný YZTP, ale na druhou stranu vyšší hodnoty než Al₂O₃. Dále bylo zjištěno, že tento materiál netrpí tak velkou nízkoteplotní degradací jako YZTP. Díky jeho bioinertním vlastnostem a vynikající chemické a tepelné stabilitě je vhodným materiálem na femorální hlavy a těla náhrad uložených ve stehenní kosti. [9]

Nízkoteplotní degradace – stárnutí (LTD)

Jedná se o samovolnou přeměnu keramiky z tetragonální na monoklinickou fázi na povrchu materiálu ve vlhkém prostředí. Tento jev doprovází tvorba mikrotrhlin a zhoršení mechanických vlastností. Původ tohoto jevu stále není plně pochopen a popsán. Předpokládá se, že transformaci iniciuje zvýšení vnitřního napětí společně s proniknutím vody do matrice materiálu. Poté následuje řetězec dějů vedoucích od přeměny jednoho zrna k degradaci celého materiálu. [10]

Na začátku tohoto tisíciletí se o LTD v případě keramiky na bázi ZrO₂ všeobecně vědělo, nicméně příslušné testy byly prováděny za vysokých teplot – přibližně 250 °C. Předpokládalo se tedy, že keramické náhrady používané in vivo nejsou touto degradací postiženy. Teprve až po řadě případů, kdy popraskaly umělé klouby připravené ze zirkonu, se touto problematikou začali firmy zabývat podrobněji. [10]

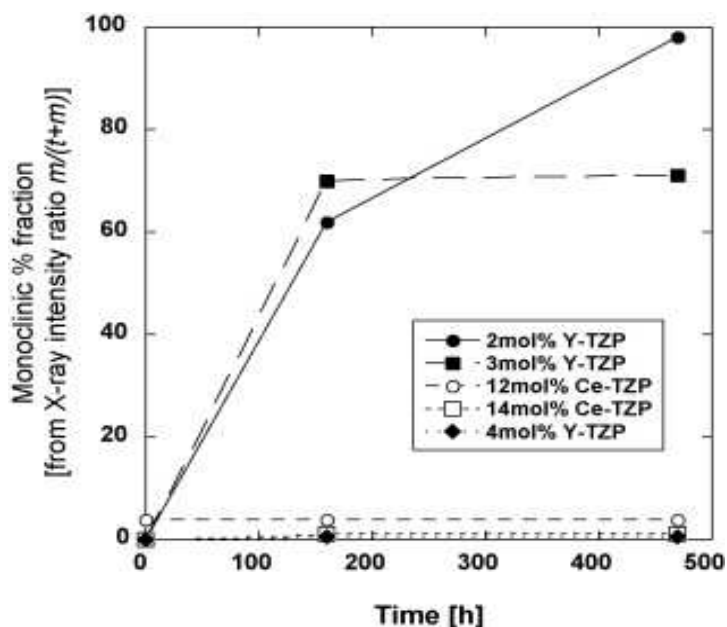
Jedna z teorií, která popisovala, co způsobuje stárnutí, předpokládala, že voda reaguje s Y₂O₃ za vzniku Y(OH)₃. Tím vyčerpá stabilizátor v okolí ZrO₂ a zahájí se transformace. Nicméně tato teorie byla nakonec vyvrácena. [10]

Další teorie novějšího data předpokládá, že kyslík pocházející z disociace vody obsazuje vakantní místa a tak zahajuje LTD. [10]

Keramika ZrO_2 dopovaná Y_2O_3 je velmi náchylná k LTD v přítomnosti vody. Náchylnost je ovlivněna složením a množstvím příměsí. U ZrO_2 dopovaného 2 mol. % Y_2O_3 dochází po několika hodinách a při teplotě vody $100\text{ }^\circ\text{C}$ k transformaci více než 40 % tetragonální fáze na monoklinickou. U ZrO_2 dopovaného 5 mol. % Y_2O_3 , za stejných podmínek jako výše, dochází ke snížení monoklinické fáze o 15 %, což je přisuzováno většímu obsahu kubické fáze. Po cyklu, který trval 5000 hodin při teplotě $70\text{ }^\circ\text{C}$, se vyskytuje u ZrO_2 dopovaného 3 mol. % Y_2O_3 více než 50 % monoklinické fáze. Ve stejné době také dochází k výraznému zhoršení mechanických vlastností, a to především pevnosti v ohybu. [8]

V současné době je z důvodu větší odolnosti vůči LTD vývoj zaměřen na ZrO_2 dopovaný CeO_2 . [8]

Pro dosažení stability je potřeba většího množství CeO_2 než Y_2O_3 . Standartně se používá 8 mol. % CeO_2 . Po 360 h ve vodě při $80\text{ }^\circ\text{C}$ u ZrO_2 s 8 mol. % CeO_2 bylo na povrchu zjištěno méně než 10 % monoklinické fáze. Nad 12 mol. % CeO_2 je systém dále netransformovatelný. V případě 12 a 14 mol. % CeO_2 byla po 500 hodinách a teplotě $150\text{ }^\circ\text{C}$ ve vodní páře prokázána pouze zanedbatelná degradace. Na obr. 3 je patrný rozdíl mezi Ce-TZP a Y-TZP. U 2 a 3 mol. % Y-TZP je vidět značný nárůst monoklinické fáze v průběhu stárnutí na rozdíl od 12 mol. % a 14 mol. % Ce-TZP a 4 mol. % Y-TZP. [11]



Obr. 3 Výsledky hydrotermálního stárnutí při $150\text{ }^\circ\text{C}$ pro Y-TZP a Ce-TZP [11]

Přestože Ce-TZP odolává nízkoteplotní degradaci, není příliš používán z důvodů své žluté barvy, která často nevyhovuje například u dentálních aplikací, kde je kladen důraz na estetičnost materiálu. [11]

Další výzkumy ukázaly, že významný vliv na stabilitu tetragonální fáze a odolnost vůči LTD má i průměrná velikost zrna ZrO_2 . S rostoucí velikostí zrna dochází k vyššímu lokálnímu napětí, a tedy k fázové transformaci. Na druhou stranu, pokud se dostaneme pod kritickou velikost $r_c < 0,35 \mu m$ může dojít k úplné inhibici LTD. [11]

Příprava ZrO_2

Keramické kompozity jsou nejčastěji připravovány práškovou metalurgií, při které jsou materiály ve formě prášku smíchány dohromady a poté spojeny sintrováním. Alternativní metodou přípravy keramických kompozitů je výroba z taveniny. Materiál vyrobený touto metodou se vyznačuje jemnou eutektickou strukturou a dobrými mechanickými vlastnostmi. Nevýhodou této metody je obtížnost, kterou se vyznačuje příprava stabilní a homogenní taveniny, neboť vyžaduje výkonnější zahřívací prostředky (např. lasery nebo vysokofrekvenční indukci), než ty které se běžně používají pro výrobu jiných materiálů. [12]

Nedávno byl objeven způsob přípravy keramiky z taveniny tuhnutím, který nevyžaduje přítomnost specializované pece. Tato metoda syntetizuje keramiku spalováním prášku v silném gravitačním poli, které podporuje separaci fází. Tepelná energie nutná k tavení materiálu je produkována přímou termickou reakcí a není vyžadován vnější zdroj tepla. Hoření probíhá velice rychle (v rámci vteřin), což znamená, že doba nutná pro přípravu materiálu je značně redukována. Touto metodou byly už připraveny materiály, jako jsou bioskla nebo cermety. [12]

Mezi další metody přípravy keramiky patří např.: [13]

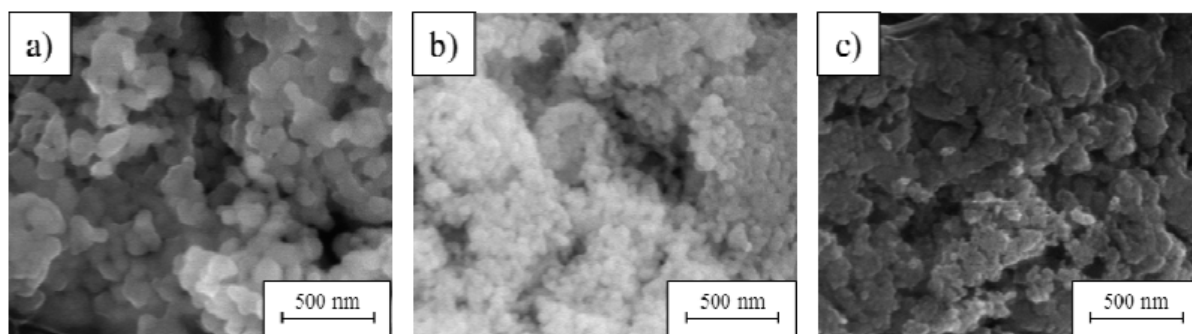
- metoda koprecipitační
- metoda sol-gel.

Metoda koprecipitační

Koprecipitační metoda patří mezi nejjednodušší a nejefektivnější metody přípravy plně stabilizovaného zirkonu. S touto metodou se pojí obtíže s kontrolou pH během fáze stabilizace ZrO_2 . Davis a kolektiv potvrdili, že tetragonální fáze může být vytvořena, pokud se pH pohybuje v hodnotách 3-5 nebo 13-14. Monoklinickou fází pak obdrželi při středních hodnotách pH (okolo 8). [13]

G. Sukhbayar a D. S. Bae zkoumali vliv pH na tvorbu struktury u zirkonu dopovaném oxidem hořečnatým. Jako výchozí materiály zvolili zirkonium oxychlorid ($ZrOCl_2 \cdot 8H_2O$) a monohydrát dusičnanu hořečnatého ($Mg(NO_3)_2 \cdot H_2O$). Hydroxid amonný (NH_4OH) poté sloužil jako mineralizátor a destilovaná voda jako rozpouštědlo. Byly připraveny čtyři různé roztoky, které se lišily množstvím hořčíku – obsahovaly 0, 5, 10 a 20 mol%. Zirkon a hořčík byly rozpuštěny ve vodě a pomocí NH_4OH bylo pH upraveno na hodnoty 7, 9 a 11. Suspenze byla poté rozemleta, sušena při teplotě $100\text{ }^\circ\text{C}$ v peci čtyři dny a nakonec kalcinována při teplotě $800\text{ }^\circ\text{C}$ 2 hodiny. Pro strukturální analýzu vzniklé fáze byla následně použita metoda RTG. [13]

Předchozí pokus potvrdil nález Davise a spol. a bylo zjištěno, že relativně čisté tetragonální fáze při neutrálním pH může být dosaženo přidáním 10 mol% MgO a že s rostoucím pH klesala velikost krystalů. [13]



Obr. 4 Morfologie čistého zirkonu kalcinovaného při $800\text{ }^\circ\text{C}$ a) pH 7, b) pH 9, c) pH 11 [13]

L. Yuan a spol. připravili 8 mol% ZrO_2 -MgO, přičemž sledovali účinek destilované vody, n-butyl alkoholu a směsi etanolu a n-butyl alkoholu (v poměru 1:1), jakožto mycích a srážecích roztoků, na vytváření shluků mezi molekulami vody a hydroxylovými skupinami. Tyto odolné útvary, které následně kalcinují, zhoršují chování materiálu během sinterování, a proto se výrobci snaží z procesu výroby vodu odstranit. Jako výchozí materiály byly použity $ZrOCl_2 \cdot 8H_2O$ a $Mg(NO_3)_2 \cdot 6H_2O$. Pracovalo se v prostředí s pH 10. Po centrifugální filtraci byly precipitáty třikrát promyty

odpovídajícími rozpouštědly. Poté byly sušeny 72 hodin při teplotě 60°C a kalcinovány 2 hodiny při teplotě 800°C. Vznikly 3 vzorky: [14]

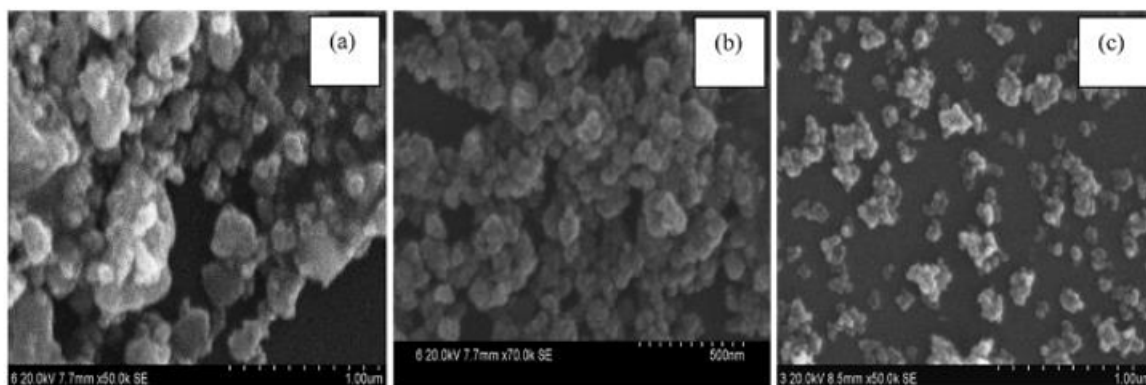
S1 – vzorek vysrážený a promytý vodou

S2 – vzorek vysrážený a promytý butyl alkoholem

S3 – vzorek vysrážený a promytý směsí butyl alkoholu a etanolu

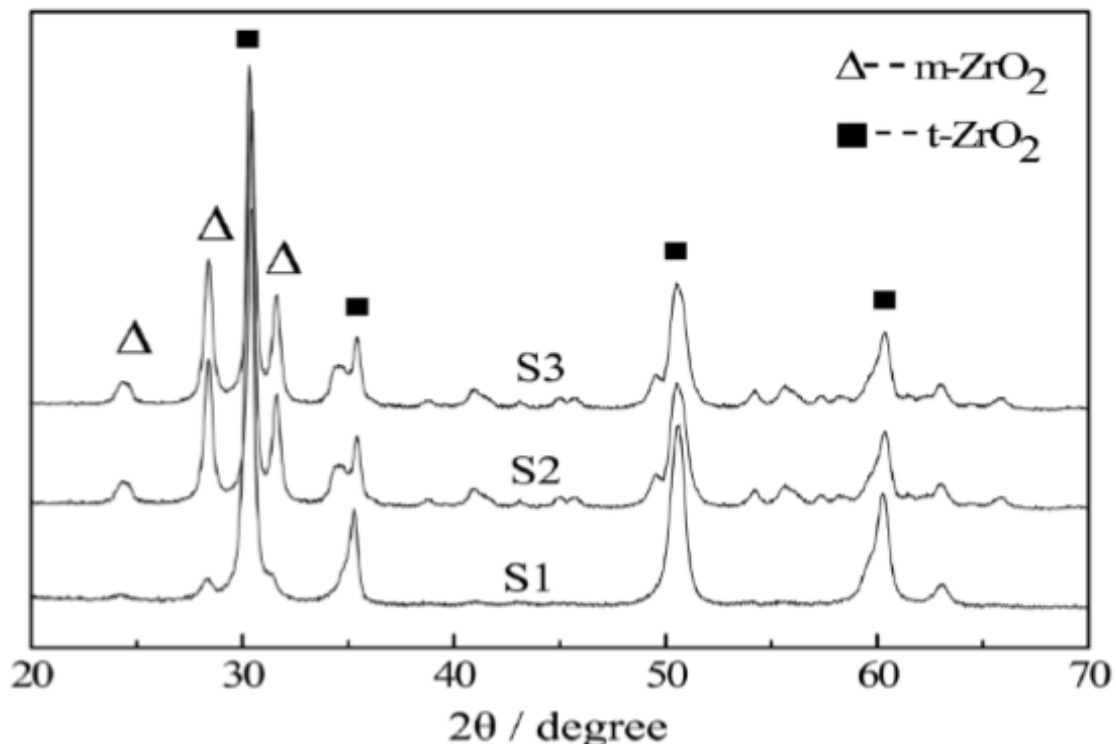
Po prozkoumání mikrostruktury vzorků, byl potvrzen vliv média na strukturu vznikajícího produktu (viz obr. 5). Při použití destilované vody byly vzniklé aglomeráty tvořeny většími částicemi a zhoršovaly tedy mechanické vlastnosti materiálu. [14]

