

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MATERIÁLOVÝCH VĚD A INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING

STUDIUM BIOKERAMICKÝCH MATERIÁLŮ PRO DENTÁLNÍ APLIKACE

STUDY OF BIO-CERAMIC MATERIALS FOR DENTAL APPLICATIONS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR
VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

MARTIN LOKVENC

Ing. LENKA SLABÁKOVÁ

BRNO 2013

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav materiálových věd a inženýrství

Akademický rok: 2012/13

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Martin Lokvenc

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Studium biokeramických materiálů pro dentální aplikace

v anglickém jazyce:

Study of bioceramic materials for dental applications

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Díky vysoké odolnosti, pevnosti a bioinertnosti nacházejí keramické materiály ve stomatologii čím dál větší uplatnění. V dnešní době nabývá na významu i estetika, takže např. dříve používané kovové či kovokeramické náhrady přestávají být z tohoto hlediska dostačující. Naopak celokeramické korunky mohou být zejména díky průsvitnosti k nerozeznání od vlastních zubů. Vedle výše uvedených přínosů mají biokeramické náhrady také své stinné stránky, mezi které se řadí jejich kratší životnost nebo abraze protilehlých zubů. Je tedy zřejmé, že není možné vybrat jeden ideální materiál vhodný pro všechny pacienty a aplikace, a proto je účelné zpracovat přehled stávajících biokeramických materiálů použitelných v praxi.

Cíle bakalářské práce:

Student se seznámí s vybranými skupinami biokeramických dentálních materiálů, jejich chemickým složením, strukturou, vlastnostmi a použitím. Z poznatků získaných studiem významných vědeckých publikací následně sepiše bakalářskou práci v daném rozsahu.

Seznam odborné literatury:

1. Ravaglioli. A.; Krajewski, A. . Bioceramics: materials, properties, applications. New York: Chapman & Hall; 1992. 422 pages. ISBN: 0-41-234960-4.
2. Carter C. B., Norton M.G.: Ceramic materials – Science and Engineering, Springer Science + Business Media, New York, 2007
3. Odborné časopisy z databáze Science Direct dle pokynů vedoucí

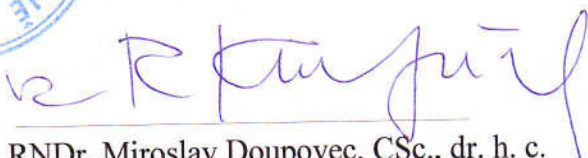
Vedoucí bakalářské práce: Ing. Lenka Slabáková

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/13.

V Brně, dne 30.11.2012




prof. Ing. Ivo Dlouhý, CSc.
Ředitel ústavu


prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá keramickými materiály používanými ve stomatologii. Úvod práce se věnuje popisu biokompatibility, jakožto charakteristické vlastnosti všech biomateriálů. Práce dále pojednává o výhodách a nevýhodách pokročilé keramiky, používané v dnešní době. Hlavní pozornost byla věnována dentální biokeramice, kterou lze obecně rozdělit podle několika kritérií. Bylo popsáno rozdělení v závislosti na mikrostruktuře, která výrazně ovlivňuje celkové vlastnosti materiálu. Na keramiku je zde nahlíženo jako na kompozitní materiál, kde je skelná matrice vyplněna z větší či menší části krystalickou fází. Součástí práce je také popis využití jednotlivých typů biokeramik při výrobě zubních náhrad

ABSTRACT

This thesis deals with bioceramics used in dentistry. The biocompatibility, which is the characteristic property of biomaterials, is described in the opening chapter of the thesis. Advantages and disadvantages of advanced ceramics are also discussed. The main attention was paid particularly to the dental bioceramics, which can be divided according to different criteria. The used classification was based on microstructure, which significantly influences behaviour and properties of biomaterials. The ceramic is viewed as a composite material, where the glass matrix is filled with different amount of crystal phase. The thesis also includes the use of the individual types of bioceramics for the manufacture of dental restorations.

KLÍČOVÁ SLOVA

Biomateriály, biokompatibilita, dentální keramika, sklokeramika, oxid zirkoničitý

KEYWORDS

Biomaterials, Biocompatibility, dental ceramics, glass-ceramics, zirconia

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

LOKVENEC, M. *Studium biokeramických materiálů pro dentální aplikace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 30 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lenka Slabáková.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Studium biokeramických materiálů pro dentální aplikace vypracoval samostatně s použitím odborné literatury, uvedené v seznamu, který je součástí práce.

V Brně dne 24. 5. 2013

Martin Lokvenc

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval mé vedoucí Ing. Lence Slabákové za odborný dohled a vedení v průběhu bakalářské práce. Její pomoc byla vždy přínosná a přesně vyhovovala mým potřebám.

OBSAH

Úvod	9
1. Biomateriály	10
1.1 Charakteristika biomateriálů	10
1.2 Tkáňové interakce	10
2. Keramika	11
2.1 Vlastnosti keramiky	11
2.2 Způsob přípravy	12
2.2.1 Příprava keramických prášků	12
2.2.2 Tvarování	12
2.2.3 Slinování	12
3. Biokeramika	13
3.1 Vývoj biokeramiky	13
3.2 Vlastnosti biokeramiky	15
3.3 Bioinertní keramika	16
3.4 Bioaktivní keramika	16
3.5 Resorbovatelná keramika	16
4. Dentální biokeramika	17
4.1 Skelná keramika	17
4.2 Skelná keramika vyztužená krystalickou fází	18
4.2.1 Leucitová sklokeramika	18
4.2.2 Lithium disilikátová sklokeramika	18
4.2.3 Fluorapatitová sklokeramika	19
4.3 Krystalická keramika vyplněná skelnou fází	19
4.4 Polykrystalická keramika	19
4.4.1 Keramika na bázi Al_2O_3	19
4.4.2 Keramika na bázi ZrO_2	20
5. Dentální aplikace biokeramiky	21
5.1 Korunky a můstky	21
5.2 Inleje a onleje	22
5.3 Fasety	22
5.4 Implantáty	23
5.5 Rovnátko	23
6. Výroba dentálních náhrad	24
6.1 Technologie nanášení prášku	24
6.2 Suspenzní lití	24
6.3 Lisování	24
6.4 CAD/CAM	24
6.4.1 Metody digitalizace	25
6.4.2 CAD modelování	25
6.4.3 CAM obrábění	26
Závěr	27
Použitá literatura	28
Seznam zkratk	30

Úvod

Snaha nahrazovat partie lidského těla, které se během života opotřebovávají nebo jsou jinak poškozeny (například v důsledku nemoci), provází člověka již po tisíciletí. Znamky této snahy byly nalezeny už v pozůstatcích vyspělých civilizací (Egypt, Aztécká civilizace). Je zřejmé, že každé vážné poškození těla vede ke vzniku problému s funkcí a může vést i k psychické deprivaci jedince.[1]

Zaměříme-li se pouze na zubní náhrady, počátky jejich výroby datujeme už od první poloviny 18. století. Jako jeden ze zakladatelů této výroby je považován francouzský chirurg Pierre Fauchard, který dal v roce 1723 základ smaltovaným kovovým náhradám. První porcelánový zub představil v roce 1789 francouzský zubní lékař De Chemant. [2]

Aby mohl implantát v lidském těle dobře plnit svou funkci, musí být takzvaně biokompatibilní. Vývoj biokompatibilních materiálů, tedy biomateriálů, začal na počátku 20. století. Snahou bylo vyvinout materiály, které by dokázaly co nejlépe napodobit lidskou tkáň. Díky tomuto výzkumu se nám dnes nabízí obrovské množství variant biomateriálů z řad kovů, kompozitů, polymerů a také keramik. Zejména zmíněná keramika dosáhla v posledních čtyřiceti letech obrovského pokroku a stala se samostatnou vědní disciplínou. Důkazem může být nárůst registrovaných patentů a konferencí týkající se tohoto tématu. [3]

Keramika se zdá být ideálním biomateriálem. Má vynikající pevnostní vlastnosti a je vysoce biokompatibilní. Důkazem může být skutečnost, že i tvrdé tkáně člověka (kosti, zuby) jsou tvořeny z velké části anorganickou složkou na bázi apatitu. V případě dentálních aplikací hrají velkou roli také estetické vlastnosti. Vhodným použitím keramiky lze u náhrady téměř napodobit barvu lidského zubu. Jako každý materiál, i keramika má své nevýhody (křehkost, cena, apod.) na které musí být brán zřetel.[2,4]

Při výběru materiálu pro zubní náhradu hraje roli spousta faktorů, například tvar zubu, poloha zubu, požadavky na mechanické vlastnosti, předpokládaná životnost, alergie pacienta apod. Jedním z hlavních faktorů při výběru je také cena. Obecně platí, že keramické náhrady jsou náročnější na výrobu a tedy dražší. Nelze tedy určit ideální materiál pro všechny případy a je nutno přistupovat k výběru obezřetně.

