



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MATERIÁLOVÝCH VĚD A INŽENÝRSTVÍ

INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING

KOVOVÉ MATERIÁLY POUŽÍVANÉ PRO ZUBNÍ NÁHRADY

METALLIC MATERIALS USED FOR DENTAL PROSTHESIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martin Kožiol

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Stanislav Věchet, CSc.

BRNO 2018

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav materiálových věd a inženýrství
Student: **Martin Kožiol**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **prof. Ing. Stanislav Věchet, CSc.**
Akademický rok: 2017/18

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:

Kovové materiály používané pro zubní náhrady

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Úkolem je zpracování přehledu materiálů pro dentální implantáty na bázi kovu, zhodnocení výhod a nevýhod těchto materiálů a popis jejich typických aplikací. V závěru práce bude zmíněna budoucnost kovových materiálů pro zubní náhrady.

Cíle bakalářské práce:

- zpracování přehledu dentálních materiálů na bázi kovu,
- rozbor výhod a nevýhod těchto materiálů,
- popis jejich typických aplikací,
- budoucnost kovových dentálních materiálů.

Seznam doporučené literatury:

HUBÁLKOVÁ, H., KRŇOULOVÁ, J. Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství. Praha: Galén, 2009. 301 s. ISBN 978-80-7262-581-9

KOUTSKÝ, J. Biomateriály. 1. vyd. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997. 72 s. ISBN 80-7082-370-4.

HIN, T. S. Engineering Materials for Biomedical Applications. World Scientific, 2004. Online version available at:

<http://app.knovel.com/hotlink/toc/id:kpEMBA0001/engineering-materials-2/engineering-materials-2>

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18.

V Brně, dne 27. 10. 2017



prof. Ing. Ivo Dlouhý, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Tématem bakalářské práce jsou kovové materiály protetik a implantátů využívané v dentální medicíně. Základem práce je zpracování přehledu kovových materiálů a jejich vzájemné porovnání z hlediska vlastností a jednotlivých aplikací. Pro plnohodnotné pochopení problematiky je v práci definována biokompatibilita, která spolu s mechanickými vlastnostmi slouží ke kategorizování materiálů schopných aplikace v podobě zubních náhrad. Na závěr je sepsána diskuze na téma budoucnosti kovových dentálních náhrad.

Klíčová slova

Dentální kovy, kovové slitiny, biokompatibilita, protetika, implantologie

Abstract

The topic of the bachelor's thesis is the use of metallic prosthesis and implants in dental medicine. The main point is to elaborate the summary of metallic materials and their mutual comparison in the terms of properties and individual application. For the clearly understand, there has to be defined a biocompatibility which along with mechanical properties serves for categorizing materials capable of application in the form of dental prosthesis. At the end is discussed about future of metallic materials in dental medicine.

Keywords

Dental metals, metallic alloys, biocompatibility, prosthetics, implantology

Bibliografická citace

KOŽIOL, M. Kovové materiály používané pro zubní náhrady. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 41 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Stanislav Věchet, CSc..

Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, s použitím literatury a zdrojů, které jsou uvedené na konci této práce.

V Brně dne

.....
Kožíol Martin

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu panu prof. Ing. Stanislavu Věchetovi, CSc za vstřícný přístup a cenné rady, které mi v průběhu vypracování mé práce poskytl. Zároveň bych chtěl poděkovat všem, kteří přispěli dodatečnými radami a připomínkami.

Obsah

Úvod	11
1 Základní přehled	13
1.1 Příklady zubních náhrad v protetice	13
1.1.1 Fixní náhrady	13
1.1.2 Snímatelné náhrady.....	15
1.2 Příklady zubních náhrad v implantologii	15
2 Biokompatibilita	16
2.1 Biomateriálové inženýrství	16
2.1.1 Testování biomateriálů.....	16
2.2 Dělení materiálů z hlediska biokompatibility	17
2.2.1 Materiály biotolerantní	18
2.2.2 Materiály bioinertní.....	18
2.2.3 Materiály bioaktivní.....	19
3 Protetické materiály	20
3.1 Kovové protetické materiály	21
3.1.1 Technologie výroby kovových náhrad	21
3.2 Kov, keramika nebo plast?	22
3.3 Kovokeramika	23
4 Dělení kovů v protetickém lékařství	24
4.1 Ušlechtilé slitiny.....	24
4.1.1 Zlaté slitiny s vysokým množstvím zlata a kovů skupiny platiny	25
4.1.2 Zlaté slitiny s redukováným množstvím zlata a kovů skupiny platiny	27
4.1.3 Zlatoplatinové slitiny	27
4.1.4 Zlatopaládiové slitiny.....	28
4.1.5 Tvážené slitiny na bázi ušlechtilých kovů	28
4.1.6 Nízkotavitelné stříbrné slitiny.....	28
4.1.7 Vysokotavitelné stříbrné (stříbropaládiové) slitiny	28
4.1.8 Stříbropaládiové určené pro kovokeramiku	29
4.2 Obecné kovy a jejich slitiny	29
4.2.1 Niklchromové slitiny	30
4.2.2 Kobaltchromové slitiny.....	30
4.2.3 Tvážené slitiny na bázi obecných kovů	31