Při využití n-butyl alkoholu a směsi rozpouštědel byl také pozorován vznik aglomerátů, nicméně vzniklé částice byly nanoskopické a bylo potvrzeno, že tato činidla se hodí k přípravě materiálů nejlépe. [14]



Obr. 5 SEM snímky prášků: a) vzorek S1, b) vzorek S2, c) vzorek S3 [14]

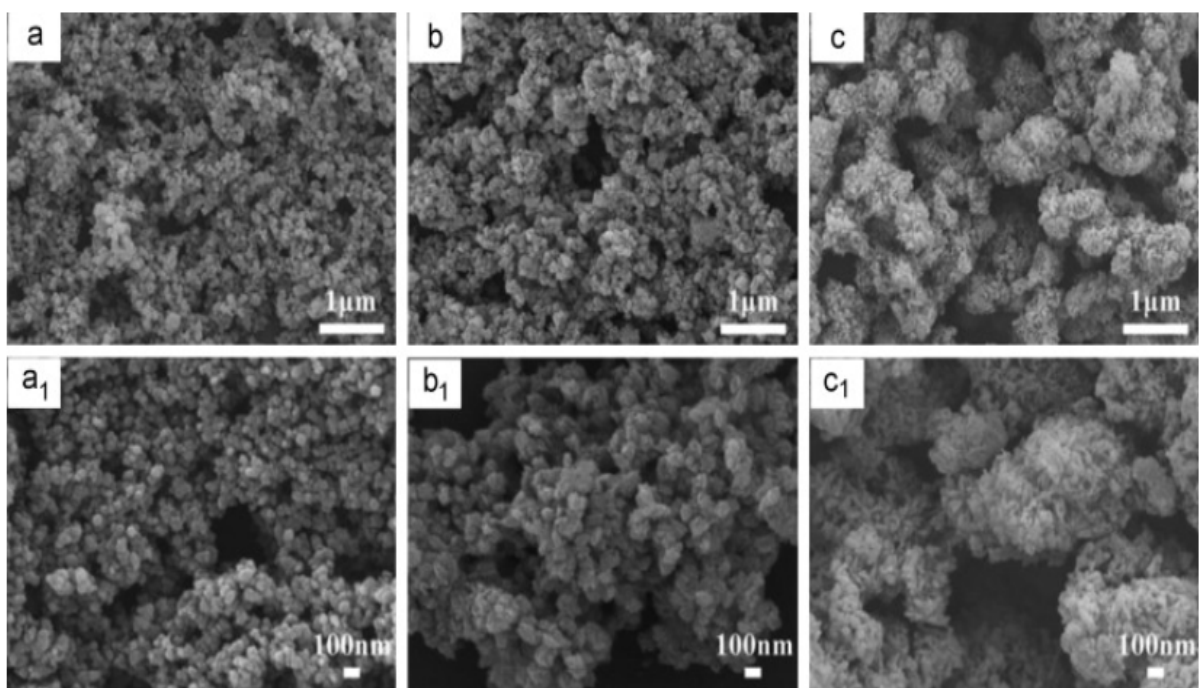
Obr. 6 ukazuje difraktogramy vzorků po kalcinaci. U vzorku S1 bylo zaznamenáno velké množství tetragonální fáze a stopové množství fáze monoklinické. V případě vzorků S2 a S3 byl pozorován nárůst monoklinické fáze, což naznačuje, že butyl alkohol a směs butyl alkoholu a etanolu snižuje u ZrO_2 dopovaném MgO teplotu fázové přechodu. To se dá vysvětlit tím, že menší částice, které vznikly ve vzorcích S2 a S3, zvyšují volnou energii povrchu a tím teplotu sniží. [14]



Obr. 6 Vzory RTG difrakce prášků kalcinovaných při 800°C [14]

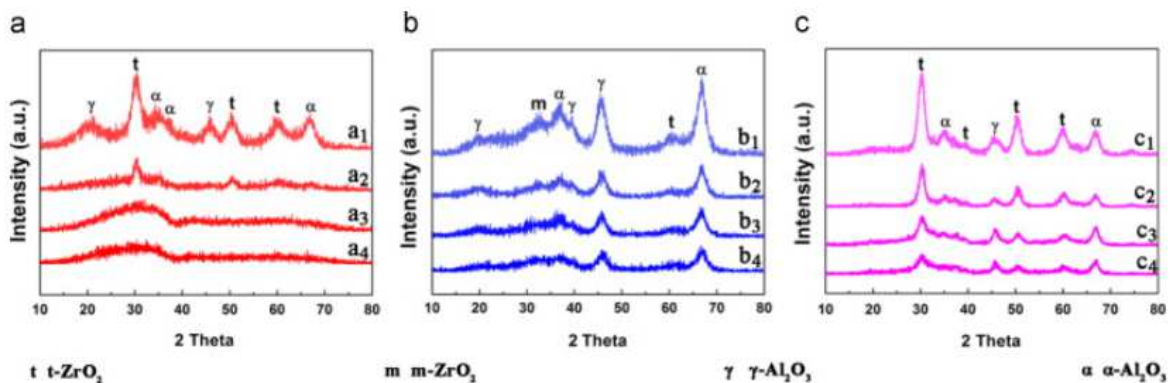
Han a kolektiv zkoumali vliv různých srážedel a sušících metod na vlastnosti keramiky na bázi $\text{ZrO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$ připravené kooprecipitační metodou. Za výchozí látky zvolili $\text{AlNH}_4(\text{SO}_4)_2 \cdot 12\text{H}_2\text{O}$, $\text{ZrOCl}_2 \cdot 8\text{H}_2\text{O}$, NH_4HCO_3 , $\text{NH}_3 \cdot \text{H}_2\text{O}$ a $(\text{NH}_4)_2\text{CO}_3$. Precipitáty byly rozpuštěny v destilované vodě a míchány za laboratorní teploty, při konstantním odstraňování přebytečného precipitátu. Poté byla voda nahrazena etanolem a prekurzory byly usušeny třemi různými způsoby. Vzorek 1 byl sušen 24 hodin při 60 °C, vzorek 2 byl sušen při 145 °C metodou sprejového sušení a třetí vzorek byl usušen mražením při -40 °C. Takto usušené prekurzory byly kalcinovány při 750-1000 °C po dobu dvou hodin. [15]

Obr. 7 ukazuje velké rozdíly ve velikosti zrn a morfologii $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$ v závislosti na použitých precipitátech. Za použití NH_4HCO_3 bylo dosaženo více homogenní mikrostruktury a menší aglomerace než u druhých dvou vzorků. [15]



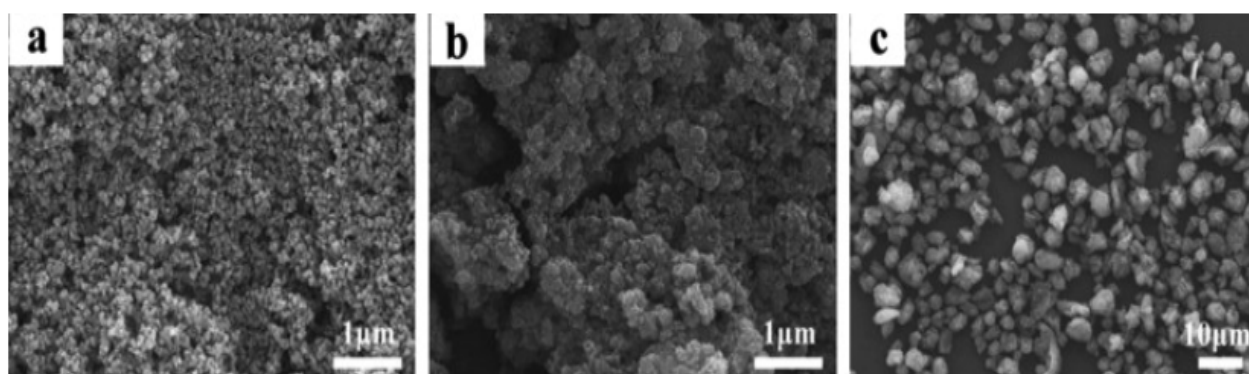
Obr.7 SEM obrázky $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$ připravené kalcinací při 900 °C za použití NH_4HCO_3 (a, a₁), $(\text{NH}_4)_2\text{CO}_3$ (b, b₁) a $\text{NH}_3\cdot\text{H}_2\text{O}$ (c, c₁) [15]

Zároveň bylo i zkoumáno množství tetragonální a monoklinické fáze ve vzorcích, jak můžeme vidět na obr. 8. $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{ZrO}_2$ připravená z $\text{NH}_3\cdot\text{H}_2\text{O}$ měla největší krystalinitu, pokud byly vzorky kalcinovány při stejné teplotě. Naopak nejmenší krystalinitu měla $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{ZrO}_2$ připravená z NH_4HCO_3 . Z toho vyplývá, že kromě teploty, při které je kalcinace prováděna, je neméně důležitý i precipit. Na obr. 8 vidíme, že vzniklý materiál vedle tetragonální a monoklinické fáze obsahoval i α a γ fáze, které se nejvíce vyskytovaly v $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{ZrO}_2$ připravené pomocí $(\text{NH}_4)_2\text{CO}_3$. [15]



Obr.8 Difraktogramy $\text{Al}_2\text{O}_3\text{--ZrO}_2$ keramiky připravené pomocí NH_4HCO_3 (a), $(\text{NH}_4)_2\text{CO}_3$ (b) a $\text{NH}_3\cdot\text{H}_2\text{O}$ (c) a kalcinované při 750 °C (a₄, b₄, c₄), 800 °C (a₃, b₃, c₃), 850 °C (a₂, b₂, c₂) a 900 °C (a₁, b₁, c₁) [15]

Dále Han a kolektiv zhodnotili účinek sušících technik na morfologii vznikajících částic. Struktura prášku sušeného pomocí mrazení je menší (okolo 47 nm) a méně shluknutá, než částice produkované vakuovým a sprejovým sušením. Navíc jsou vzniklé částice sférické, rovnoměrně rozložené a mají hladší povrch než částice vytvořené alternativními metodami. Vakuové a sprejové sušení umožňuje vytvoření vazeb s povrchem destilované vody a vyvolat tak shlukování, zatímco v případě sušení mrazem voda zmrzne a vzniklý led sublimuje do okolí. [15]



Obr.9 SEM obrázky $\text{Al}_2\text{O}_3\text{--ZrO}_2$ prášku kalcinovaného při 900 °C, který byl vytvořen pomocí sušení mrazem (a), sprejovým sušením (b) a vakuovým sušením (c). Tento vzorek byl připraven za použití NH_4HCO_3 . [15]

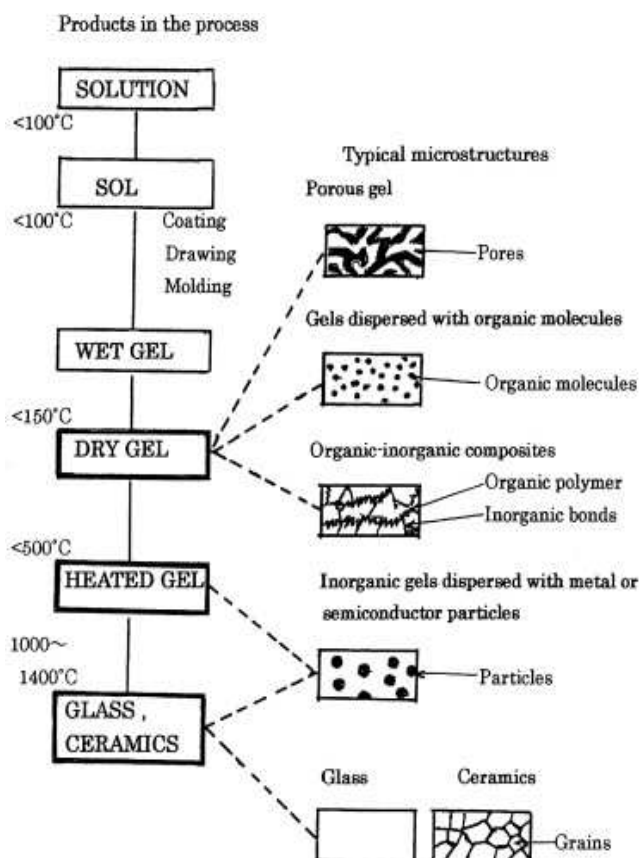
Metoda Sol-Gel

Jedná se o metodu, která je často používána pro přípravu keramických materiálů a oproti metodě kooprecipatační má několik výhod: [16]

1. materiál může být získán za použití nízké teploty
2. tato metoda umožňuje získat materiál, který obsahuje organické polymerní sítě a úpravou podmínek sušení a stárnutí je možno korigovat velikost pórů a pevnosti vzniklého materiálu

Je dokonce možné použití templátů, které by podpořily tvorbu porézních nanočástic ZrO_2 . Tyto templáty se následně odstraní tepelnou úpravou vzniklého gelu. [16]