1. Biomateriály

Biomateriály se používají pro náhradu měkkých i tvrdých tkání lidského těla. Jejich charakteristickou vlastností je tzv. biokompatibilita, která v podstatě znamená, že materiál nevyvolává negativní odezvu na povrchu ani ve struktuře hostitelské tkáně [5].

1.1 Charakteristika biomateriálů

Biomateriály se od ostatních materiálů liší tím, že mají specifické vlastnosti při kontaktu s lidskou tkání. Studium těchto materiálů na pomezí materiálových věd a tkáňového inženýrství se dosáhlo obrovského pokroku. Abychom mohli říci, že se jedná o biomateriál, musí být splněny následující podmínky. Materiál nesmí být toxický a naopak musí být sterilizovatelný, stálý a neměl by korodovat nebo jinak nežádoucím způsobem degradovat *in vivo*. [3,5]

Jak bylo řečeno v úvodu, volba materiálu není vždy jednoznačná. V první řadě úspěšnost náhrady závisí na odezvě lidského těla. Je nutné, aby materiál nevyvolával negativní odezvu na povrchu ani ve struktuře hostitelské tkáně. Biokompatibilita se zjišťuje pomocí laboratorních testů. Rozlišujeme dva druhy testování:

in vitro – Jedná se o testování, jak z názvu přímo vyplývá, ve skle, tedy mimo tělo. Vzorky materiálu jsou vystaveny vlivu umělého fyziologického roztoku. Tato metoda je oproti metodě *in vivo* značně zjednodušená, protože zanedbává některé důležité faktory, které působí v těle jedince. (vliv hormonů, enzymů, vliv přítomné tkáně apod.) [5]

in vivo – Jde o způsob testování zavedením malých vzorků přímo do těla hostitele (testování na zvířatech). Toto testování je objektivnější než testování *in vitro*, avšak z etických důvodů je používáno až v poslední fázi výzkumu. [5]

1.2 Tkáňové interakce

Při testování biokompatibility můžeme v závislosti na materiálu pozorovat několik typů reakcí:

Tkáň odumírá při styku s materiálem

Jedná se o nežádoucí reakci. Materiál je toxický a není kompatibilní s lidskou tkání.

Tělo vytváří okolo implantátu nepřilnavou vazivovou vrstvu nebo se jej snaží vyloučit

Snaha vyloučit cizí těleso z lidského těla je přirozenou reakcí obranného systému. Z hlediska úspěšnosti implantátu je to nežádoucí reakce. Pokud tělo reaguje vytvořením vazivové vrstvy, jedná se o takzvaný bioinertní materiál. (viz kapitola 3.3)

Tělo vytváří pevnou přilnavou vazbu s implantátem

Tato reakce je vysoce žádoucí pro takzvané bioaktivní materiály. (viz kapitola 3.4)

Materiál se rozpouští

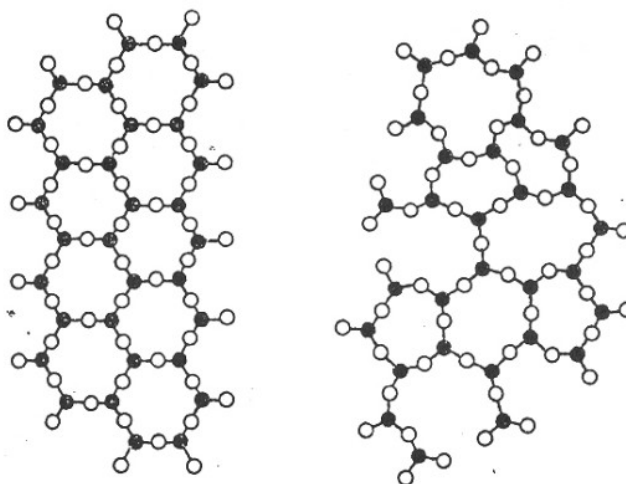
Jedná se o specifickou verzi bioaktivních materiálů. Této zvláštní odezvy je využíváno u resorbovatelných materiálů. (viz kapitola 3.5)

2. Keramika

Původ slova keramika pochází z řeckého slova „keramos“, které lze přeložit jako vypálená hlína. Z původu slova vyplývá, že keramika je lidstvu známa již několik tisíc let. Tento materiál je charakterizován specifickými vlastnostmi, jako jsou tvrdost a křehkost. Keramika je obecně mnohem křehčí než kovy. [6]

Rozlišujeme tradiční a pokročilou keramiku. Tradiční je vyráběna výpalem hlíny, kdežto pokročilá keramika (dále jen keramika) se vyrábí slinováním syntetických prášků s definovaným chemickým složením. Slinutím vzniká kompaktní hutná, nebo pórovitá keramika, která obsahuje krystalické i nekystalické fáze. Podíl fází udává rozdíl mezi keramikou a skly. Látky s převládající krystalickou fází označujeme jako keramické, látky s majoritním obsahem amorfnní struktury pak jako skelné. Materiál s vysokým podílem obou fází nazýváme sklokeramikou. [6,7,8]

Na obrázku 1 je popsána krystalická struktura. Jak je vidno, atomy mají pravidelné uspořádání oproti amorfní struktuře, která má náhodné uspořádání atomů. Materiál může být i semikrystalický, tedy obsahovat fázi jak krystalickou, tak nekystalickou.



Obr. 1 Schematický náčrt krystalické (vlevo) a amorfní (vpravo) struktury. [8]

2.1 Vlastnosti keramiky

Vlastnosti keramických materiálů jsou dány chemickým a fázovým složením. Velkou roli také hraje mikrostruktura, kterou lze ovlivnit čistotou, zrnitostí výchozích prášků a technologií výroby. Optimální mikrostruktura obsahuje homogenní zrna, jasně definovaná, minimální obsah pórů a rovnoměrné rozložení všech přítomných fází. Obecně platí, že čím je zrna jemnější, tím má výsledná keramika vlastnosti na vyšší úrovni. [7]

Mezi výhody keramických materiálů patří tvrdost a pevnost v tlaku, ořezuvzdornost, vysoká chemická odolnost i při vysokých teplotách, žáruvzdornost a ve srovnání s kovy i relativně nízká měrná hmotnost. Keramika je obecně také výborným tepelným a elektrickým izolantem. Výhodou jsou také dobré optické vlastnosti některých keramik. Ty závisí především na podílu fází. Obecně platí, že mikrostruktura s převládající skelnou fází je více průsvitná než mikrostruktura s majoritní krystalickou fází. [6]

Nevýhodou těchto materiálů je velký rozptyl hodnot tahové pevnosti. Tento fenomén

je zapříčiněn přítomností vad a defektů ve struktuře keramiky. Nelze tedy získat stálou hodnotu pevnosti v tahu. Pro posouzení tahové pevnosti se využívá tzv. weibullova modulu, který je definován jako míra spolehlivosti materiálu. Tato hodnota je získávána výpočtem z weibullova rozdělení. Jedná se o rozdělení pravděpodobnosti, kde náhodná veličina představuje životnost materiálu. [9]

Vliv na křehkost má také růst podkritických trhlin, který je jednou z nejčastějších příčin selhání keramiky. Jedná se o pomalý růst trhlin vznikajících v průběhu času při zatížení. Příčinou je korozivní proces v místě zatížení materiálu. Přítomnost malých trhlin zvyšuje faktor intenzity napětí. K růstu trhlin také přispívá cyklické zatěžování a přítomnost vody (např. v ústech). [9,10]

Další nevýhody keramiky jsou náročná výroba složitých tvarů a následné opracování, obtížné spojování keramických komponent a spojování keramiky s kovy. V neposlední řadě pak špatné plastické chování. [7]

2.2 Způsoby přípravy

Při přípravě pokročilé keramiky se používají syntetické keramické prášky. Ty jsou následně za sucha nebo v podobě vlhké směsi tvarovány. Takto vytvarovaný produkt je následně slinut za vysokých teplot.