4.2.4	Pájky	31
4.2.5	Hliníkové bronzy	32
4.2.6	Titan	32
4.2.7	Nerezavějící oceli	33
5	Konkrétní slitiny	34
6	Závěr	36
	Použité zdroje	37
	Seznam použitých symbolů a zkratek	39
	Seznam obrázků	40
	Seznam tabulek	41

Úvod

Zubní protetické lékařství patří mezi obory, jež jsou velmi závislé na volbě adekvátního materiálu a technologii výroby. Zubní náhrady vznikají za účelem náhrady chybějících tvrdých (sklovina) a měkkých tkání (zubní dřeň). Důraz je především kladen na estetické funkce a biologickou snášenlivost materiálu. Na začátku by se ovšem měly tyto atributy podříditi mechanickým a fyzikálním vlastnostem pro správné fungování v proměnlivém prostředí v dutině ústní [1].

Nauka o materiálech a zubní lékařství obecně patří mezi obory, které se neustále rozšiřují a zdokonalují. Jejich samotná historie je mnohem vzdálenější než by se na první pohled mohlo zdát. První léčebné postupy a zdravotní péče jsou odhadovány pouze na základě archeologických nálezů. Pro zajímavost, jeden z prvních nálezů byl objeven na území v Pákistánu z doby kamenné zhruba před osmi tisíci lety. Nález poukazoval na stopy v zubech po vrtání u osmi osob. První zubní náhrada, o které můžeme konstatovat, že se skutečně jednalo o náhradu, byla nalezena při vykopávkách v Egyptě. Jednalo se o náhradu zhotovenou z mušle, která plnila funkci řezáku. Shodou okolností byly v Egyptě nalezeny také první písemné záznamy

Ve starověku se lidé obecně více zabývali estetikou než funkčností náhrady, nehledě na to, že nápravu zubu si mohla dovolit pouze nejvyšší vrstva společnosti. Díky tomu, ale také díky výtečné zpracovatelnosti na tehdejší dobu se nejpoužívanějším materiálem stalo zlato. Kromě zlata se objevily nálezy protetik ze zvířecích kostí, různorodých železných materiálů nebo samotné lidské zuby. V Egyptě se u mumifikovaných těl našly úpravy zubů pomocí tenkého zlatého drátku, který zajišťoval jejich vzájemnou soudržnost. Otázkou ovšem zůstává, zda k úpravě došlo už během života nebo až po smrti jedince. Egypťané dbali, aby tělo opouštělo smrtelný život v co nejdokonalejším stavu, tudíž se v tomto případě vylučuje lékařský zákrok.

Zubní lékařství jako respektovaný obor vznikl v posledním tisíciletí před naším letopočtem v antickém Řecku. Učení Řeků převzali Římané a došlo k velkému rozmachu medicíny vlivem rozrůstající se římské říše. S rozpadem říše na dvě části došlo k úpadku a zániku medicíny v Evropě. Během středověku (5.-15. století) byla antická věda převzata z arabsko-islámské kultury zpět do Evropy. Vývoj zubního lékařství započal v 16. století v souvislosti s rozmachem chirurgie. V 18. století se z protetik stává samostatný medicínský obor moderní doby. Tehdejší „zubaři“ vytlačují z pole působnosti všelijaké ranhojiče a tzv. lamače zubů. Velkou zásluhu na tom má P. Fauchard, který vydal dvousvazkové dílo „Le Chirurgien Dentiste ou traité des dents“ a je obecně považován za otce protetiky. Za P. Faucharda sloužily pro zubní náhrady materiály, podobně jako tomu bylo dříve, ze zvířecích kostí, mrožích či sloních klů, slonovina nebo lidské zuby převážně získané z mrtvých těl. Jednotlivé zuby byly nýtovány na zlatou nebo stříbrnou dlahu. Ve viditelné oblasti byly smaltovány.

Ve stejném století došlo k rozvoji otiskových hmot. Využívaný byl vosk, hydrokoloidní agarové¹ materiály a elastické želatinové hmoty. Od roku 1944 byly zpracovány otiskovací hmoty v podobě přírodního produktu zvaného alginát. Na přelomu 18. a 19. století dochází v materiálové protetice k přelomu ve vývoji anorganických materiálů v podobě keramiky. Samotné principy konstrukcí zubních náhrad se od konce 20. století nezměnily, přesto dochází k neustálému vývoji tohoto odvětví díky novým zubním materiálům a inovaci postupů vytváření těchto náhrad [1, 2].