Sol-Gel metoda probíhá tak, jak je naznačeno v obr. 10:



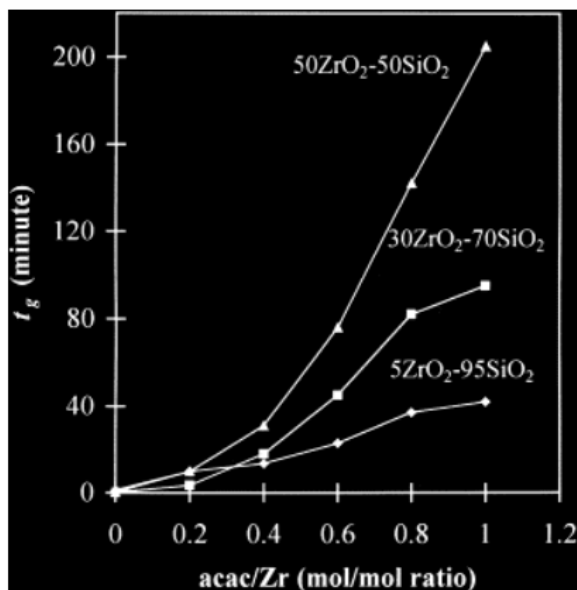
Obr. 10 Postup metody Sol-Gel a příklady mikrostruktury výsledného produktu [17]

Výchozími látkami pro metodu sol-gel jsou alkoksidy kovů a acetylacetonáty, které jsou zdrojem oxidů, voda, která slouží jako prostředek hydrolyzy a kyselina nebo báze, které plní funkci katalyzátoru. Kovová složka hydrolyzuje a polykondenzuje za laboratorní teploty, za vzniku koloidního roztoku (sol), ve kterém jsou rozptýleny vznikající částice a části polymerů. Další reakce spojují částice roztoku do mokrého gelu, který stále obsahuje vodu a rozpouštědla. Během této fáze obvykle vznikají asociáty a aglomeráty základních stavebních částic, mezi nimiž působí významné soudržné síly. Tento děj se nazývá gelace. Zbytková voda a rozpouštědla se následně odpaří a vzniká suchý gel (xerogel), jako jeden z finálních produktů. Tento xerogel má vysoce porézní strukturu a velký měrný povrch. Zahřátím gelu na několik stovek stupňů pak můžeme získat odolné materiály, jako je sklo nebo keramika. [17]

Technologie sol-gel je v současnosti významným prvkem v nanotechnologii, neboť většina takto připravených výrobků obsahuje nanočástice a póry, či nanostruktury. Protože sol-gel vychází z roztoku, jedná o všestrannou metodu, pomocí které se dají připravit materiály. Jedná se například o vlákna, membrány nebo filmy kryjící povrch materiálů. [17]

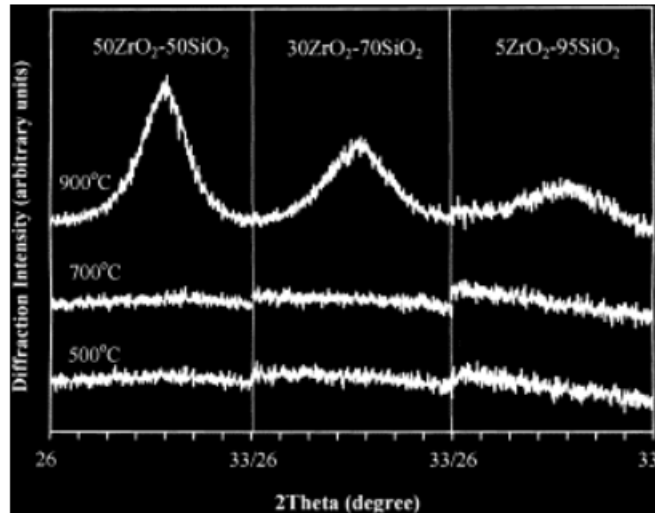
Zhan a kolektiv se pokusili vytvořit systém $\text{ZrO}_2 - \text{SiO}_2$ bez použití kyseliny nebo zásady jako katalyzátoru a místo toho spoléhali na autokatalýzu. Výsledná materiál byl binární oxid. Jako výchozí materiály byly použity $\text{Zr}(\text{OC}_3\text{H}_7)_4$ (ZP), acetylaceton (acac), tetraethoxysilan (TEOS), neionizovaná voda a isopropyl alkohol. Vzniklý gel byl jeden týden ponechán za pokojové teploty a poté 48 hodin sušen při teplotě 60°C . Kalcinace poté trvala 4 hodiny za teploty $500 - 900^\circ\text{C}$. [18]

Z obr. 11 vyplývá, že doba než se utvoří gel různého složení, závisí na molárním poměru acac/Zr. Tato doba výrazně stoupá s rostoucím poměrem acac/Zr v roztoku. [18]



Obr.11 Doba tvorby gelu v systému ZP–acac–isopropanol–TEOS–voda ku molárnímu poměru acac/Zr [18]

Na obr. 12 můžeme vidět záznam spekter XRD pro kalcinované vzorky $\text{ZrO}_2 - \text{SiO}_2$. Vychází z něj, že vzorky kalcinované při a pod 700°C jsou amorfni, zatímco ty kalcinované při a nad 900°C obsahují tetragonální krystaly. [18]



Obr. 12 Záznam XRD směsi ZrO₂-SiO₂ kalcinované při 500 °C, 700 °C a 900 °C. Všechny vzorky byly připraveny s molárním poměrem acac/Zr = 0,4 [18]

Tvarování

Tvarování keramického materiálu lze provést několika způsoby: [19]

- Suché tvarování
- Mokrý tvarování
- Plastický tvarování
- Tvarování bez forem

Suché tvarování

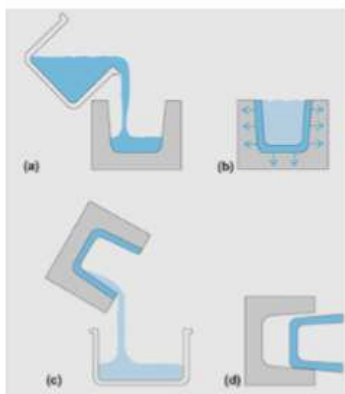
Suché tvarování se skládá z tvarování sypkého prášku, který je umístěn do formy, pod tlakem. Vtlačování pak zajišťuje jednoosý izostatický lis. Takto připravené produkty se vyznačují dobrou manipulační pevností, na druhou stranu jsou získané tvary materiálu omezeny použitou formou. Tímto způsobem se většinou připravují pouze ploché výrobky. [19]

Mokrý tvarování

V případě mokrého tvarování se pracuje se suspenzí (keramickou břečkou), která je za pokojové teploty odlévána do forem nebo na pás. Po odstranění kapaliny je pak následný polotovár vyjmut z formy. [19]

Lití a tlakové lití

Nejčastěji používaná metoda mokrého lití určená pro tenkostěnné výrobky. Tvarování je uskutečněno odvodňováním vysoce tekutých suspenzí přes polopropustnou stěnu (sádra nebo porézní polymer). Porézní forma se zalije keramickou břečkou a pomocí kapilárních tlaků, působících díky pórům, je kapalina ze suspenze adsorbována formou. Obvykle se při sušení keramický díl smršťuje a poté ho lze snadno vyjmout z formy, viz. obr. 13. [19]



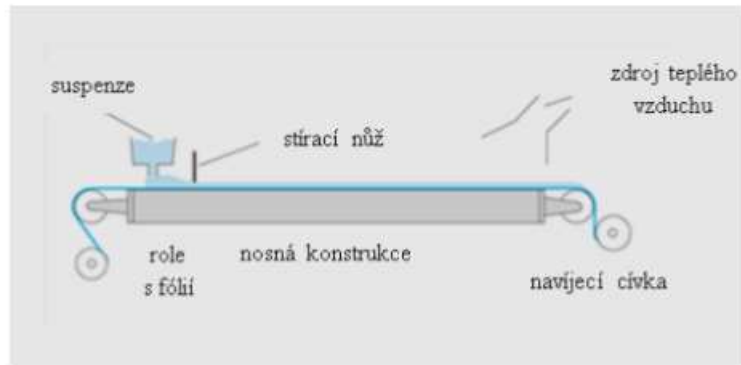
Obr. 13 příklad tlakového lití [19]

Gelové lití

Tvarovací proces používaný při přípravě složitějších keramických dílů. Má nízký podíl organických přísad a tím se snižuje riziko vzniku trhlin při odstraňování pojiva. Tato metoda nezanechává po slinutí žádné nečistoty. Metodou gelového lití se připravují keramické díly, jejichž pevnost v ohybu je mnohonásobně vyšší než u běžných tvarovacích technik. Keramika připravená touto metodou vykazuje homogenitu v celém objemu. Touto metodou lze vyrobít materiály o tloušťce stěny až 0,2 mm. [19]

Lití fólií

Metoda používaná pro přípravu tenkých keramických plátů a fólií. Keramická břečka je rozprostřena po povrchu odvíjeného papírového pásu a tloušťka nanášené vrstvy je kontrolována pomocí čepele, viz obr. 14. [19]



Obr. 14 Fóliové lití [19]

Plastické tvarování

Tažení

Touto metodou mohou být tvarovány velké i malé symetrické tvary. Směsi jsou tvarovány tokem ústím lisu vyvolaným tlakem. Tlak je vyvíjen šnekem nebo pístem. Metoda umožňuje vytvářet široký rozsah produktů od tradiční hrubé keramiky (profilované cihly) až k pokročilé jemné keramice (korundové nebo kordieritové nosiče katalyzátorů). [19]

Extruze

Keramická suspenze může být vytlačována jak pístovým, tak šroubovým typem extruderu. Nejprve je extruder naplněn keramickou suspenzí. Při plnění válce extruderu dochází k prudkému vzrůstu tlaku a uspořádání keramické suspenze ve válci. Při dalším navýšení tlaku dojde k vytlačování keramického polotovaru. [19]

Pístové lisování

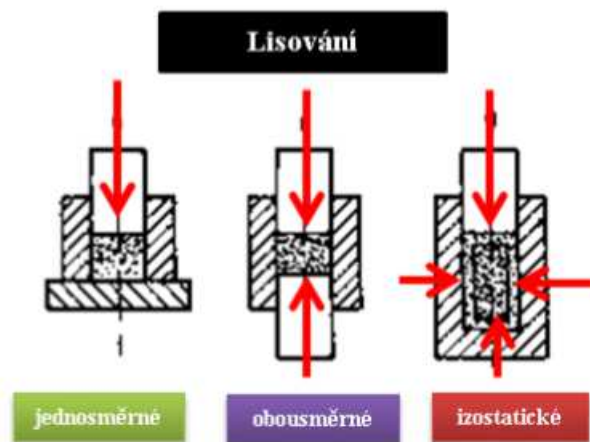
Jedná se o způsob tvarování, kdy je prášková směs umístěna v pístové, uzavřené, kovové formě. Během lisování dochází k uspořádání částic ve směsi a k deformaci, popřípadě i k lomu částic. [19]

Uspořádání částic směsi probíhá ve směru lisovací síly a vede ke zvýšení hustoty vylisku. Struktura výsledného materiálu závisí na velikosti částic, rozdělení a tvaru částic ve směsi. K deformaci anebo lomu částic dochází v důsledku jejich tření většinou až při vyšších tlacích. [19]

Při tomto lisování je třeba dosáhnout rovnoměrného rozložení objemové hmotnosti vylisku. Ta záleží na: [19]

- rovnoměrnosti násypu lisovací směsi do formy
- způsobu působení lisovací síly
- poměru výšky, průměru a průřezu formy

Během lisování může síla působit jednostranně, dvoustranně nebo izostaticky viz. obr. 15. Nejméně vhodné je lisování jednostranné. [19]



Obr. 15 různé způsoby lisování [19]

Injekční vstřikování

Je založené na stejném principu jako extruze. Směs se skládá z keramického prášku a pojiva (většinou na bázi polymerů nebo vosků). Směs je zahřátá na teplotu, při které pojivo zkapalní a po vstříknutí do formy pojivo zatuhne, po ochlazení je surový výrobek vyjmut. Podmínkou je pomalé vyhořívání pojiva před slinováním, obvykle v teplotním rozsahu 300–700°C. Tento procesní krok limituje velikost výrobků. [19]

Tvarování bez forem

Jedná se o metodu, která využívá systém CAD/CAM. Ten vytvoří 3D počítačový model produktu, který je následně virtuálně rozřezán na tenké plátky, které jsou pak zpracovány strojem, který počítač ovládá. Pro samotné vytvarování produktu se používá mnoho postupů. Pro většinu těchto postupů platí, že keramické částice v suspenzi jsou vázány polymerními pojivy. Touto metodou lze připravovat velmi složité keramické výrobky. [20]

Sušení

Jedná o významný proces úpravy materiálu před slinováním. V procesu výroby keramiky spotřebuje až 30% celkové energie vynaložené na zhotovení výrobku. Jedná se o fyzikální proces, při kterém se snižuje objem vody v materiálu, aniž by došlo ke změně chemického složení. Sušení je nicméně spojeno i s objemovou změnou produktu. [19]

Vlhká keramická směs je tří-komponentní systém, který tvoří (s)-(l)-(g) fáze. Pevnou fází představují jílové minerály, které mají schopnost silnými adsorpčními silami na sebe vázat molekuly vody.