2.2.1 Příprava keramického prášku

Pro dosažení kvalitní keramiky je nutná homogenizace prášku. Příkladem používaných metod je mletí, míšení nebo přesívání. Technologie se vybírá podle potřebných vlastností prášku. [11]

Používá se hlavně mletí v attritorech a v kulových nebo planetových mlýnech. Prášky mohou být mlety za mokra nebo za sucha. Výhody suchého mletí jsou v zamezení interakcí kapaliny s práškem, snazší optimalizaci procesu. Produkt se také nemusí sušit. Mokré mletí poskytuje dobrou homogenizaci, disperzi částic, rozrušení aglomerátů a v porovnání se suchým mletím má větší účinnost. Mletím lze získat různou velikost a tvar zrn. [7,11]

2.2.2 Tvarování

Mezi metody tvarování se řadí lisování, injekční vstřikování a nově také 3D tisk. Každá z těchto metod je vhodná pro specifický typ materiálu a požadovaný tvar polotovaru. [11,12]

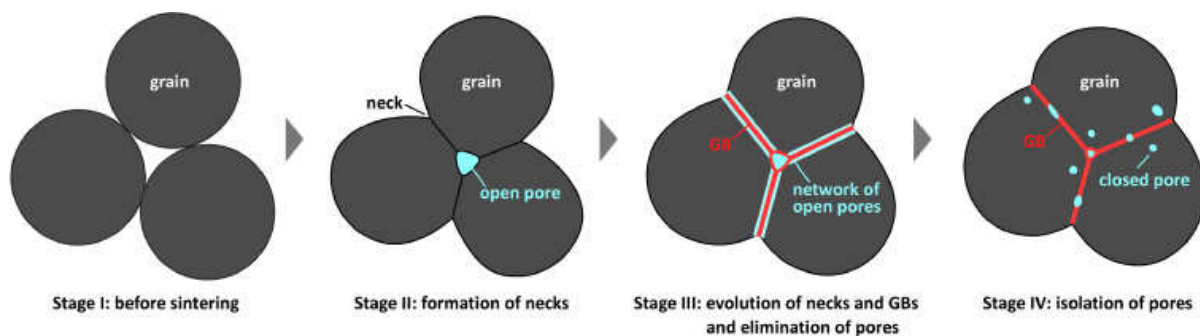
Ploché součásti a vzorky mohou být tvarovány uniaxiálním lisováním. Pro jednodušší tvary lze použít lisování isostatickým tlakem, které je z hlediska homogennějšího zhutnění polotovaru lepší. [11]

2.2.3 Slinování

Teoretické základy slinovacího děje byly položeny až v první polovině 20. století. Kritérium, na kterém závisí slinutí materiálu, je tzv. hnací síla slinování. Mezi hlavní hnací síly keramiky patří snižování volné povrchové energie, aplikování externího tlaku nebo chemická reakce, popřípadě jejich kombinace. Změnou hnací síly slinování můžeme výrazně ovlivnit mikrostrukturu materiálu, proto by měl být způsob slinutí navržen tak, aby odpovídal požadovaným strukturním požadavkům. [13]

Při slinování se materiál zhutňuje, vytvarovaná práškovitá látka přechází při teplotě

0,5 až 0,9 bodu tání materiálu na kompaktní pevné těleso. Z mikroskopického hlediska se při slinování původní víceméně kulovitá zrna v místě dotyku spojují, vznikají „krčky“, které se rozšiřují a uzavírají póry (v ideálním případě by póry měly vymizet), přitom dochází ke smršťování materiálu. (viz obr. 4) Slinutím vzniknou nové krystalické produkty (i chemické) – vznikne specifická mikrostruktura. [12,13]



Obr. 2 Čtyři fáze slinování: fáze I: před slinutím, fáze II vytvoření krčků, fáze III snižování pórovitosti, fáze IV dotvoření konečné pórovitosti [14]

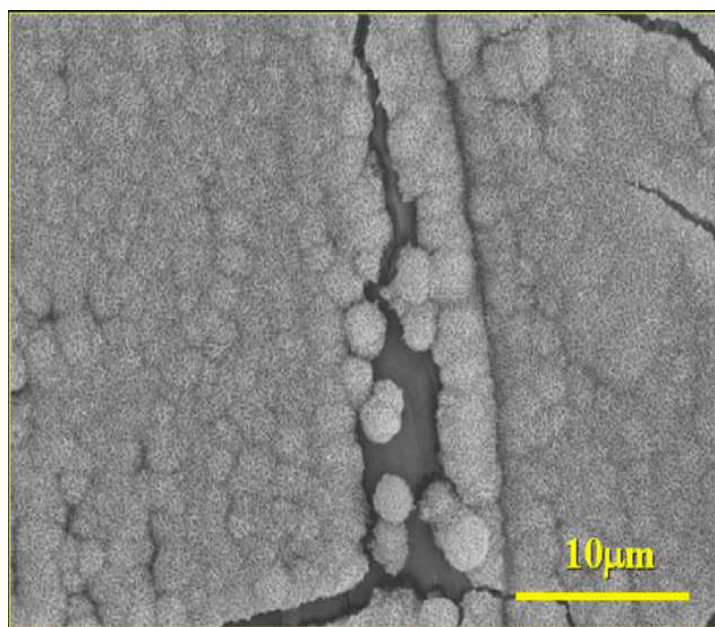
3. Biokeramika

Biokeramika je specifický typ keramiky vyvinutý spoluprací biologů a materiálových odborníků. Díky tomuto výzkumu se vlastnosti biokeramiky dostaly na takovou úroveň, že se keramika stala jedním z nejvýznamnějších materiálů pro výrobu kostních a také zubních náhrad. Podle typu interakce mezi keramickým implantátem a hostitelskou tkání rozlišujeme bioinertní, bioaktivní a resorbovatelnou keramiku.

3.1 Vývoj biokeramiky

Vývoj biomateriálů probíhal už od třicátých let dvacátého století. První snahou bylo vytvořit materiál, který by vyvolával minimální odezvu ve fyziologickém prostředí. Výsledkem byl vznik první generace biokeramiky - inertní keramiky, která byla využívána jako materiál pro výrobu ortopedických náhrad [3,5,14].

Dalším krokem ve vývoji biokeramiky byl výzkum bioaktivní keramiky, který probíhal v šedesátých letech dvacátého století. Prvního úspěchu dosáhl profesor Larry Hench, když položil základ vzniku bioskla. V ranných sedmdesátých letech pak Hench a kolektiv prezentoval amorfní biosklo jako sloučeninu $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$ s přídavkem B_2O_3 a CaF_2 . Hench také testováním *In vitro* dokázal, že biosklo reaguje velice rychle. Povrchová reakce je složitý, mnohafázový chemický proces, jejímž výsledkem je vytvoření vrstvy biologicky aktivního hydroxyapatitu. Tato fáze je chemicky i strukturálně podobná minerální fázi kosti a poskytuje tak silnou vazbu přemostěním hostitelské tkáně a implantátu. K posouzení rychlosti tvorby vazby Hench v roce 1991 prezentoval *in vivo* index bioaktivity I_B definovaný jako $I_B = 100/t_{50bb}$, kde t_{50bb} vyjadřuje čas potřebný k vytvoření 50% vazby. [3,16]



Obr.2 Na obrázku jsou vidět světlé krystalky biologicky aktivního hydroxyapatitu, který byl vytvořen na povrchu vzorku po ponoření do simulované tělní tekutiny. [3]

Další, kdo navázal na úspěchy při výzkumu biokeramických materiálů je japonský profesor Tadashi Kokubo. Profesor a jeho kolektiv využili poznatků o biosklech při studiu sklo-keramických materiálů. V Japonsku v roce 1982 představili kompozitní materiál složený z apatické a wollastonické složky (dále jen A-W). Tento materiál se stal jedním z nejvíce studovaných materiálů pro kostní náhrady. A-W sklokeramika je složená z malých částí apatitu, který je efektivně vyztužen částmi wollastonitu. Pevnost v ohybu, lomová houževnatost a Youngův modul pružnosti A-W sklo-keramiky je největší ze všech bioskelních a sklo-keramických materiálů. [3,17,18]

Výzkum biokeramiky pokračoval i v dalších letech. Profesori DeGroot, Jarch, Driessens Bonfield a Zhang s kolektivy pracovali na výzkumu keramik na bázi fosforečnanu vápenatého (například hydroxyapatit $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Keramiky na bázi fosforečnanu vápenatého jsou dnes používány jako materiál pro náhradu kostního štěpu. [3]

3.2 Vlastnosti biokeramiky

Biokeramika jako taková je jedním z nejvhodnějších materiálů pro náhradu tvrdých tkání. V průběhu času v organismu dochází k degradaci materiálu a uvolňování iontů do fyziologického prostředí. Výhodou biokeramiky je však její chemické složení, které se ve většině případů skládá z prvků nejen netoxických ale také z prvků přirozeně se vyskytujících v lidském těle. Příkladem mohou být ionty Ca^{2+} , K^+ , Mg^{2+} , Na^+ . Rozpuštěním těchto iontů může keramika naopak doplňovat biogenní prvky do fyziologického prostředí. Výjimkou může být toxický iont Al^{3+} , který je však vázán silnou iontovou vazbou Al-O (ve sloučenině Al_2O_3), takže je téměř nerozpustný a jeho koncentrace může být řízena přirozenými regulačními mechanismy lidského těla. [17,18]

Aby byl implantát biofunkční (správně fungoval), měl by co nejlépe napodobovat vlastnosti svého protějšku. Avšak mechanické vlastnosti biokeramiky se výrazně liší. V porovnání s kostí má keramika mnohonásobně vyšší modul pružnosti. Tato elastická nesourodost vede k efektu zvanému stínění napětí (stress shielding), který v podstatě znamená, že zatížení je v končetině přenášeno výhradně kostním implantátem, protože má vyšší tuhost. Nedostatek pravidelného zatěžování může vést k atrofické ztrátě kostní tkáně a následnému uvolnění implantátu. [19]

Vznikla tendence vyvinout tzv. isoelastický materiál, který by měl modul pružnosti podobný lidské kosti. Jednou z možností je kombinace keramiky s kovy nebo polymery a také poměrně nové kompozitní materiály na bázi ZrO_2 a hydroxyapatitu.