¹ Agar je přírodní polysacharid s gelující schopností získávaný z červených řas.

1 Základní přehled

Stomatologie je rozsáhlý lékařský obor zabývající se výzkumem, diagnózou a léčbou dutiny ústní, čelisti a zubů. Dělí se na několik podoborů - protetika, ortodoncie, stomatochirurgie, záchovnou stomatologii a paradontologii [3].

Výzkumem a výrobou protéz se zabývá protetika. V dentální medicíně je protetika označována přívlastkem zubní, protože i ostatní obory lékařství se zabývají protézami, třeba ortopedie. Protetika nahrazují jednotlivé části zubů, popřípadě části chrupu. S tímto oborem úzce souvisí implantologie², která má také uplatnění ve více oborech. Implantologie se zabývá nahrazením celého zubu pomocí implantace cizorodého materiálu (v případě stomatologie zubní náhrady) do lidského těla (v případě zubních implantátů do čelistní kosti). Jakmile je materiál implantován, fixuje se na něj korunka/můstek [2, 3].

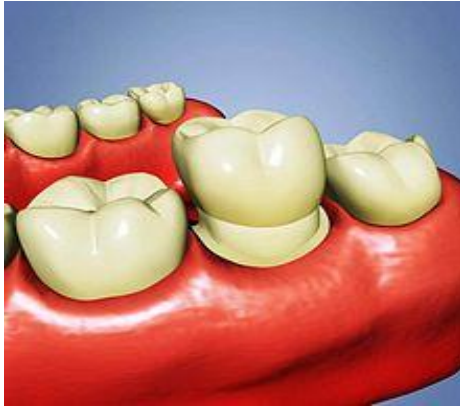
1.1 Příklady zubních náhrad v protetice

Protetika se dělí na několik oblastí, tj. protetika snímatelná, protetika (fixní) korunek a můstků, protetika adhezivní, protetika litých konstrukcí, protetika snímatelných náhrad kotvených nesponovými kotevními prvky, protetika hybridních zubních náhrad, protetika celkových zubních náhrad. Rozlišují se dvě základní skupiny, protetika fixní a snímatelná. Ostatní podobory tyto dvě skupiny modifikují ve formě zpevňovacích spon, drátů, apod. [2]

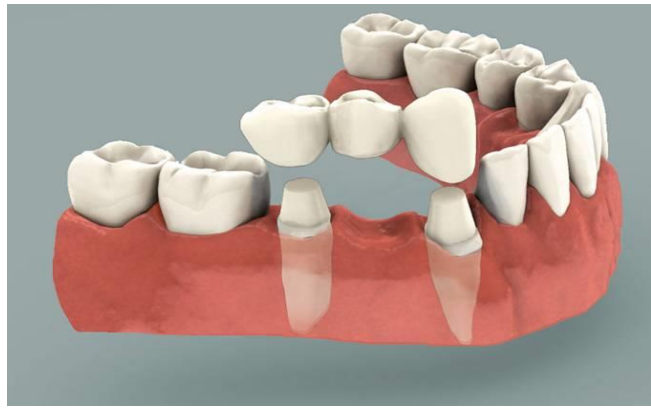
1.1.1 Fixní náhrady

Mezi zubní fixní náhrady v protetice kromě korunek a můstků patří třeba také fazety, kořenové čepy, inleje, onleje a overleje. Korunka je náhrada, které slouží k překrytí preparací řádně připravených zubů. Samotné korunky se poté dělí na nespočet druhů (celoplášťové, polokorunky, čepové, žaketové). Můstek jednoduše nahrazuje několik zubů v řadě, viz obr. 2. Můstky se fixují na přirozené zuby, které jsou taktéž určitým způsobem předpřipraveny. Korunky i můstky mohou být celokovové, keramické, pryskyřicové či metalokeramické. Jednotlivé fixní náhrady se upevňují ke zdravým zubům pomocí fixačních cementů [2, 4].

² Ačkoliv se protetika a implantáty od sebe liší, v některých literaturách bývá pojem protetika pro implantáty nadřazený.