Na jejich obalu se tvoří vodní filmy, které umožňují vzájemný posun mezi částicemi. Kapalnou fází je voda obsažena v surovinách. [19]

Při sušení dochází k odpaření vody z povrchu sušeného tělesa, k přestupu tepla ze vzduchu do materiálu a k transportu vody k povrchu sušeného tělesa. [19]

Snadnost, s jakou lze vodu z materiálu odstranit záleží na těchto faktorech: [19]

- množství pórů
- velikost a vzájemné propojení pórů,
- tlak par nad kapalinou
- tloušťka keramického polotovaru

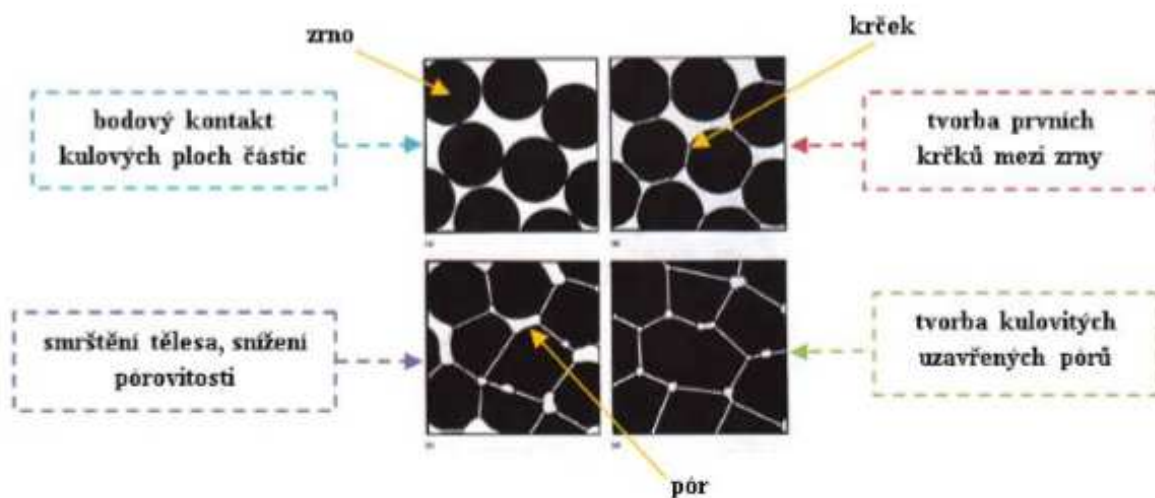
Slinování

Slinování je vysokoteplotní proces, při němž dochází ke zpevnění keramických dílů díky odstraňování pórů mezi částicemi keramického prášku. Během slinování dochází k další objemové změně, resp. ke zmenšení objemu slinovaného materiálu. [19]

Slinovací proces lze rozdělit do několika fází: [19]

- Nulté stádium slinování - částice se pouze kontaktují, aniž by ještě působila teplota.
- První fáze slinování - zahrnuje přeuspořádání částic a vytváření tzv. „krčků“ při vzájemném kontaktu mezi každou částicí. Částice se orientují tak, aby s okolními dosáhla co největšího počtu kontaktů.
- Druhá fáze slinování - dochází ke zvětšování krčků mezi částicemi a k snížení porozity. V této fázi dochází k největší změně v objemu a výrobek nabývá mechanické pevnosti.
- Třetí fáze slinování – dokončení slinovacího procesu, kdy dochází k uzavírání pórů. Objemová změna v této fázi už je minimální.

Velikost výsledných zrn je při slinování silně závislá na teplotě slinování a čase. Čím vyšší teplota slinování a delší doba procesu, tím hrubší je výsledná struktura. Snahou je většinou získat jemnozrnnou strukturu s co nejmenším podílem pórů. [19]



Obr. 16 Stádia slinovacího procesu [19]

Využití ZrO₂ v dentální protetice

Popis zubu – základní pojmy

Hlavní funkcí zubů je rozměňování potravy, aby trávicí enzymy mohly reagovat s větším množstvím substrátu. [21]

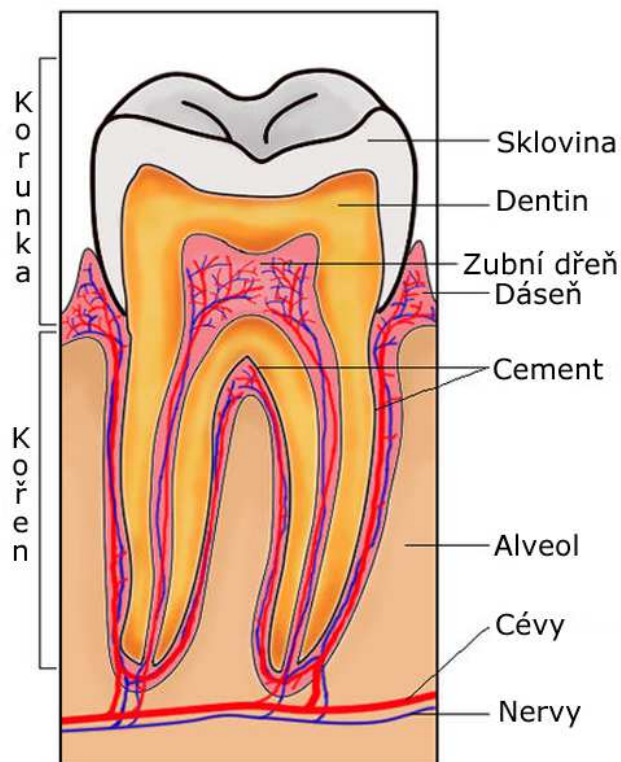
Lidské tělo si během svého života vyvine dvě sady zubů. Primární dentice (mléčné zuby) začíná prořezávat okolo 7 – 8 měsíce života a do 4 let by mělo být prořezáno všech 20 mléčných zubů. Sekundární (permanentní) dentice se začíná prořezávat okolo 6 – 7 roku a všech 32 zubů bývá plně vyvinuto okolo 17. roku života. [21]

Struktura zubu

Zub se skládá ze tří základních částí: [21]

- Korunka – část vystupující nad dásně
- Kořen – část zubu zapuštěná do alveolární kosti
- Krček – spojnice mezi kořenem a korunkou

Každý zub má dva typy tkání – tvrdou, kam řadíme sklovinu, dentin a zubní cement a měkkou, kam řadíme dřeň. [21]



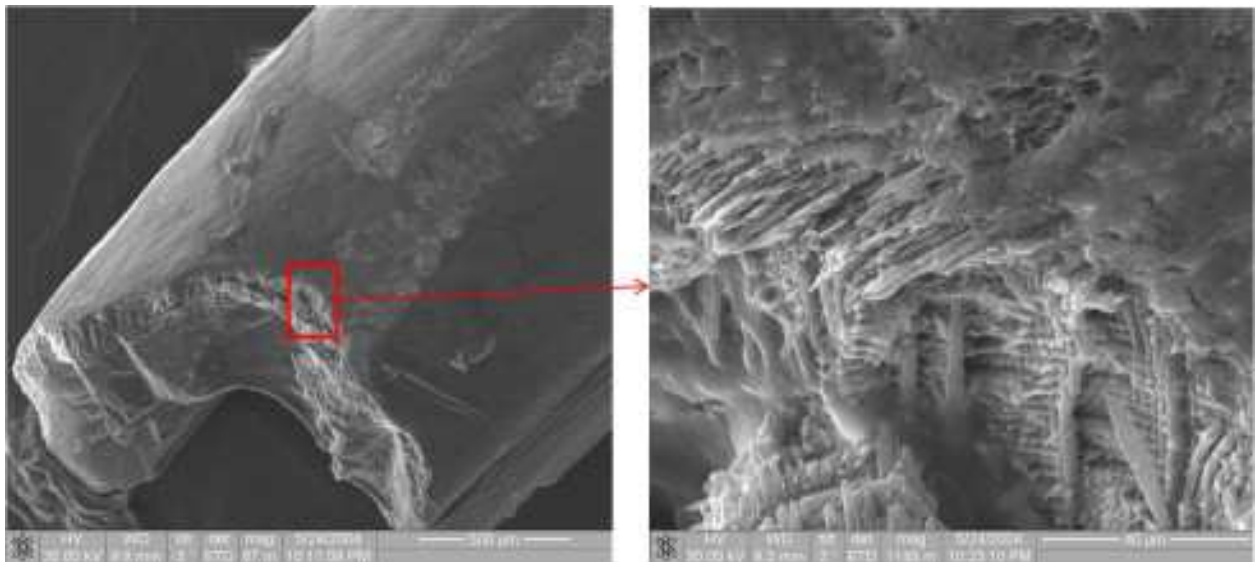
Obr.17 Vertikální řez zubem [22]

Sklovina

Sklovina (někdy nazývána enamel) je netvrší tkáň lidského těla. Jeho tloušťka se různí, ale dosahuje až 2,5 mm. Barva skloviny se pohybuje od bílé až do světle žluté dle míry mineralizace – čím větší úroveň mineralizace, tím je barva více do žluta. [21]

Sklovina se skládá z 96% z minerálů (nejvíce zastoupen je hydroxyapatit), 1 – 1,5% skloviny tvoří organická tkáň a zbytek voda. Základem sklovinné struktury jsou sklovinné krystaly formující se do sklovinných prizmat. V rámci prizmat jsou jednotlivé krystaly paralelně orientovány s dlouhou osou prizmatu a prizmata probíhají vždy kolmo na dentino-sklovinnou hranici. [21]

Sklovinu vytvářejí během vývoje ameloblasty, které ale po dokončení vývoje odumírají. Z toho vyplývá, že zub není schopen si sám obnovovat poškozenou sklovinu a musí spoléhat na okolní mechanismy, které jsou, do jisté míry, schopny sklovinu obnovit. [21]



Obr.18 SEM obrázek skloviny [21]

Dentin

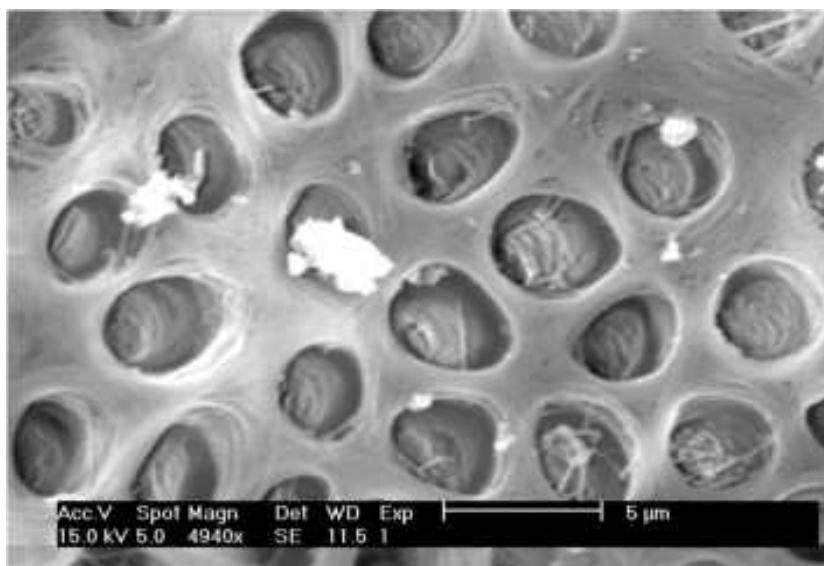
Dentin je kalcifikovaná pojivová tkáň, nacházející se uvnitř zubu. Je obklopen sklovinou, cementem i dřením. Během života zubu je dentin produkován odontoblasty, které jeho vnitřní strukturu uspořádávají do dentinových tubulů, které vyplňuje intratubulární tekutina. [21]

Rozlišujeme 3 druhy dentinu: [21]

- Primární – tvoří se do dokončení zevního tvaru zubu.
- Sekundární – tvoří se po dokončení vývoje zubu po celý život. Tento dentin postupně zmenšuje dřeňovou dutinu. Tohoto faktu se používá při určování stáří člověka pomocí zubů.
- Terciární – tento dentin vzniká na vnější podnět, jakým může být například kaz.

Dentin se skládá ze 70% minerálů (opět převládá hydroxyapatit), 21% tvoří organická hmota a 10% tvoří voda. [21]

Na rozdíl od skloviny, která nemá nervová zakončení, při narušení dentinu pocítujeme bolest díky nervovým vláknům, které zasahují ze zubní dřeně do dentinu. [21]



Obr.19 SEM obrázek dentinu [21]

Zubní cement

Cement je tvrdá pojivová tkáň chránící povrch kořene. Je o trochu měkkší než dentin, z 45 – 50% je tvořen minerály a zbývajících 50 – 55% tvoří organická hmota a voda. Strukturou se podobá kosti. [21]

Zubní dřeň

Zubní dřeň je měkká tkáň uložená v dřeňové dutině. Obsahuje živé buňky, nervová zakončení, cévy a bílé krvinky. Samotná dřeň je ponejvíce tvořena fibroblasty, které aktivně produkují kolagen. Na povrchu dřeně se pak nacházejí odontoblasty produkující dentin. [21]

Hlavní funkcí dřeně je produkování dentinu a poskytování odontoblastům potřebnou výživu. Zároveň, díky přítomnosti nervů, posílá informace o napadení zubu. [21]

Úvod do dentální protetiky

Lidský zub je náchylný k poškození a poškozen může být z nejrůznějších důvodů. Pokud se to stane, dojde k ohrožení orálního zdraví, neboť zuby nemají schopnost se regenerovat. Proto se využívají postupy, shrnuté pod pojmem dentální protetiky, které se snaží opravit poškozený nebo nefunkční zub, popřípadě nahradit zub chybějící. Protetika se zabývá diagnózou, léčením, plánováním, rehabilitací a udržováním orální funkce, komfortu, vzhledu a zdravím pacientů, kteří byli diagnostikováni se ztrátou nebo nefunkčností zubu, nebo s problémy s tkání v obličejové oblasti lebky. [23]

Nároky na dentální náhrady vyplývají z cílů dentální protetiky. Nejdůležitějším cílem je obnovit orální funkci zubu, především pak funkci žvýkací. To znamená, že musí být vzata v úvahu individuální geometrie každé čelisti, aby náhrada měla ideální kontakty se sousedními zuby v okluzi. To znamená vytvarovat na náhradě všechny hrbolky a jamky a vytvořit náhradu správné šířky a délky. [23]

Důležitými faktory při výrobě náhrady jsou síla, odolnost vůči stárnutí a opotřebování, atd. Při volbě materiálu musíme brát v potaz i stav ostatních zubů v chrupu – jejich abrazi. Pokud by náhrada způsobila přílišnou abrazi okluze protějšního zubu, mohla by tak zapříčinit jeho poškození. [23]

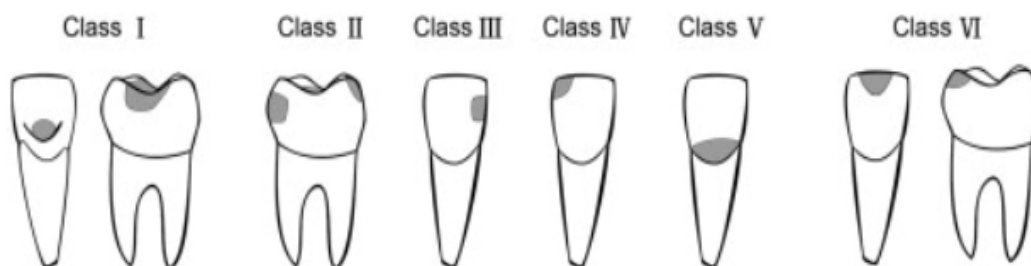
Dalším faktorem, na který je třeba brát zřetel, je pohodlí pacienta. Z tohoto pohledu jsou fixované náhrady upřednostňovány před těmi snímatelnými. Fixované náhrady jsou v chrupu uchyceny pomocí adheze nebo mechanických zámečků, zatímco ty snímatelné jsou vázány na zuby a sliznici. V případě snímatelných náhrad se nevyhneme použití uchyvacích zařízení, které jsou značně nápadné. [23]