Tab.1 Srovnání mechanických vlastností zástupců inertních oxidických keramik (Al_2O_3 , ZrO_2) s vlastnostmi lidské kosti. *Hodnoty uvedené před závorkou platí pro kost houbovitou (trabecular), hodnoty v závorce pro kost hutnou (kortikální) [17]

Vlastnosti	Al_2O_3	ZrO_2	Kost*
Hustota [g/cm ³]	3,98	6,08	1,7 (2,0)
Modul pružnosti [GPa]	380-420	210	3 (30)
Pevnost v tlaku [MPa]	4000-5000	2000	130 (180)
Pevnost v tahu [MPa]	350	650	60 (160)
Pevnost v ohybu [MPa]	400-560	900	100
Lomová houževnatost [MPa m ^{-3/2}]	4,0-6,0	9	2 (12)

3.3 Bioinertní keramika

Bioinertní keramika je první generací ve vývoji biokeramiky. Jedná se o keramický materiál, který je inertní vůči hostitelské tkáni. Kvůli snížené akceptovatelnosti dochází na fázovém rozhraní k tvorbě fibrózního tkaniva, které obaluje implantát, a to bez ohledu na to, jestli je povrch ve styku s měkkou či tvrdou (kostní) tkání. Je to přirozená reakce imunitního systému organismu na přítomnost cizího tělesa. Mezi bioinertní keramiku řadíme například keramiku na bázi ZrO_2 a Al_2O_3 . Tyto materiály jsou hojně využívány pro výrobu kloubních a zubních náhrad. [19,20]

3.4 Bioaktivní keramika

Druhou generací ve vývoji biokeramiky je takzvaná bioaktivní keramika. Při jejím výzkumu byl kladen důraz na zlepšení bioaktivity zároveň se snahou přiblížit mechanické vlastnosti vlastnostem lidské kosti. Na rozdíl od bioinertních materiálů, bioaktivní materiály jsou schopny reagovat s lidskou tkání bez vzniku fibrózních vaziv. Přilehlé tkáně jsou schopny prorůst do pórů a vytvářet tak silnou funkční vazbu umožňující fixaci implantátu. Rozlišujeme *osteoinduktivní* a *osteokonduktivní* bioaktivní materiály. *Osteoinduktivní* znamená "vyvolávající svojí přítomností a svým působením růst buněk kostní tkáně". *Osteokonduktivní* materiál je takový materiál, který svým složením a strukturou podporuje vrůstání okolních kostních buněk (bone ingrowth). Toto rozdělení prezentoval profesor Larry Hench v sedmdesátých letech dvacátého století. Bioaktivní keramika je například biosklo, bioaktivní sklokeramika a keramika na bázi hydroxyapatitu. [3,20]

3.5 Resorbovatelná keramika

Specifickou skupinou bioaktivních materiálů jsou takzvané resorbovatelné materiály. Po zavedení do organismu jsou schopny se volně rozpouštět bez vzniku metabolicky škodlivých látek. Jejich charakteristickou vlastností je tedy časovaný účinek. Tyto materiály jsou používány například při osifikačním procesu (růstu kosti), kde slouží jako opora. V průběhu času se vstřebávají a slouží jako zdroj materiálu tím, že zvyšují tok iontů potřebných pro růst kosti. Resorbovatelné keramiky jsou například na bázi vápenatých solí, fosforečnanů, uhličitanů a síranů, dále pak bioskla, trikalciemfosfáty ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) nebo prášky monetitu (CaHPO_4). [3,5]

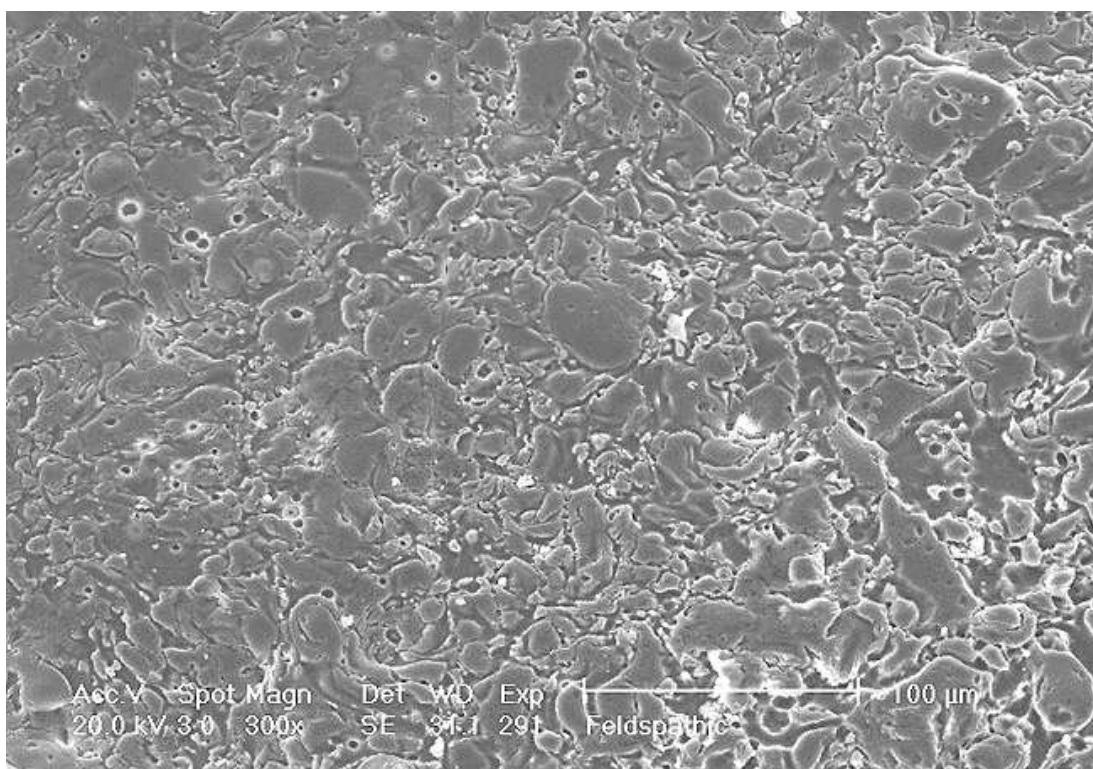
4. Dentální biokeramika

Pro viditelné části zubních náhrad se používá zásadně bioinertní keramika, protože je nezbytné, aby se povrch náhrady neměnil a nepodporoval růst bakterií. Bioaktivní keramika se používá pro povlakování dentálních implantátů (umělých kořenů), kde je důležitý srůst s kostní tkání. Biokeramika jako taková může být rozdělena několika způsoby. Používanými způsoby jsou rozdělení podle využití ve stomatologii, složení, přípravy, teploty slinování, mikrostruktury, optických vlastností, odolnosti vůči lomu, abrazivního chování apod.[2,20,21]

V následujícím textu je využito rozdělení podle mikrostruktury. Je to rozdělení příhodné pro účely této práce, protože nabízí přímou spojitost mezi strukturou keramiky (podílem amorfni a krystalické fáze) a jejími vlastnostmi. Při využití tohoto dělení můžeme na keramiku pohlížet jako na kompozit, kde skelná fáze tvoří matici a je z větší nebo z menší části vyplněna krystalickými nebo skelnými částicemi. Keramiku tak lze rozdělit do čtyř kategorií na skelnou keramiku, skelnou keramiku vyztuženou krystalickou fází, krystalickou keramiku vyplněnou skelnou fází a polykrystalickou keramiku. [2,7]

4.1 Skelná keramika

Základem chemického složení skelné keramiky je oxid křemičitý (SiO_2) a oxid hlinitý (Al_2O_3). Jejich složení připomíná nerost - živec. Podle chemického složení rozlišujeme draselné živce ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$), sodné živce ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) nebo jejich kombinace. Proto někdy tato keramika bývá souhrnně nazývána živcovou keramikou. [2,7,15]



Obr. 3 Detail struktury živcové keramiky pořízený elektronovou mikroskopií. Měřítko je 100μm [15]

Tento typ keramik má majoritní podíl skelné fáze a je tak nejestetičtější typem na poli dentální keramiky. Skvěle napodobuje optické vlastnosti skloviny. Tyto vlastnosti skelné keramiky mohou být dále ovlivněny přidáním pigmentů (především oxidy kovů) k úpravě průsvitnosti a barvy. Přidáním dalších oxidů lze ovlivnit proces slinování a tepelné vlastnosti. Tato keramika má poměrně nízký koeficient tepelné roztažnosti (okolo 8×10^{-6}). [2,7,15]

Mechanické vlastnosti této keramiky jsou v porovnání s ostatní keramikou horší. Důvodem je vysoký podíl skelné fáze. Pevnost v ohybu bývá běžně v rozmezí od 60 MPa do 70 MPa. Přesto byly tyto keramiky dříve používány pro výrobu zubních protéz. Modernější využití těchto materiálů je pro výrobu faset, které se natavují na kovová nebo keramická jádra. Tento materiál je také nejúspěšnějším materiálem pro výrobu onlejšů a inlejšů s roční pravděpodobností selhání méně než 1%. Příčinou takto vysoké spolehlivosti je produkce předslinutých bloků pro CAD/CAM bez zbytkových pórů, které by mohly přispět ke katastrofickému selhání. [7,15]

4.2 Skelná keramika vyztužená krystalickou fází

Tato kategorie pokrývá široké rozpětí podílů krystalické a amorfní fáze. Základem je v podstatě stejný materiál jako v kapitole 4.1, avšak obohacený o krystaly druhé fáze. Ty mohou být přidány uměle nebo se v materiálu samy vyprecipitují. Existují tři hlavní typy krystalů používaných k tomuto účelu: leucitové, lithium disilikátové a fluorapatitové. [2,7,15]

4.2.1 Leucitová sklokeramika

Leucitové krystaly vznikají v živcové keramice zvýšením koncentrace oxidu draselného (K_2O). Leucit ($KAlSi_2O_6$) má za pokojové teploty tetragonální strukturu a při teplotě $625^\circ C$ dochází k přeměně na kubickou mřížku. Tato přeměna je doprovázena objemovou změnou (1-2%). Leucit má vysoký koeficient tepelné roztažnosti. Změnou podílu leucitové fáze lze tedy výrazně ovlivnit tepelnou roztažnost této keramiky. Proto se volí přesný podíl leucitu tak, aby roztažnost keramiky korespondovala s roztažností materiálu, na který se tato keramika následně nanáší. Nedodržení stejné tepelné roztažnosti vede ke vzniku pnutí mezi materiály. Přesného podílu leucitové fáze se docílí procesem zvaným kontrolovaná krystalizace skelné keramiky, nebo externím přidáním krystalů. [1,7,23]

Mechanické vlastnosti této keramiky závisí především na způsobu zpracování a výroby. Systémy vyráběné lisováním a obráběním mají vyšší pevnost v ohybu (160–300 MPa) oproti dentální sklokeramice v důsledku téměř dokonalého rozložení krystalů leucitu ve skleněné matici. Tento materiál vykazuje vynikající výsledky při použití pro výrobu faset a posteriorních inlejšů a onlejšů. [7,24]

4.2.2 Lithium disilikátová sklokeramika

Tvorba krystalů lithium disilikátu je dosažena přidáním oxidu lithia (Li_2O) do standartní živcové keramiky. Tento oxid také snižuje její teplotu tání. Vzniká krystalická fáze lithium disilikátu ($Li_2Si_2O_5$), která tvoří až 70% objemu materiálu. Krystaly mají jehlicovitý tvar a jsou náhodně orientovány, díky čemuž dokáží odrážet trhliny a zpomalovat jejich propagaci. Výsledkem je zpevňující účinek. Důkazem je skutečnost, že lithium disilikátové skelné keramiky mají daleko lepší mechanické vlastnosti než leucitové. Hodnoty pevnosti v ohybu se pohybují okolo 350-450 MPa a i lomová houževnatost bývá v průměru třikrát vyšší než v případě leucitové keramiky. [7,15]

Tento materiál je velice průsvitný i s vysokým podílem krystalické fáze díky poměrně nízkému indexu lomu krystalů lithium disilikátu. Dobré mechanické a estetické vlastnosti umožňují použití tohoto materiálu pro výrobu celokeramických náhrad lisováním a obráběním, nebo pro výrobu faset. [7,15]

4.2.3 Fluorapatitová sklokeramika

Fluorapatitové krystaly ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$) jsou v podstatě stavební látkou skloviny, proto jsou optické vlastnosti této keramiky sklovině nejvíce podobné. Mechanické vlastnosti jsou na stejné úrovni jako u lithium disilikátové keramiky a proto mají tyto keramiky shodné použití. [7,15]

4.3 Krystalická keramika vyplněná skelnou fází

V roce 1988 se na trhu pod názvem In-Ceram objevil materiál, jehož základem je částečně slinutá keramika na bázi oxidu hlinitého (Al_2O_3) infiltrovaná skelnou fází. Šlo o alternativu k tehdy běžně používaným kov-keramickým systémům. Principem je vytvoření pórovité krystalické keramiky z Al_2O_3 , $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Zr}_2\text{O}_3$, nebo $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Mg}_2\text{O}_3$ (směs nazývaná Spinell) pomocí suspenzního lití či lisování. Póry této keramiky jsou následně za vysokých teplot vyplněny skelnou fází o malé viskozitě. Výsledkem je keramika, která má až čtyřikrát vyšší hodnoty ohybové pevnosti než dříve používané keramiky. Příčinou dobrých mechanických vlastností je dobrá odolnost vůči propagaci (vzniku) trhlin, které musejí růst skrz odolnější krystalovou strukturu. [7]

Keramiku na bázi $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Zr}_2\text{O}_3$ je možno používat pouze pro náhradu stoliček, protože je nedostatečně průsvitná a tedy nedostatečně estetická. Pro náhradu předních zubů se používá $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Mg}_2\text{O}_3$ keramika, která má poloviční pevnost oproti $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Zr}_2\text{O}_3$, avšak má lepší průsvitnost. Přesto i tato keramika bývá dále pokrývána běžnými sklokeramikami. [7,15]

4.4 Polykrystalická keramika

Polykrystalická keramika je tvořena hutnou polykrystalickou strukturou, bez pórů a skelných fází. Má nejvyšší potenciál pevnosti a houževnatosti. V průběhu vysokoteplotního slinování materiál výrazně sníží svůj objem. Z důvodu náročného slinování a následného smrštění se tato keramika až do nedávna nepoužívala. Dnes existuje několik způsobů zpracování této keramiky (viz kapitoly 6.3 a 6.4). [7]

Do této skupiny keramik spadá především oxidická keramika na bázi Al_2O_3 a ZrO_2 . Keramiky užívané v zubním lékařství musí mít adekvátní průsvitnost, aby byly esteticky použitelné (napodobovaly přírodní zuby) a zároveň mít adekvátní pevnost důležitou pro žvýkání. Tyto dvě vlastnosti prozatím nelze docílit jedním materiálem. Proto se polykrystalická keramika používá jako materiál pro výrobu nosné části náhrady, na kterou se nanáší skelné fasety nebo povlaky. [12]

4.4.1 Keramika na bázi oxidu hlinitého (Al_2O_3)

Tato keramika je tvořena polykrystaly $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ s HCP mřížkou a může být o čistotě až 99hm% . Je připravována klasickými lisovacími a slinovacími technikami. [25]

Přidání malého množství MgO (okolo 3 hm%) do keramického prášku napomáhá procesu slinování a zabraňuje během něho růstu zrn. Výhodou této keramiky je kvalitní povrch a vysoká tvrdost (má nejvyšší tvrdost v oblasti dentální keramiky- viz. tab.1) [25]

4.4.2 Keramika na bázi oxidu zirkoničitého (ZrO₂)

Použití ZrO₂ zaznamenalo v posledních letech velký nárůst. Vynikající mechanické vlastnosti stabilizovaného ZrO₂ jsou dosaženy především pomocí transformačního zhouževnatění a umožňují využití tohoto materiálu pro výrobu nosných částí náhrad a dentálních implantátů. Jedná se o svým způsobem revoluční keramiku, proto jí bude v této kapitole věnována zvýšená pozornost. [2,12]

ZrO₂ se může vyskytovat celkově ve třech druzích krystalické mřížky. Tyto mřížky se se změnou teploty spontánně mění, ZrO₂ je tedy polymorfní keramika. Mřížky mohou být: monoklinická (M), tetragonální (T) a kubická (C). Čistý oxid zirkoničitý má při pokojové teplotě monoklinickou krystalickou mřížku, která je stálá až do teploty 1170°C. Po této teplotě oxid tvoří tetragonální krystalickou mřížku až do teploty 2370°C, kde se mřížka mění na kubickou. Podle typu zpracování a způsobu ochlazování přechází okolo teploty 970°C mřížka tetragonální zpět na monoklinickou. [12]

Přeměna z tetragonální na monoklinickou mřížku může být využita pro zlepšení mechanických vlastností, zejména houževnatosti. Tato přeměna je martenzitického typu. Mechanismus přeměny je stříhový, bezdifuzní, atomy náhle mění polohu rychlostí zvuku. Přidání stabilizačních oxidů (tab.2) umožňuje pracovat s tetragonální mřížkou za pokojové teploty.