Kromě obnovení orální funkce a vzhledu, nesmí náhrada ohrozit život pacienta. Materiály, ze kterých je zhotovena, musí být biokompatibilní. Náhrada by dále měla chránit zbývající původní zuby v čelisti. Dále se předpokládá úzká souvislost mezi orálním zdravím a celkovým zdravotním stavem pacienta. [23]

Druhy oprav zubních defektů

Typ opravy, který je u konkrétního zubu vybrán, záleží na typu a velikosti poškození. Pro usnadnění indikace vzniklo mnoho tabulek a klasifikací. Jedna z nejvíce používanějších klasifikací je ta podle Blacka: [23]

- 1. třída – kavity zahrnující jamky a fisury zubu, léze na okluzální straně molárů a premolárů a vnitřní straně špičáků a řezáků
- 2. třída – kavity na proximální a okluzální straně premolárů a molárů
- 3. třída – kavity na proximální straně řezáků a špičáků, které nezasahují na incizní hranu
- 4. třída - kavity na proximální straně řezáků a špičáků, které zasahují na incizní hranu
- 5. třída – kavity na vnitřní a vnější straně, které zasahují do 1/3 zubu a neobsahují jamku nebo fisuru
- 6. třída – kavity na incizní hraně předních zubů nebo na okluzálním hrbolku zadních zubů



Obr. 20 Klasifikace zubních defektů podle Blacka [23]

Pokud dosud existuje dostatečná část zubní korunky, je vždy snahou aplikovat náhrady, které se nacházejí uvnitř zubu. Zub musí být dostatečně silný, aby podpořil a chránil výplň, před tlakem, který bude vznikat v důsledku žvýkání. Výplně se spíše používají v případech živých zubů, než zubů mrtvých aniž by záleželo na tom, zda zub podstoupil čištění kanálků nebo ne. Mezi tyto náhrady řadíme výplně, inlaye, onlaye a estetické fasety. [23]

Náhrady, které nevyužívají podporu zubu, jsou aplikovány v případě, kdy zbývající tělo zubu už není schopné podpořit a ochránit výplň. Zde je cílem reprodukovat morfologii poškozené korunky. Mezi tyto náhrady se řadí celoplášťové korunky a částečné korunky. [23]

Výplně

Tento typ náhrad se používá u tříd 1,2, 3 a 5 podle Blacka. Mezi materiály používané pro tento druh náhrad patří amalgám a kompozita. [23]

Inlaye a Onlaye

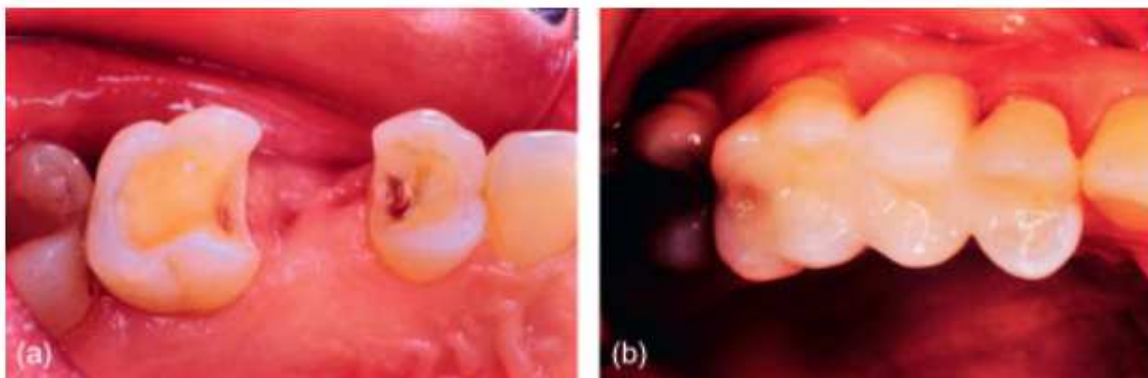
Jedná se o typ náhrad doporučovaných u tříd 4 a 6 podle Blacka. Inlay je náhrada, která nahrazuje pouze centrální fisuru zubu. Onlay na druhou stranu znovu vytváří větší část zubu, především se používá v případě poškození hrbolků za podmínky, že zbytek zubu je schopen tuto náhradu podpořit. Inlaye i onlaye jsou vyráběny strojově, proto je u nich snazší přesně reprodukovat původní tvar zubu. [23]



Obr. 21 příklad inlaye a onlaye

Díky své schopnosti nahradit konvexní struktury, jsou inlaye a onlaye používány ještě v následujících případech: [23]

- Vážný defekt zubu v proximální oblasti
- Obnovení proximálního bodu kontaktu
- Použití inlaye jako kotevního zařízení



Obr. 22 příklad použití inlaye jako kotevního zařízení [23]

Oproti výplním vyžadují inlaye a onlaye větší preparaci zubu, která musí zajistit dostatek retence a zároveň musí být sklovina a dentin zbývajícího zubu dost široké, aby u nich nedošlo ke zlomení. To znamená, že mléčné a mladé stálé zuby jsou díky své velké dřeňové dutině kontraindikovány. Dále, protože inlay pouze nahrazuje část zubu a nechrání zbytek zubu, nemůže být použita, pokud se na zubu nachází vážný defekt. [23]

Materiály používané pro výrobu inlayí a onlayí jsou: kompozitní pryskyřice, kovové slitiny a keramika. Výběr materiálu je vždy přizpůsoben konkrétní situaci. Keramika je používána v přední části chrupu, díky svému vzhledu připomínající přirozený zub a své biokompatibilitě. [23]

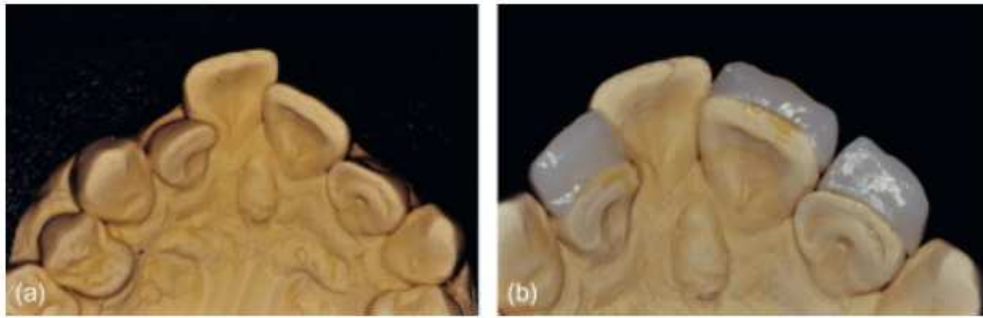
Estetické fasety (veneers)

Jedná se o tenké náhrady, které jsou aplikovány na faciální (viditelnou) stranu zubu, kvůli zlepšení estetiky v přední části chrupu. Zároveň může sloužit jako ochrana zbývající struktury zubu. Fasety vyžadují minimální preparaci zubu, i proto bývá tento typ náhrady velmi oblíben. Nejčastěji se používají pro korekci defektů ve sklovině a estetickému vylepšení deformovaných zubů. [23,24]



Obr. 23 Příklad aplikace estetických faset na druhé horní řezáky. Na obrázcích a) a b) můžeme vidět nevyhovující estetický stav řečených zubů. Na obrázku c) je pak zaznamenána preparace do zubní skloviny, na obrázku d) pak použité fasety. Obrázky e) a f) pak dokumentují zlepšení estetiky v předním kvadrantu chrupu. [23]

Kromě těchto případů jsou fasety používány i v případech mírně dislokovaných zubů v přední části chrupu, kdy si pacient nepřeje ortodontickou léčbu (viz. obr. 24) [23]



Obr. 24 Použití faset na dislokovaných zubech [23]

Pro výrobu estetických faset se používají kompozita, akryláty, porcelán a keramika. [23]

Kontraindikacemi pro použití faset jsou: [23]

- nedostatečný prostor na zubu pro preparaci skloviny
- nedostatečně adhesivní povrch – způsobeno dysplázií nebo fluorózou
- nevhodná okluze zubu, která výrazně snižuje retenci náhrady
- škodlivé návyky pacienta – např. bruxismus (skřípaní zubů)

Částečné korunky

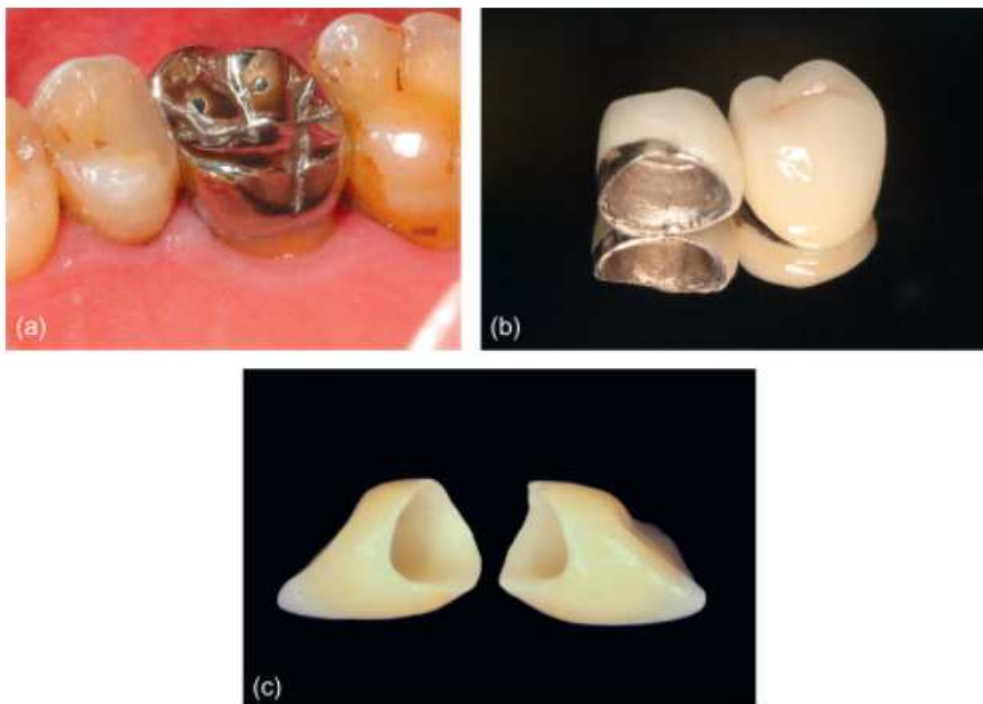
Pokud není zub poškozen natolik, aby bylo nutné zhotovit klasickou korunku, je možné použít vyrobít korunku částečnou. Částečné korunky se mohou dělit na polokorunky a tříčtvrteční korunky – mezi nimi jsou plynulé přechody. Dnes už se částečné korunky jako takové téměř nepoužívají (z důvodu nižší retence a mechanické odolnosti, dále nemohou být použity u pacientů s periodontitidou nebo u pacientů s aktivními kazy), ale někdy jsou mezi ně řazeny onlaye a inlaye, které v dnešní době využití stále mají. [23,24]

Celoplášťové korunky

Jedná se o náhrady, které kompletně reprodukuje korunku zubu. Tyto náhrady se vyznačují maximální retencí, nicméně k jejich zhotovení je třeba, aby bylo zachováno dostatečné množství původního zubu. [23]

Existují 3 hlavní typy celoplášťových korunek: [23,24]

- celokovové
- metalokeramické
- keramické



Obr.25 typy celoplášťových korunek a) celokovová, b) metalokeramická, c) keramická [23]

Celokovová korunka (litá korunka)

Jedná se o nejjednodušší celoplášťovou korunku, která vyžaduje menší míru preparace než korunky, které obsahují keramiku. Celokovové korunky se vyznačují vysokou odolností, ale při jejich použití musí být brány na zřetel problémy, jako jsou: [23,24]

- nevhodná estetika
- alergie na kov, ze kterého je náhrada zhotovena

- vysoká tepelná vodivost
- možnost vzniku galvanických proudů po interakci s jinou kovovou náhradou v ústech
- kovová „pachut“ v ústech

Tyto korunky se používají k náhradě korunky v místě, kde jejich špatná estetika pacientovi nevádí, jako ochranná korunka v případě, že se pacientovi zhotovuje částečná snímatelná zubní náhrada a jako kotevní korunky. [23,24]

Podle svého složení svou celokovové korunky děleny na ty zhotovené z ušlechtilých kovů (palladium, zlato) a na ty zhotovené z neušlechtilých kovů (nikl, chrom, titan). [23,24]

Metalokeramická korunka

Jedná se o vysoce estetickou a funkční korunku, která se standardně používá jak ve viditelném úseku chrupu, tak i v úsecích které nejsou na první pohled vidět. Jedná se o korunku, která v sobě kombinuje odolnost kovové korunky s estetikou keramické korunky. Jedná se o náhradu, která je levnější než celokeramická korunka a zároveň je esteticky přijatelnější než korunka celokovová. [23,24]

Základem metalokeramické korunky je kovová čepička, na kterou je upevněna keramická korunka. S tím souvisí poměrně velká preparace zubu, neboť je zapotřebí na čepičku nanést dostatečnou keramickou vrstvu dostatečné hloubky, abychom zamezili prasknutí. Navíc opákní kovový čepička může skrz keramiku prosvítat a tím zhoršit výsledný estetický vzhled. Dalším problémem může být obtížné zhotovení takovéto náhrady, neboť při chlazení dvou různých materiálů může snadno dojít ke vzniku nerovností, které můžou vést k selhání korunky. [23,24]

Celokeramická korunka

V současné době se jedná pravděpodobně o nejoblíbenější korunku. Má vysokou odolnost, nízkou tepelnou vodivost, odolává opotřebením, její barva zůstává dlouhou dobu stabilní a je biokompatibilní. [23,24]

Mezi další kladné vlastnosti této náhrady patří fakt, že neobsahuje žádný kov nebo pryskyřici. Při jejím použití se tak vyhneme případné alergické reakci. Dále se jedná o náhradu, která při správném zhotovení může sloužit v kterémkoliv úseku ústní dutiny. [23,24]

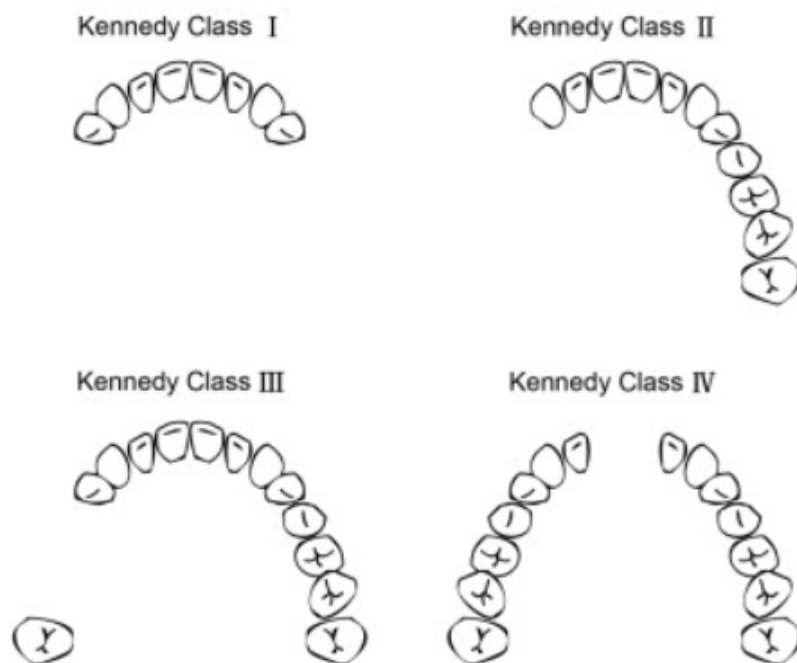
V současné době jsou nejvíce rozšířeny dva druhy výroby celokeramických korunek: [23]

- vrstvení keramiky na keramické (obecně zirkonové) jádro v laboratoři
- použití technologie CAD/CAM – jedná se o přístroj, který naskenuje preparovaný zub a poté z bloku keramiky sám vyfrézuje náhradu potřebného tvaru. Jedná se o drahou technologii, jejíž výhodou je však rychlost provedení. Takto vyrobené náhrady lze zhotovit na počkání.