Tab.2 Tabulka stabilizačních oxidů užívaných pro ZrO₂ keramiku.

Stabilizační oxid	Stechiometrický vzorec oxidu	Zkratka
Oxid ytritý	Y ₂ O ₃	Y-TZP
Oxid vápenatý	CaO	Ca-TZP
Oxid hořečnatý	MgO	Mg-TZP

Docílíme tak částečně (PSZ-partially stabilized zirconia) nebo plně stabilizovaného (FSZ-fully stabilized zirconia) ZrO₂. Bylo dokázáno, že PSZ je při pokojové teplotě metastabilní. To znamená, že přeměna T na M mřížku může být vyvolána vnějšími vlivy jako je vnější napětí a teplota. Při zatížení se tedy mřížka mění na M mřížku a zvětšení objemu doprovázející tento proces vyvolá tlakové napětí v místě trhliny. Tímto mechanismem se trhliny uzavírají a výsledkem je vyšší lomová houževnatost materiálu. Jedná se o tzv. transformační zhouževnatění. [12].

Mechanické vlastnosti ZrO₂ (viz tab.1) keramiky jsou rozdílné oproti Al₂O₃, liší se především v tvrdosti a lomové houževnatosti, která je důležitou vlastností zubní keramiky. Udává odolnost materiálu vůči rychlému rozlomení, které by mělo za následek selhání náhrady. Zvýšení lomové houževnatost je u ZrO₂ docíleno několika mechanismy zhouževnatění. Nejdůležitější je již zmíněné transformační zhouževnatění. Další možností je přidání několika hmotnostních procent Al₂O₃, výsledkem je materiál s větším modulem pružnosti, lepší mikrostrukturou a větší houževnatostí. [3,12]

Testováním *In vivo* a *In vitro* byla u ZrO₂ zjištěna vysoká biokompatibilita, zvláště když byl očištěn o jeho radioaktivní části. Jedná se o inertní keramiku, proto při styku s tkání nevznikají škodlivé reakce. Přesto částice uvolněné degradací materiálu nebo procesem výroby mohou způsobovat reakce s tkání v místě úniku.[12]

Toxicita testovaná *in vitro* je na stejné úrovni jako u Al₂O₃. Cytotoxicita, karcinogenita, mutagenita ani chromozomální aberace nebyly prokázány. [12]

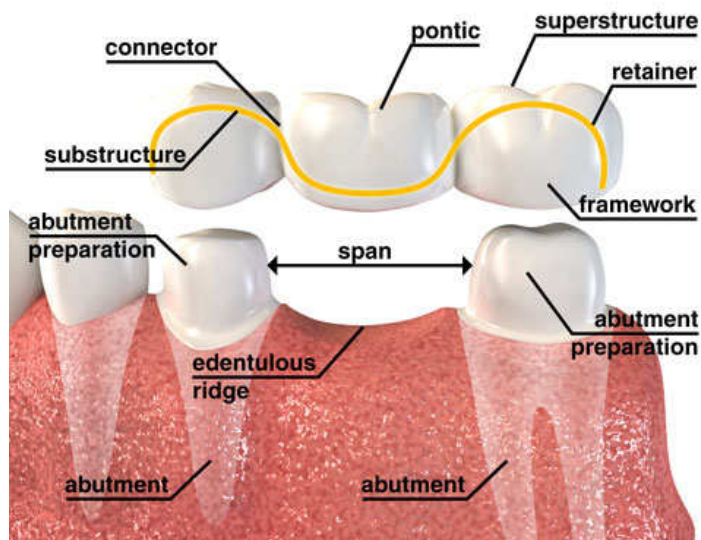
5. Dentální aplikace biokeramiky

V následující kapitole je stručně představeno využití zmíněné keramiky při výrobě zubních náhrad. Tento přehled je důležitý pro pochopení požadovaných vlastností materiálu.

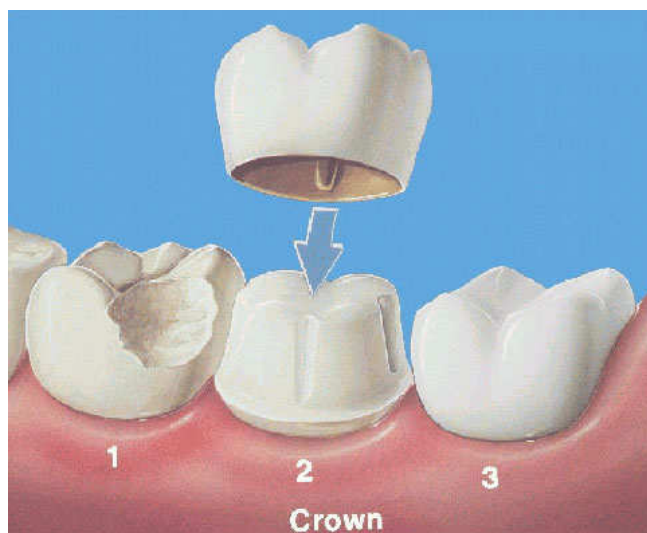
5.1 Korunky a můstky

Korunka je implantovaná část, která pokrývá zbylou část zubu. Její schematický náčrtek je vidět na obr. Klasické korunky se ve stomatologii používají pro ochranu zubu před rozlomením a citlivostí. Můstek je celková náhrada zubu, kde se využívá ukotvení na sousedních zubech. Používají se tam, kde z nějakých důvodů není možno náhradu ukotvit přímo na místě zubu. Můstek také umožňuje regeneraci dásně pod nahrazovaným zubem. V případě náhrady celého zubu korunka ani krajní části můstku nemají skořápkový tvar, ale tvoří celé tělo implantátu. Oba typy mohou být upevněny na stávající zub (v případě můstku na krajní dva zuby) nebo na uměle přidanou podporu. [24]

Používají se kov-keramické i celokeramické korunky a můstky. V případě metalokeramických je prvně vytvořeno kovové tělo (běžně odléváním), na které je následně nanášena fazeta ze skelné keramiky (viz kapitoly 4.1 a 4.2). Celokeramické náhrady mají na rozdíl od kov-keramických náhrad nosnou část keramickou (především z $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2$ keramik-viz kapitoly 4.3 a 4.4), která může být následně pokryta také skelnou keramikou. V dnešní době jsou celokeramická těla vyráběna především CAD/CAM systémy. Pro ještě lepší vzhled mohou být také pokryty skelnou keramikou. [14,24]



Obr. 6 Náčrtek můstkového implantátu a jeho ukotvení na podporu [24]



Obr. 7 Nákres korunky a jejího ukotvení na podporu [24]

5.2 Fasety

Fasety (veneers) jsou speciální typ keramických náhrad. Slouží jako estetická rehabilitace předních ploch zubu ve viditelném úseku chrupu. Jsou vyráběny ze skelných keramik (viz kapitoly 4.1 a 4.2), proto mají vynikající optické vlastnosti. Výhodou je menší redukce tloušťky zubu oproti korunkám. V dnešní době se vyrábí technologií vrstvení prášku a pomocí CAD/CAM systémů. [2]



Obr. 8 Nasazení keramické fasety [24]

5.3 Inleje a onleje

Inlej je v podstatě výplň zubu. Od běžných výplní se liší tím, že je vyrobena mimo zub (v laboratoři). Onlej je výplň, která zasahuje více do stran zubu a může nahrazovat některé vrcholky zubu (v případě stoliček). Oba typy výplní se vyrábí z živcové keramiky (viz kapitola 4.1) pomocí CAD/CAM systémů. [15,24]

5.4 Implantáty

Implantáty jsou v podstatě umělé kořeny, které se chirurgicky zavádějí do čelistní kosti v místě, kde došlo ke ztrátě vlastního zubu. Slouží k upevnění nástavby (abutment), na kterou pak lze následně nasadit korunku, můstek apod. Používají se titanové implantáty, avšak v poslední době jsou čím dál častější implantáty z keramik na bázi ZrO_2 . [16,25]



Obr. 10 Nákres kořenového implantátu [24]

5.5 Rovnátko

Keramické zámečky jsou vyráběny především z polykrystalické biokeramiky na bázi ZrO_2 a Al_2O_3 (viz kap. 4.4), proto mají bílou barvu. Tyto zámečky jsou tudíž výrazně estetičtější nežli běžné kovové. Nevýhodou je abrazie protějškových zubů při špatném umístění zámečku. [15]



Obr. 11 Využití keramiky pro výrobu rovnátkových zámečků [15]

6. Výroba dentálních náhrad

Pro zmíněné typy dentálních keramických náhrad se používá různých výrobních procesů a technik. Způsob výroby dokáže ovlivnit výslednou mikrostrukturu keramiky a její mechanické vlastnosti.