Léčba částečně neozubené dentice

Částečná bezzubost je stav, kdy v chrupu chybí některé, ale ne všechny zuby. Částečně neozubené dentice byla v roce 1923 klasifikována E. Kennedym takto: [23]

- 1. třída – chybí premoláry a moláry na pravé i levé straně dentice
- 2. třída – chybí premoláry a moláry na jedné straně dentice
- 3. třída – chybí některé premoláry a moláry na jedné straně dentice
- 4. třída – chybí řezáky na obou stranách dentice

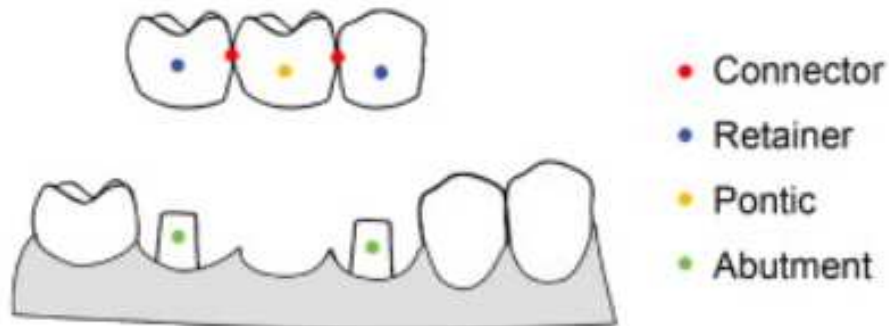


Obr. 26 Klasifikace částečně neozubené dentice podle Kennedyho [23]

K léčbě částečně neozubené dentice se používají fixní a snímatelné můstky nebo implantáty.

Fixní můstky

Fixní můstky, jak název napovídá, jsou napevno připevněny k sousedním zubům nebo implantátům. Skládají se z 3 hlavních částí: náhradní zub (pontic), kotevní prvek (retainer) a pilíř (abutment). [23]

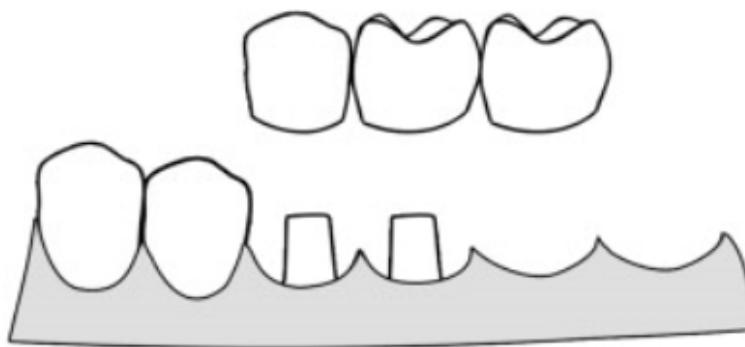


Obr. 27 Fixní můstek, uchycený pomocí implantátů [23]

Jako kotevní prvek může sloužit výplň i korunka. Bod dotyku (connector) slouží jako vazebný prvek mezi vlastní náhradou a kotevním prvkem. Existují 2 způsoby, jak sestrojít bod dotyku – jako nepohyblivý, nebo jako pohyblivý. Pokud je vyvinut tlak na okluzální stranu můstku, přenesou se síly na body dotyku a odtud na pilíře a kost. [23]

Kvalita pilířů je pro můstek velice důležitá a jejich špatný stav může být jednou z kontraindikací. Nesou totiž veškeré zatížení aplikované na můstek. [23]

Z výše uvedených důvodů je doporučováno, aby fixní náhrady vždy měly dva pevně ukotvené pilíře. Toho snadno dosáhneme, pokud se jedná o třídu 3 a 4 podle Kennedyho. V případě, že se jedná o třídu 1 a 2 podle Kennedyho a vzácně pokud chceme nahradit pouze jeden zub, lze využít pouze jednoho pilíře, který ovšem musí zcela zdravý, neboť na něj bude působit tlak celé náhrady. [23]



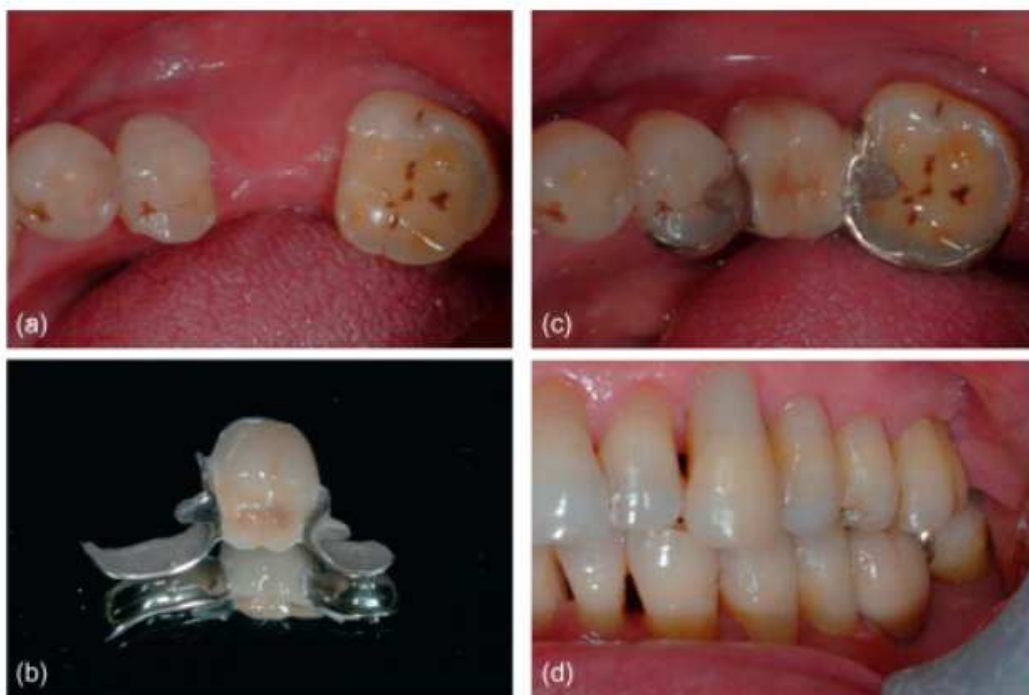
Obr. 28 Fixní můstek pro třídu 3 a 4 podle Kennedyho [23]

Můstky se sponou

Jednou z hlavních nevýhod fixních můstků je fakt, že pro jejich zhotovení je zapotřebí velká preparace sousedních zubů, aby poskytly dostatečnou retenci a podporu. To musí být bráno v potaz, protože ne každý zub může být preparován do velké hloubky. [23]

Můstky se sponou mají tu výhodu, že preparace zubu zasahuje pouze do skloviny sousedního zubu. Tyto můstky se skládají z náhrady (vyrobená z keramiky), která je na sousední zuby přichycena pomocí dvou kovových spon (někdy nazývány křídla), nacházející se na lingvální straně zubu. Většina retence přechází na sousední zuby právě pomocí těchto spon. [23]

Můstky se sponou se používají hlavně u mladších pacientů, jejichž zuby díky své velké dřevěné dutině nejsou vhodné k velké preparaci. [23]



Obr.29 Příklad náhrady prvního moláru pomocí můstku se sponou. a) pohled na chybějící zub, b) použitý můstek se sponou, c) usazená náhrada z okluzálního pohledu, d) pohled na usazenou náhradou zepředu [23]

Princip zubních implantátů

Zubní implantát je umělý zub, který je vložen do čelisti pacienta. Je zaveden do kosti a chová se jako kořen lidského zubu. Do kosti je obvykle zašroubován nebo jednoduše vložen. V rozmezí 3 – 6 měsíců pak reaguje s kostí a vytvoří s ní pevné a odolné pouto. [25]

Znakem úspěšné implantace je, že implantát nevyvolává nežádoucí příznaky, jako je bolest, zánět nebo osteolýza. [25]

Indikace zubního implantátu

V dnešní době mohou téměř všichni pacienti obdržet implantát. Nicméně existují podmínky, za kterých se použití implantátů nedoporučuje. [25]

Obecně řečeno, pacienti s následujícími indikacemi jsou vhodní pro použití implantátů: [25]

- Pacienti, u kterých funkce chrupu nemůže být obnovena konvenčními prostředky (extrémní atrofie čelisti, kostní defekty, nebo pokud je pacient po operaci odstranění nádoru).
- Pacienti, kteří nemají příliš poškozenou zbývající tvrdou zubní tkáň a nemůžou být léčeni konvenčními prostředky (bezzubá čelist, náhrada jednoho zubu nebo podstoupili ortodontickou léčbu).
- Pacienti, kteří měli srovnatelné výsledky po podstoupení konvenčního nahrazení.

Kontraindikace zubního implantátu

I dnes existují podmínky, které nedovolují (alespoň dočasně) použití implantátů. Například pacienti po chemoterapii nemají jen oslabený imunitní systém, ale i sníženou schopnost léčení. Pacienti užívající biofosfonáty musí být před zavedením implantátu pečlivě vyšetřeni, neboť u nich hrozí degenerace kosti obklopující implantát. [25]

Mezi intraorální kontraindikace dále řadíme nevhodný stav čelisti, podstupování radioterapie nebo stav, kdy je pacient před nebo po operaci odstranění nádoru. [25]

Mezi obecné kontraindikace řadíme špatně fungující metabolismus, problémy s krevním oběhem, s játry, ledvinami, plícemi nebo nemoci způsobující degeneraci pojivové tkáně. [25]

Dalšími kontraindikacemi jsou nervové potíže, nekompletně vyvinutá čelist, nebo pokud implantát pacientovi nevyhovuje z estetického hlediska. [25]

Výhody implantátů

V porovnání s konvenčními prostředky náhrady tvrdé zubní tkáně, jako jsou korunky nebo můstky, mají implantáty několik nesporných výhod: [25]

- Estetika a vlastnosti přirozeného zubu
- Pevná fixace na chrup
- Ochrana kosti
- V případě, že chybí pouze jeden zub, nemusí být sousední zuby opracovány (a tak poškozeny), aby sloužili jako kotevní zuby náhrady
- Dlouhá výdrž

Nevýhody implantátů

Značnou nevýhodou implantátů je fakt, že vyžadují chirurgický zákrok, aby mohly být zavedeny do kosti. Tento zákrok zahrnuje anestezii, řezání měkkých tkání, přípravu základny pro implantát a šití. K tomu se navíc mohou dostavit i pooperační komplikace. V případě dvoufázových léčivých implantátů je navíc nutné operaci podstoupit dvakrát. [25]

Materiály používané pro zhotovení implantátů

Implantáty jsou v dnešní době nejvíce vyráběné z titanu nebo zirkonu. Díky svým dobrým mechanickým a biologickým vlastnostem to jsou vhodné materiály pro náhradu přirozených tvrdých tkání. Oba tyto elementy jsou chemickou cestou transformovány do biokompatibilních materiálů vhodných pro zanesení do čelisti. [25]



Obr. 30 Zirkonový zubní implantát [25]

Historie keramických implantátů

Zirkon byl objeven v roce 1789 německým chemikem Martinem Heinrichem Klaprothem. Samotně byl izolován švédským chemikem Jönsem Jacobem Berzelieusem v roce 1824. První zmínka o použití zirkonu v medicíně se objevila v roce 1969 v práci Helmera a Driskella. O 20 let později pak bylo publikováno její použití v ortopedii, jako materiál pro zhotovení náhrady kyčelního kloubu, kdy měla vyřešit křehkost slitin hliníku. [25]

V roce 1974 byl představen zubní implantát připravený z oxidu hlinitého. Tento materiál se nicméně neosvědčil – docházelo k častému praskání vytvořených implantátů. Poté byly implantáty vyráběny z titanu a nakonec se přistoupilo k používání zirkonu, který představuje solidní alternativu k titanu. [25]

Vlastnosti keramiky

Zirkon má velmi dobré fyzikální, chemické a mechanické vlastnosti, díky kterým je vhodným materiálem pro zubní a ortopedické operace. Mezi tyto vlastnosti patří: [25]

- Dobrá biokompatibilita
- Vysoká odolnost v ohybu (900-1200 MPa)
- Tvrdost (1200 podle Vickerse)

- Vysoký model elasticity
- Vysoká odolnost vůči lomu
- Menší adheze bakterií než má titan
- Minimální reakce s okolní živou tkání
- Nízká tepelná a elektrická vodivost
- Chemická inertnost
- Minimální biodegradace
- Schopnost propouštět světlo
- Nevyvolává alergickou reakci