6.1 Výroba vrstvením prášku

Jedná se o tradiční způsob výroby faset. Principem metody je nanesení vlhké keramické směsi speciálním štětečkem. Směs se následně vysuší a vzniklá vrstva se sline. [26]

Účelem sušení je snížení obsahu vody před výpalem bez změny jeho chemického složení. Při sušení dochází zpravidla ke smrštění, tj. ke snížení objemu materiálu. Bez sušení by výrobek při výpalu popraskal v důsledku tenze par v pórech. [2,18]

Pro lepší vlastnosti výsledné keramiky se slinutí uskutečňuje ve vakuu. Při slinutí se odpaří všechna pojidla, která byla součástí směsi. Slinovací proces snižuje pórovitost až na minimum a má za následek velké smrštění. Vzniká kompaktní struktura. [2,15]

Pro kvalitnější povrch se využívá následného glazování. Tento proces eliminuje zbytkovou porositu na povrchu, která by mohla napomoci množení bakterií. Výsledkem je jemný, lesklý a odolný povrch. Metoda je založena na pokrytí povrchu sklem s nízkou teplotou tání, které je kontrolovaným tepelným zpracováním nataveno. [2,15]

6.2 Suspenzní lití (slip casting)

Podstatou této techniky je vnesení keramické suspenze do sádrové formy požadovaného tvaru. Sádra absorbuje přebytečnou vlhkost suspenze, funguje tak jako vysoušecí prostředek. Pro krystalické keramiky vyplněné skelnou fází (viz kapitola 4.3) následuje částečné slinutí směsi, které dá vzniknout pórovité struktuře keramiky. Takto vzniklá keramika je následně „napuštěna“ skelnou fází, která vniká do pórů díky kapilárním silám. V případě polykrytalických (viz kapitola 4.4) keramik je suspenze plně slinuta bez požadavků na vznik pórů. [2,15]

6.3 Lisování

Tato technika spočívá v nalisování keramické hmoty do formy, která byla vytvořena na základě otisku zubu. Využívá se především lisování za tepla, kdy je keramický materiál před lisováním nataven do viskózní podoby. [2]

Tento způsob výroby se využívá při výrobě inlejšů, onlejšů, faset a korunek z živcových sklokeramik (viz kapitoly 4.1 a 4.2). Dále jsou takto vyráběny keramické bloky pro CAD/CAM systémy, které mohou být lisovány i za studena. [2,7,15]

6.4 CAD/CAM systém

Se zvětšující se poptávkou po keramice jako materiálu pro dentální aplikace vznikla také snaha tyto materiály přesně obrábět. Jejich specifické vlastnosti (zejména tvrdost) však ztěžují obrábění konvenčními metodami. Proto bylo nutné přijít s novými a lepšími technologiemi, které by dokázaly obrábět takto tvrdé materiály. Příkladem je technologie zvaná computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM). [27,28]

Běžný pracovní proces výroby náhrad obvykle začíná vytvořením otisku paty, vymodelováním zubu a následným vyroběním zubu suspenzním litím nebo lisováním. V

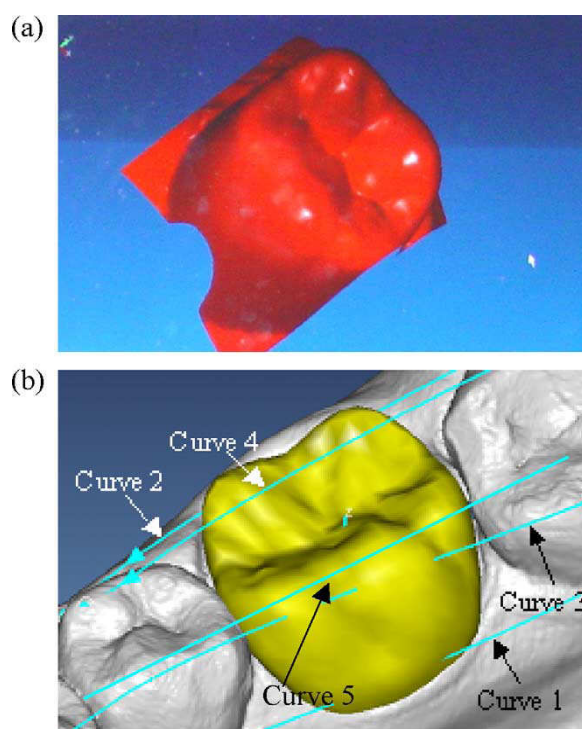
případě užití CAD/CAM je podpěra (abutment) nasnímaná do počítače, kde se následně v CAD systému vytvoří digitální model, podle kterého se implantát obrobí. Při obrábění se používá sofistikovaných CAM systémů. Jako zdroj materiálu se obvykle využívá předslinutých bloků keramiky nakupovaných od výrobce. Bloky se vyrábějí nejčastěji lisováním. V případě použití keramiky na bázi ZrO_2 existují dva typy používaných keramických bloků, částečně slinuté a plně slinuté bloky. Výhodou částečně slinutých bloků je nižší tvrdost a proto je jejich obrábění snazší, rychlejší a vykazuje menší opotřebení obráběcího nástroje. Výsledný obrobek musí být následně doslinut, proto je nutné kompenzovat jeho smrštění. U plně slinutých bloků další slinutí není nutné, ale musí se počítat s vyššími požadavky na obráběcí stroje. [15,27]

6.4.1 Způsoby digitalizace

Snímání je možno provádět přímo uvnitř ústní dutiny nebo je nasnímán model vytvořený na základě otisku. Většina dostupných CAD/CAM systémů však používá ke snímání vyrobený model. Je využíváno několika metod. Příkladem může být dotyková sonda, metody na principu odrazu laserového paprsku nebo elektronika s CCD kamerou. [27]

6.4.2 Computer-aided design

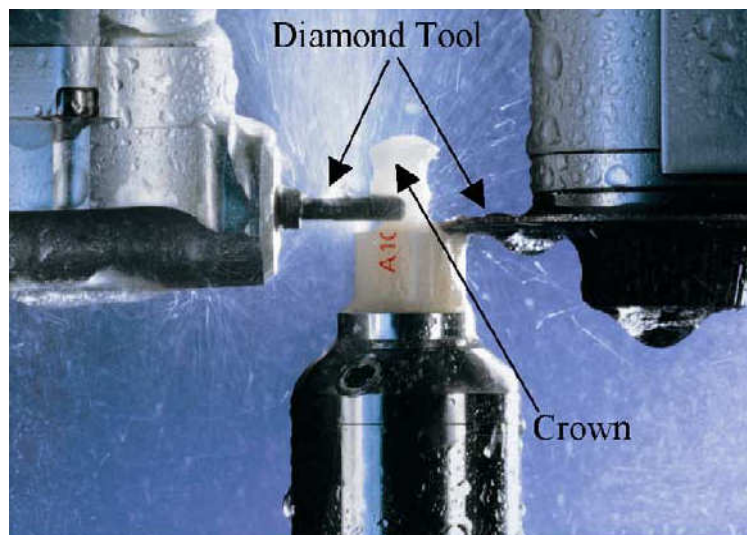
Po získání dat z digitalizace do počítače začíná proces modelování. Prostor, do kterého se zub musí vejít je dán mezerou mezi sousedními zuby a mezi jeho protějším zubem. Aby náhrada splňovala potřebnou geometrii je popsána pěti charakteristickými křivkami. Každá z nich spojuje specifické rozměry protězy a sousedních zubů, jak je tomu vidět na obr. Definuje tak požadovaný tvar náhrady. Dentální CAD programy umožňují klasické typy modelování jako je drátový model, generování povrchu a modelování těles. [28]



Obr. 12 Modelování v CAD programu. Na spodním obrázku jsou vidět křivky, které definují požadovaný tvar implantátu. [28]

6.4.3 CAM obrábění

Poté, co je vygenerován virtuální model, se programuje dráha pro obráběcí nástroj. Součástí tohoto procesu je definování hranic, parametrů víceosého tělesového a povrchového obrábění a dokončovacích operací. V současnosti existuje mnoho komerčních způsobů CAM obrábění, například In-Ceram, LAVA, CYNOVAD nebo CEREC. Pro ukázkou, CEREC systém využívá dvou diamantových fréz o průměrech 1.6 a 1.2 mm s rychlostí 40 000 ot/min (viz obr.). [27,28]



Obr.13 Průběh obrábění korunky systémem CEREC pomocí dvou diamantových fréz. [28]

Závěr

V rámci této bakalářské práce byl zpracován přehled nejpoužívanějších biokeramických materiálů užívaných ve stomatologii. Jak je z předložené rešerše patrné, lze dentální materiály dělit podle různých kritérií, a to zejména podle mikrostruktury v závislosti na obsahu skelné fáze, dále dle způsobu výroby a v neposlední řadě podle použití. Na příkladech bylo ukázáno, že mikrostruktura úzce souvisí s výrobou, vlastnostmi a použitím dentálních náhrad. Se zvyšujícím se obsahem skelné fáze roste translucence keramických materiálů, avšak pevnostní charakteristiky klesají. Naopak méně estetické polykrystalické keramické materiály mají vynikající pevnostní charakteristiky, což je předurčuje pro použití pro nosné komponenty v mechanicky exponovaných oblastech.