Výhody keramických implantátů

V porovnání s titanem má zirkon mnoho výhod, které ji činí vhodnou pro použití v zubním lékařství, jako jsou dobré mechanické a estetické vlastnosti. Důležitým rozdílem je, že zirkon méně podléhá slizničnímu zbarvení. Má schopnost propouštět světlo, což ho činí vhodnějším z estetického hlediska. Má menší adhezi k bakteriím a plaku. Díky tomu a díky méně drsnému povrchu se v případě zirkonu méně vyskytují případy zánětu okolních měkkých tkání v porovnání s titanem. Zároveň je zirkon méně cytotoxický a snadno se napojuje na okolní tkáň. Je také odolný vůči korozi. Díky těmto skutečnostem je zirkon považován za vysoce biokompatibilní. [25]

Nový typ keramiky založený na ZrO_2 dopovaném oxidem yttriovým (Y-ZTP) má schopnost odolávat prohlubování prasknutí tím, že se přeměňuje z jedné krystalické formy do druhé. Tento materiál je používán především v molární oblasti dentice. [25]

Keramické implantáty se zpravidla vyrábějí tak, aby byly z jednoho kusu – tím se vylučuje vznik mezer mezi implantátem a jeho podpěrrou. Tyto implantáty vykazují vysokou stabilitu in vitro i in vivo. Pokud je použit systém skládající se z více kusů, bylo zjištěno, že vznikající mezery jsou v případě keramiky menší než v případě titanu. [25]



Obr. 31 Příklad použití keramického implantátu [25]

Nevýhody keramických implantátů

Hlavní nevýhodou keramických implantátů je fakt, že dosud neexistuje dostatečný počet dlouhodobých studií, které by zkoumaly výsledky při použití zirkonové keramiky. Bylo zjištěno, že některé starší materiály, např. keramika na bázi Al_2O_3 , mají po delší době sklon k praskání a tím ke ztrátě svých vlastností. [25]

Využití ZrO₂ v medicínálních aplikacích

Každý chirurg operující s tvrdými tkáněmi, je postaven před problém, jak tyto tkáně účinně nahradit. V zásadě má na výběr ze tří možností. Může použít kost pocházející z jiné části těla pacienta, může použít kost mrtvého zvířete, anebo může použít biokompatibilní biomateriál. Mezi biomateriály používané ve zdravotnictví nejčastěji řadíme různé druhy polymerů, keramik, kovů a kompozit. V poslední době se nejčastěji v ortopedii používá právě biokeramika. [26]

Na základě reakce biokeramiky s živou tkání rozlišujeme pět druhů interakcí: [26]

- Pokud je materiál toxický, způsobuje odumírání okolní tkáně. Takové materiály nejsou pro ortopedii vhodné.
- Pokud je materiál netoxický a biologicky neaktivní, vytváří se mezi náhradou a tkání fibrózní tkáň o různé tloušťce. Protože tato tkáň nevytváří chemické nebo jiné vazby, je velmi nestabilní a často vede k uvolnění náhrady.
- Materiál, který je inertní a porézní vytváří vazbu s okolní tkání díky faktu, že okolní tkáň s ním sroste, což vede ke zvýšení odolnosti náhrady vůči pohybu.
- Pokud materiál není toxický a je bioaktivní, vytváří se vazba přímo mezi implantátem a okolní tkání.
- Existují netoxické materiály, které jsou vytvořeny tak, aby postupně došlo k jejich resorpci uvnitř těla. Tyto materiály jsou používány, pokud je v plánu postupně nahrazení implantátu přirozenou tkání pacienta.

Keramika na bázi ZrO₂ se řadí mezi inertní biokeramiku. Mechanická stabilita těchto náhrad je závislá na jejich tvaru a tření, na okolních kostech, které vrůstají do nepravidelností na povrchu implantátu a snižují tak napětí, které musí náhrada čelit. Díky svým vlastnostem, mezi které patří výborná odolnost vůči korozi, biokompatibilita a vysoká odolnost vůči opotřebení, se tato keramika primárně používá ve stomatologii a v místech, které vyžadují odolnost vůči zátěži. Proto je aplikována hlavně pro výrobu náhrady kyčelního kloubu, kolene, čelisti, kůstek středního ucha a části kostí. Dále se používá jako materiál pro tvorbu kostních šroubů a zubních náhrad. [26]

Materiály, používané v ortopedii musí splňovat následující požadavky: [27]

- Vysoká odolnost, vysoký modul elasticity, odolnost vůči prasknutí a odolnost vůči selhání materiálu v důsledku stárnutí.
- Odolnost vůči korozi a biokompatibilita.
- Povrch materiálu musí mít takové vlastnosti, aby bylo tělo náhrady snadno promazáváno tekutinami, nacházejícími se v kyčelním kloubu.

Na obrázku 32 můžeme vidět některé vlastnosti týkající se kovů a nejčastěji používaných keramických materiálů v ortopedii. Výslovně se jedná o keramiku výhradně na bázi Al_2O_3 , o keramiku na bázi Al_2O_3 dopovanou ZrO_2 a o keramiku na bázi ZrO_2 dopovanou MgO nebo Y_2O_3 . Můžeme vidět, že keramika na bázi Al_2O_3 tu na bázi ZrO_2 ve většině vlastností převyšuje, výjimkou je síla v ohybu a odolnost vůči prasknutí. [27]

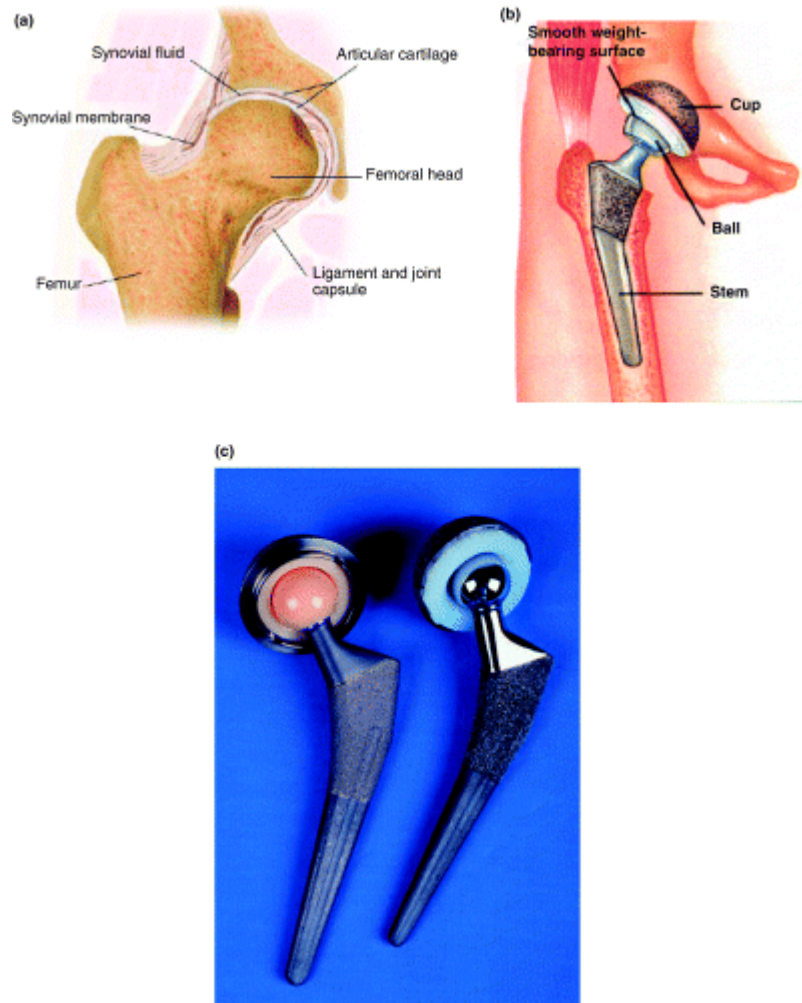
Property	Al ₂ O ₃	Mg-PSZ	Y-TZP	ZTA	CoCr	Bone (cortical)
Composition	99.9% Al ₂ O ₃	ZrO ₂ -8 mol% MgO	ZrO ₂ -3 mol% Y ₂ O ₃	Al ₂ O ₃ -20 vol% ZrO ₂		
Density (g/cm ³)	>3.97	5.75	6.05	4.40	~8.5	1.7-2.0
Grain size (μm)	1-5	50	0.1-1.0	1-2		
Strength (MPa)						
Tensile	250-300	300-400	—	—	600 -1800	—
Compressive	2000 -3000	2000-3000	3000-4000	—		130-180
Flexural	300-500	600-700	1000-1500	700-1000		60-160
Fracture toughness, K _{IC} (MPa.m ^{1/2})	4-5	6-10	6-12	6-10	50-100	2-12
Fracture threshold, K _{IQ} (MPa.m ^{1/2})	2.0-2.5		3.0-3.5	4†		
Elastic modulus (GPa)	400-450	200-250	200-250	300-350	210 -250	3-30
Hardness (Vickers) (GPa)	14-16	10-12	12-14	12-15	3-4	
Hardness (Vickers) (HV)	1800 -2000	1200	1200	1600-1800	300 -400	
Thermal expansion coefficient (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	8	7-10	11	8.5	~14.0	
Thermal conductivity (Wm ⁻¹ K ⁻¹)	30	2	2	17	~100	

Obr. 32 Vlastnosti keramiky (za pokojové teploty) na bázi Al₂O₃ a ZrO₂ v porovnání se slitinami CoCr a kostmi [27]

V uplynulých desetiletích se výzkum zaměřil na způsoby, jak vylepšit vlastnosti keramiky, aby u ní nedocházelo k praskání a mohla být bez obav používána v ortopedii. Toho bylo nakonec dosaženo pečlivou selekcí výrobních materiálů a úpravou výrobního postupu. Studie dokazují, že jenom 1% nahlášených selhání souvisí s prasknutím keramických hlavic. [27]

Náhrada kyčelního kloubu

Naprostá většina těchto operací je prováděna za účelem ulevení bolesti pacienta a obnovení funkce kyčelního kloubu. Během operace je odstraněna hlavička kosti stehenní, která je nahrazena umělou hlavičkou, připojenou k tělu náhrady. Celá náhrada je pak uchycena do zbytku stehenní kosti. Zároveň operatér obrousí kyčelní jamku na pánvi a vloží do ní připravenou umělou jamku, která tvoří odpovídající protikus náhrady. [28]



Obr. 33 a) schéma kyčelního kloubu, b) schéma aplikace umělého kyčelního kloubu v ortopedii, c) keramický implantát [27]

Indikace a kontraindikace pro náhradu kyčelního kloubu

Mezi indikace spojené s operací řadíme obecně bolest, která se projevuje při pohybové aktivitě nebo i během klidu, fraktury krku stehenní kosti, rychlou degeneraci stehenní kosti, způsobenou onemocněním. [28]

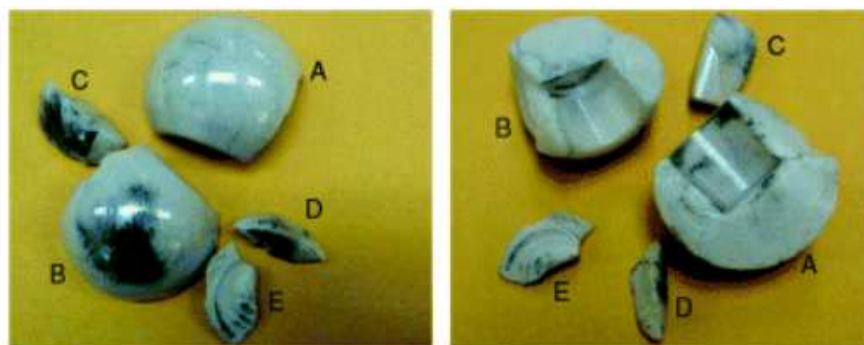
Mezi kontraindikace řadíme: [28]

- Infekce
- Osteoporóza
- Kouření
- Nespolupráce pacienta

Při posuzování, zda je pacient vhodným kandidátem pro operaci, je třeba také zvážit věk a váhu pacienta. Doporučuje se, aby pacient byl plně vzrostlý jedinec bez závažných zdravotních komplikací, jako je například cukrovka nebo onemocnění srdce. Přestože váha pacienta nemá na samotnou operaci velký vliv, pacienti trpící obezitou jsou náchylnější k tomu, aby došlo k selhání a poškození náhrady. [28]

Selhání keramické náhrady

Přestože selhání keramické náhrady in vivo je poměrně vzácné, vede ke značným komplikacím týkající se pacienta i operátora. Na obrázku 34 jsou zobrazeny fragmenty hlavic ze ZrO_2 keramiky stabilizované pomocí Y_2O_3 . [27]



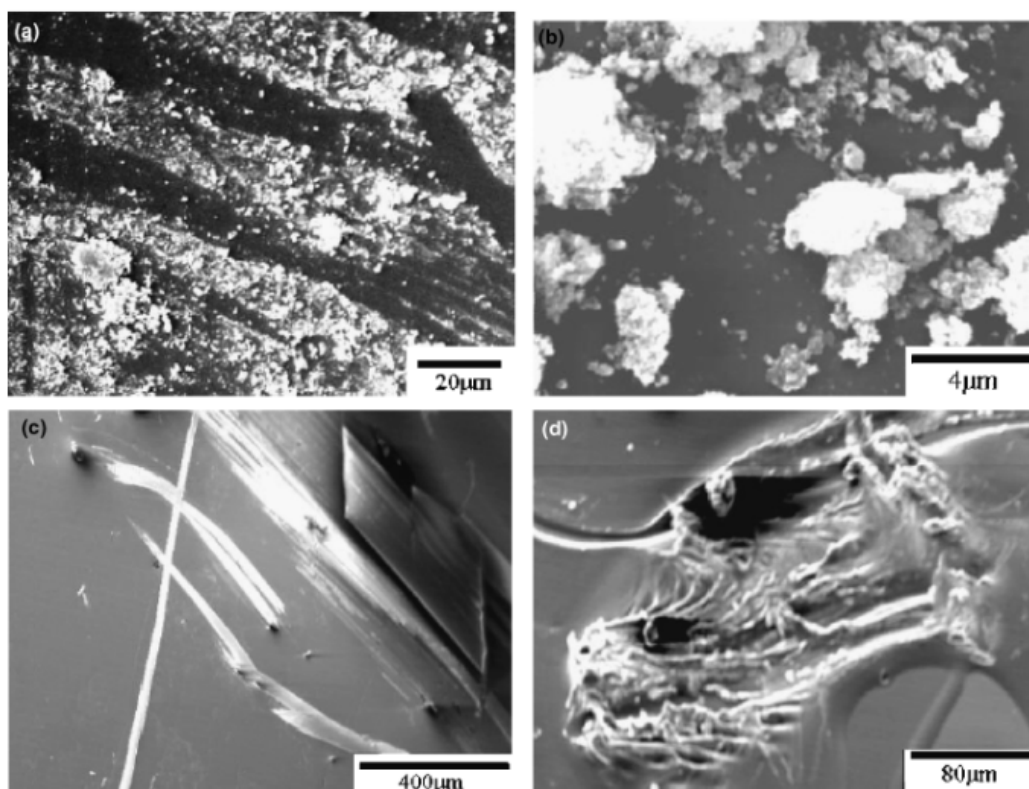
Obr. 34 Rozlomená hlavice umělého kyčelního kloubu ze ZrO_2 keramiky stabilizované pomocí Y_2O_3 [27]

In vivo selhání náhrady je způsobeno frakturou hlavice, frakturou keramické vložky acetabulární jamky nebo poškozením UHMWPE (Ultra-high-molecular-weight polyetylene) vložky acetabulární jamky. Acetabulární vložka může být poškozena, když je během operace vystavena kontaktu s kovovou femorální hlavicí náhrady. Pokud se tak stane, musí být vložka okamžitě nahrazena novou. [27]

Příčiny selhání náhrady mohou pocházet ze dvou zdrojů: [27]

- Selhání může být způsobeno špatným postupem výroby nebo chybou při závěrečné úpravě keramického povrchu náhrady.
- Selhání je důsledkem in vivo koroze a degradace.

Snímky náhrad vyjmutých z pacientů pořízené elektronovým mikroskopem (obr. 35), ukazují, že koroze a degradace způsobují zvýšenou porozitu, zbarvení okolním kovem, rýhy nebo jamky na povrchu keramiky. [27]



Obr. 35 Záběry elektronového mikroskopu zachycující poškození povrchu náhrad odebraných z těl pacientů: a) zbarvení kovem, b) větší zvětšení případu a), c) rýhy, praskliny, d) jamka [27]

Závěr

Keramika na bázi ZrO_2 je v současnosti hojně využívaným materiálem, který našel uplatnění jak ve stomatologii, tak v ortopedii. Protože v případě těchto materiálů dochází k samovolnému přechodu mezi dvěma fázemi, je v dnešní době nejčastěji používán ZrO_2 stabilizovaný pomocí Y_2O_3 . K samotné výrobě keramiky se pak nejčastěji používá metoda koprecipitační (která je levnější a jednodušší) a metoda sol-gel (která umožňuje vytváření specifických porézních struktur). Po přípravě základního materiálu se keramika následně tvaruje do žádaného tvaru a slinuje za účelem získání pevnosti.

Ve stomatologii je v současné době keramika považována za jeden z nejlepších materiálů, který je používán. Díky svým vynikajícím estetickým a dobrým fyzikálním vlastnostem je keramika na bázi ZrO_2 používána k výrobě odolných korunek a můstků, které vizuálně odpovídají původním zubům. Z tohoto důvodu jsou korunky z keramiky používány především v přední části chrupu pacienta. Zároveň se keramika používá i k výrobě implantátů, které slouží jako kotevní prvek umístěné přímo v čelisti pacienta.

V ortopedii se v dnešní době už keramické materiály příliš nepoužívají, v důsledku toho, že snadno praskají, což následně vyžaduje výměnu celé náhrady. Nicméně se keramika stále používá, například pro zhotovení vložek, které se umísťují do acetabulární jamky jako protikus kyčelní náhrady, která je zpravidla zhotovena z kovové slitiny.

Celkově se dá říct, že v dnešní době se ustupuje od původního využití keramiky v ortopedii, ale na druhou stranu její využití ve stomatologii úměrně tomu stouplo. I do budoucna se počítá s tím, že keramika bude v lékařství hojně používána díky svým vlastnostem coby bioaktivní materiál.

Literatura

1. HENCH, L.L. Bioceramics: From Concept to Clinic. *Journal of the American Ceramic Society*. **1991**, 74 (7), 1487-1510.
2. DOROZHKIN, V.Sergey. Calcium orthophosphate bioceramics. *Ceramics International*. **2015**, 41 (10), 13913-13966.
3. BEST, S.M., PORTER, A.E., THIAN, E.S., HUANG, J. Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*. **2008**, 28 (7), 1319-1327.
4. HENCH, L.L. Bioglass: 10 milestones from concept to commerce. *Journal of Non-Crystalline Solids*. **2016**, 432, 2-8.
5. SAMIT, Kumar Nandi, SOMESWAR, Datta, BISWANATH Kundu. Development and Applications of Varieties of Bioactive Glass Compositions in Dental Surgery, Third Generation Tissue Engineering, Orthopaedic Surgery and as Drug Delivery System. In: PIGNATELLO, Rosario. *Biomaterials Applications for Nanomedicine*. InTech, **2011**, 69-117.
6. GERGELY, G., WÉBER, F., LUKÁCS, I., TÓTH, A.L., HORVÁTH, Z.E., MIHÁLY, J., BALÁZSI, C.. Preparation and characterization of hydroxyapatite from eggshell. *Ceramics International*. **2010**, 36(2), 803-806.
7. STEVENS, R. *An introduction to zirconia*. Twickenham: Magnesium Elektron Ltd, **1985**.
8. LUGHI, Vanni, SERGO, Valter. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*. **2010**, 26(8), 807-820.
9. RAHAMAN, M. N., LI, Y., BAL, B. S., HUANG, W. Functionally graded bioactive glass coating on magnesia partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) for enhanced biocompatibility. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. **2008**, 19(6), 2325-2333.
10. CHEVALIER, J., GREMILLARD, L., DEVILLE, S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annual Review of Materials Research*. **2007**, 37 (1), 1-32.
11. LUGHI, V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*. **2010**, 26(8), 807-820.

12. GUANGHUA, Liua, QUANSHENG, Wang, JIANGTAO, Lia, YIXIANG, Chena, BIN, Hea. Preparation of Al₂O₃–ZrO₂–SiO₂ ceramic composites by high-gravity combustion synthesis. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*. **2013**, 41, 622-626.
13. SUKHBAYAR G., D. SIK BAE. Effect of pH Values on the Formation of Magnesia Doped Zirconia by Ball-Mill Assisted Co-precipitation Method. *Journal of Physical Science and Application*. **2016**, 6(5), 31-36.
14. YUAN, L., XIANG, D., YU, J. Effect of solvents on the properties of co-precipitated MgO-ZrO₂ nano powders. *Journal of Ceramic Processing Research*. **2013**, 14 (4), 517-520.
15. HAN, X., LIANG, Z., FENG, L., WANG, W., CHEN, J., XUE, C., ZHAO, H. Co-precipitated synthesis of Al₂O₃–ZrO₂ composite ceramic nanopowders by precipitant and drying method regulation: A systematic study. *Ceramics International*. **2015**, 41 (1), 505-513.
16. GUEL, M., L. A., JIMÉNEZ, L. D., HERNÁNDEZ, D. A. C.. Ultrasound-assisted sol-gel synthesis of ZrO₂. *Ultrasonics Sonochemistry*. **2017**, 35, 514-517.
17. SAKKA, S. Sol–Gel Process and Applications. In: SOMYIA, S. Handbook of Advanced Ceramics (Second Edition). **2013**, 883-910.
18. ZHAN, Z., ZHENG, H.C. A catalyst-free approach for sol–gel synthesis of highly mixed ZrO₂–SiO₂ oxides. *Journal of Non-Crystalline Solids*. **1999**, 243 (1), 26-38.
19. OVČAČÍKOVÁ, H., VLČEK, J.. Speciální keramické materiály [online]. VŠB – Technická univerzita Ostrava, **2013** [cit. 7.5.2018].
20. SIGMUND, W.M., BELL, N.S., BERGSTROM, L. Novel Powder Processing Methods for Advanced Ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.* **2000**, 83 (7), 1557-1574.
21. HAIFENG, Chen, YIHONG, Liu. Teeth. In: SHEN, James. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Butterworth-Heinemann. **2014**, 5-21.
22. Stavba zubu. Dominika ©**2009**. [cit. 6. 5. 2018]. Dostupné z:
<http://media0.mypage.cz/images/media0:4bb0fe66b36c1.png/zub.png>
23. JING, Zhao, XINZHI, Wang. Dental Prostheses. In: SHEN, James. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Butterworth-Heinemann. **2014**, 23-49.
24. Typy korunek. Zuby.cz [online]. Zuby.cz., ©**2010**. [cit. 1. 5. 2018]. Dostupné z:
<http://www.zuby.cz/korunky/iii-typy-korunek.html#PARC>

25. REINHARDT, B, BEIKLER, T. Dental Implants. In: SHEN, James. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Butterworth-Heinemann. **2014**, 51-75.
26. SOLATI-HASHJIN, M., MOZTARZADEH, F. Medical use of ceramic materials. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*. **1997**, 11 (3), 267-273.
27. Hip surgery. *Arthritis-health* [online]. Veritas Health, ©**2018**. [cit. 20.5.2018]. Dostupné z: <https://www.arthritis-health.com/surgery/hip-surgery>
28. RAHAMAN, N.M., YAO, A., BAL, B.S., GARINO, P.J., RIES, D.M. Ceramics for Prosthetic Hip and Knee Joint Replacement. *Journal of the American Ceramic Society*. **2007**, 90 (7), 1956-1988.

Seznam obrázků

Obr.1 Index bioaktivity v závislosti na složení skel v systému oxid křemičitý, oxid sodný a oxid vápenatý [5].....	11
Obr. 2 Fázový diagram ZrO_2 stabilizovaného Y_2O_3 [8]	13
Obr. 3 Výsledky hydrotermálního stárnutí při 150 °C pro Y-TZP a Ce-TZP [11]	14
Obr. 4 Morfologie čistého zirkonu kalcinovaného při 800°C a) pH 7, b) pH 9, c) pH 11 [13].....	16
Obr. 5 SEM snímky prášků: a) vzorek S1, b) vzorek S2, c) vzorek S3 [14].....	17
Obr. 6 Vzory RTG difrakce prášků kalcinovaných při 800°C [14].....	18
Obr.7 SEM obrázky $Al_2O_3-ZrO_2$ připravené kalcinací při 900 °C za použití NH_4HCO_3 (a, a ₁), $(NH_4)_2CO_3$ (b, b ₁) a $NH_3 \cdot H_2O$ (c, c ₁) [15].....	19
Obr.8 Difraktogramy $Al_2O_3-ZrO_2$ keramiky připravené pomocí NH_4HCO_3 (a), $(NH_4)_2CO_3$ (b) a $NH_3 \cdot H_2O$ (c) a kalcinované při 750 °C (a ₄ , b ₄ , c ₄), 800 °C (a ₃ , b ₃ , c ₃), 850 °C (a ₂ , b ₂ , c ₂) a 900 °C (a ₁ , b ₁ , c ₁) [15]	20
Obr.9 SEM obrázky $Al_2O_3-ZrO_2$ prášku kalcinovaného při 900 °C, který byl vytvořen pomocí sušení mrazem (a), sprejovým sušením (b) a vakuovým sušením (c). Tento vzorek byl připraven za použití NH_4HCO_3 . [15]	20
Obr. 10 Postup metody Sol-Gel a příklady mikrostruktury výsledného produktu [17]	21
Obr.11 Doba tvorby gelu v systému Zr-acac-isopropanol-TEOS-voda ku molárnímu poměru acac/Zr [18].....	22
Obr. 12 Záznam XRD směsi ZrO_2-SiO_2 kalcinované při 500 °C, 700 °C a 900 °C. Všechny vzorky byly připraveny s molárním poměrem acac/Zr = 0,4 [18]	23
Obr. 13 příklad tlakového lití [19].....	24
Obr. 14 Fóliové lití [19]	25
Obr. 15 různé způsoby lisování [19]	26
Obr. 16 Stádia slinovacího procesu [19]	28
Obr.17 Vertikální řez zubem [22]	29
Obr.18 SEM obrázek skloviny [21].....	30
Obr.19 SEM obrázek dentinu [21]	31
Obr. 20 Klasifikace zubních defektů podle Blacka [23]	33
Obr. 21 příklad inlaye a playe	34
Obr. 22 příklad použití inlaye jako kotevního zařízení [23].....	35

Obr. 23 Příklad aplikace estetických faset na druhé horní řezáky. Na obrázcích a) a b) můžeme vidět nevyhovující estetický stav řečených zubů. Na obrázku c) je pak zaznamenána preparace do zubní skloviny, na obrázku d) pak použité fasety. Obrázky e) a f) pak dokumentují zlepšení estetiky v předním kvadrantu chrupu. [23].....	36
Obr. 24 Použití faset na dislokovaných zubech [23].....	37
Obr.25 typy celoplášťových korunek a) celokovová, b)metalokeramická, c)keramická [23].....	38
Obr. 26 Klasifikace částečně neozubené dentice podle Kennedyho	40
Obr. 27 Fixní můstek, uchycený pomocí implantátů.....	41
Obr. 28 Fixní můstek pro třídu 3 a 4 podle Kennedyho [23]	42
Obr.29 Příklad náhrady prvního moláru pomocí můstku se sponou. a) pohled na chybějící zub, b) použitý můstek se sponou, c) usazená náhrada z okluzálního pohledu, d) pohled na usazenou náhradou zepředu [23]	43
Obr. 30 Zirkonový zubní implantát [25]	46
Obr. 31 Příklad použití keramického implantátu [25].....	48
Obr. 32 Vlastnosti keramiky (za pokojové teploty) na bázi Al_2O_3 a ZrO_2 v porovnání se slitinami CoCr a kostmi [27].....	51
Obr. 33 a) schéma kyčelního kloubu, b) schéma aplikace umělého kyčelního kloubu v ortopedii, c) keramický implantát [27].....	52
Obr. 34 Rozlomená hlavice umělého kyčelního kloubu z Y_2O_3 stabilizované ZrO_2 keramiky [27].....	53
Obr. 35 Záběry elektronového mikroskopu zachycující poškození povrchu náhrad odebraných z těl pacientů: a) zbarvení kovem, b)větší zvětšení případu a), c)rýhy, praskliny, d)jamka [27].....	54

Seznam zkratek

PSZ – partially stabilized zirconia

ZTC - zirconia-toughened ceramics

TZP – tetragonal zirconia polycrystals

YZTP – yttria partially stabilized zirconia

LTD – low-temperature degradation

TEOS – tetraethoxysilan

XRD - X-ray diffraction

CAD/CAM - computer-aided design/computer-aided manufacturing