Ačkoliv se v posledních desetiletích výrazně zlepšily mechanické a biologické vlastnosti dentálních náhrad, zatím nebyl vyroben materiál, který by mohl plně nahradit přirozenou zubní tkáň. Další výzkum na poli dentálních keramik by tedy měl být zaměřen na vývoj biokompatibilních materiálů, které budou dostatečně pevné a zároveň estetické.

Použitá literatura

- [1] KELLY, J.Robert, Ichiro NISHIMURA, Stephen D CAMPBELL, Hiraku OGINO a Kohji KISHIO. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996, vol. 75, issue 1, s. 18-32. DOI: 10.1016/S0022-3913(96)90413-8. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391396904138>
- [2] DEHAILAN, Laila Al. Review of the Current Status of All-Ceramic Restorations. s. 20. Dostupné z: www.iusd.iupui.edu
- [3] BEST, S.M., A.E. PORTER, E.S. THIAN a J. HUANG. Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*. 2008, vol. 28, issue 7, s. 1319-1327. DOI: 10.1016/j.jeurceramsoc.2007.12.001. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0955221907005961>
- [4] *Atlas histologie tvrdých tkání: Příručka pro studenty. Plzeň: Lékařská fakulta v Plzni, Univerzita Karlova v Praze, Výukový portál MEFANET* <http://mefanet.lfp.cuni.cz>, 2009. ISSN 1804-4409
- [5] FISCHMAN, Gary. Bioceramics: Materials and Applications. DOI: 0944904823.
- [6] MCLAREN, Edward A. a Phong Tran CAO. Ceramics in Dentistry: Part I: Classes of Materials. *Index of /Pubs/PDFs* [online]. 2009, č. 10, s. 94-104 [cit. 2013-05-22]. Dostupné z: http://www.edmclaren.com/Pubs/PDFs/Ceramic_in_Dent_09.pdf
- [7] KRATOCHVÍL, Bohumil, Václav ŠVORČÍK a Dalibor VOJTĚCH. Úvod do studia materiálů. [online]. [cit. 2013-05-24]. DOI: 80-7080-568-4.
- [8] Krystalické látky. [online]. [cit. 2013-05-24]. Dostupné z: http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/prif/ps09/9045979/web/kapitola1/img12_4.html
- [9] *Základní typy rozdělení pravděpodobností spojité náhodné veličiny: Učební text*. Ostrava: Technická univerzita Ostrava, Výukový portál HOMEN <http://homen.vsb.cz>,
- [10] MAZIERO VOLPATO, Claudia Angela, Luis Gustavo D ALTOE GARBELOTTO, Marcio CELSO a Federica BONDIOLI. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*. InTech, 2011-09-06. DOI: 10.5772/21630. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-ceramics-electric-and-magnetic-ceramics-bioceramics-ceramics-and-environment/application-of-zirconia-in-dentistry-biological-mechanical-and-optical-considerations>
- [11] KACHLÍK, Martin. *Příprava Al₂O₃ keramiky se zvýšenými mechanickými vlastnostmi*. Brno, 2010. 49 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.

- [12] NARASIMHA, R., Luis Gustavo D ALTOE GARBELOTTO, Marcio CELSO a Federica BONDIOLI. *Ceramics in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques*. InTech, 2012-03-02. DOI: 10.5772/39090. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/sintering-of-ceramics-new-emerging-techniques/ceramics-in-dentistry>
- [13] POUCHLÝ, V. Slinování pokročilých keramických materiálů, 2012. 78s Disertační práce na Fakultě strojní, Vysokého učení technického v Brně, Ústavu materiálových věd a Inženýrství. Vedoucí disertační práce: Prof. RNDr. Karel Maca, Dr.
- [14] TANAKA, Hiroya, Akiyasu YAMAMOTO, Jun-ichi SHIMOYAMA, Hiraku OGINO a Kohji KISHIO. Strongly connected ex situ MgB₂ polycrystalline bulks fabricated by solid-state self-sintering. *Superconductor Science and Technology*. 2012-11-01, vol. 25, issue 11, s. 115022-. DOI: 10.1088/0953-2048/25/11/115022. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0953-2048/25/i=11/a=115022?key=crossref.db3a9eb0d918a77dffafc922495900c3>
- [15] NAVARRO, M, A MICHIARDI, O CASTANO a J.A PLANELL. Biomaterials in orthopaedics: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *Journal of The Royal Society Interface*. InTech, 2008-10-06, vol. 5, issue 27, s. 1137-1158. DOI: 10.1098/rsif.2008.0151. Dostupné z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsif.2008.0151>
- [16] VALLET-REGÍ, María, A MICHIARDI, O CASTANO a J.A PLANELL. Evolution of bioceramics within the field of biomaterials: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *Comptes Rendus Chimie*. InTech, 2010, vol. 13, 1-2, s. 174-185. DOI: 10.1016/j.crci.2009.03.004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1631074809000691>
- [17] HEIMANN, Robert R. Materials Science of Crystalline Bioceramics: A Review of Basic Properties and Applications. *CMU. Journal*. 2002, roč. 1, č. 1, s. 23-45. Dostupné z: <http://www.thaiscience.info/journals/Article/Materials%20science%20of%20crystalline%20bioceramics%20a%20review%20of%20basic%20properties%20and%20applications.pdf>
- [18] MAJLING, Ján a Gustav PLESCH. *Technológia špeciálnych anorganických materiálov*. Bratislava: Slovenská technická univerzita v Bratislave, 2002.244 s ISBN 80-227-1734-7. Fakulta chemickej a potravinárskej technológie
- [19] Biokompatibilita. [online]. [cit. 2013-05-24]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz>
- [20] URBAN, Karel, STRNAD, Zdeněk. Bioaktivní sklokeramika nahrazující kost : Neživé náhrady srůstající s živou tkání. *Vesmír*. 1. 1. 2000, č. 79, s. 130-133. Dostupné z WWW:<<http://www.cts.cuni.cz/vesmir>>
- [21] DENRY, Isabelle a Julie A. HOLLOWAY. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*. 2010, vol. 3, issue 1, s. 351-368. DOI: 10.3390/ma3010351. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1996-1944/3/1/351/>

- [22] Keramické fazety v ordinaci praktického zubního lékaře: Část II: Volba materiálů. [online]. [cit. 2013-05-24]. Dostupné z:] <http://www.stomateam.cz/cz/keramicke-fazety-v-ordinaci-praktickeho-zubniho-lekare-cast-ii-volba-materialu/>
- [23] MARTI, A. a Julie A. HOLLOWAY. Inert bioceramics (Al₂O₃, ZrO₂) for medical application: A Review. *Injury*. 2000, vol. 31, issue 1, D33-D36. DOI: 10.1016/S0020-1383(00)80021-2. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020138300800212>
- [24] Crowns and Bridges. BRISTOL DENTAL & ORTHODONTICS. [online]. Santa Ana, CA USA, 2013 [cit. 2013-05-24]. Dostupné z: <http://www.bristol-dental.com/crowns-and-bridges/>
- [25] MIYAZAKI, Takashi, Yasuhiro HOTTA, Jun KUNII, Soichi KURIYAMA a Yukimichi TAMAKI. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*. 2009, vol. 28, issue 1, s. 44-56. DOI: 10.4012/dmj.28.44. Dostupné z: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/dmj/28.44?from=CrossRef>
- [26] YIN, Ling, X.F. SONG, Y.L. SONG, T. HUANG a J. LI. An overview of in vitro abrasive finishing: current status and future perspectives from 20 years of experience. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2006, vol. 46, issue 9, s. 1013-1026. DOI: 10.1016/j.ijmachtools.2005.07.045. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0890695505002105>

Seznam použitých zkratk a symbolů

A-W	Apatit-wollastonit
HCP	Druh šesterečné mřížky (Hexagonal close packed)
M	Monoklinická krystalová mřížka
T	Tetragonální krystalová mřížka
C	Kubická krystalová mřížka
PSZ	Částečně slinutý oxid zirkoničitý (partially stabilized zirconia)
FSZ	Plně slinutý oxid zirkoničitý (fully stabilized zirconia)
CAD	Počítačové modelování (Computer-aided design)
CAM	Počítačově řízené obrábění (Computer-aided manufacturing)