Obr. 1: Ukázka korunky [5]

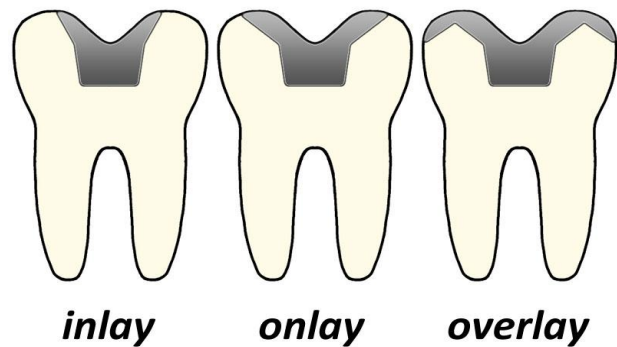


Obr. 2: Ukázka můstku [5]

Fazeta je estetická přední plocha zubu, která se nasazuje na předpřipravený nacementovaný zub. Fazeta je vyráběna z keramiky či pryskyřice. Inleje, onleje a overleje jsou náhrady vyplňující část zubu, které jsou na rozdíl od zubních výplní zhotoveny mimo ústa, v laboratoři. Jsou vyráběné nejčastěji z kovu, kompozit či keramiky [4].



Obr. 3: Fazety [6]



Obr. 4: Schéma zubních výplní [5]

Kořenové čepy využívají nepoužívaný kořen zubu a slouží k rekonstrukci chybějící korunkové části, tím že zajišťují její retenci³. Jsou vyráběny z kovových a skloláknových materiálů [2].



Obr. 5: Nákres využití kořenového čepu [7]

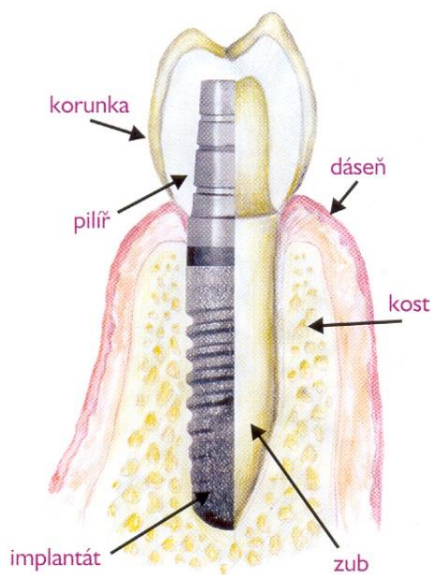
³ Retence = zachování polohy, po ukončení léčby je nutné udržovat zuby nehybné

1.1.2 Snímatelné náhrady

Snímatelné náhrady dělíme na částečné a úplné. Rozdíl mezi těmito typy činí počet zubů v ústní dutině. Pokud nějaké zůstaly, volí se částečná snímatelná náhrada. Snímatelná protetika se vyndávají na noc z čelisti a čistí se minimálně dvakrát denně. Tělo (růžová část) je vyráběna z pryskyřice, samotné zuby nejčastěji z keramiky a celá konstrukce může být zpevněna kovovou výztuhou. Ke snímatelné protetice se uchyluje, pokud pacient/ka odmítá implantáty nebo jeho/její čelist postrádá dostatek kosti [2].

1.2 Příklady zubních náhrad v implantologii

Dentální implantáty se dělí na uzavřené, polouzavřené a otevřené. Uzavřené implantáty jsou naprosto izolovány od ústní dutiny a nestýkají se ani s kořenovými kanálky zubů. Mezi uzavřené náhrady se například řadí dnes již nepoužívané magnety implantované pod sliznici pro retenci totální snímatelné náhrady. Polouzavřené se řadí do specifické skupiny a nesou speciální název – transdentální. Náhrady, které jsou zakotveny v čelistní kosti a zasahují do dutiny ústní, jsou implantáty otevřené. Konkrétními příklady jsou válcové (nejvyužívanější), čepelkové, subperiostální, transmandibulární, bikortikální a transdentální implantáty [8].



Obr. 6: Válcový implantát [5]



Obr. 7: Čepelkové implantáty [9]

2 Biokompatibilita

Biokompatibilita je snášenlivost cizorodého materiálu a jeho přijetí okolní tkání a tělem celkově. Je třeba rozlišovat biomateriál a biologický materiál. Biomateriál představuje syntetický materiál používaný k nahrazení lidské části těla nebo funkce v kontaktu se živou tkání. Biologický materiál je materiál produkovaný biologickým systémem, což je třeba kostní matrice nebo zubní glazura.

U materiálů se kromě chemických a mechanicko-fyzikálních vlastností hledí na biologickou podstatu, která mnohdy s předchozími vlastnostmi souvisí. Samotná biokompatibilita má celou škálu projevů podle kterých se hodnotí výsledek implementace náhrady do organického prostředí. Negativní účinky mohou být toxické, karcinogenní, hemolytické nebo vyvolávají senzibilaci⁴ a imunologické procesy. Někdy jde o dráždivost způsobenou z výše zmíněných vlastností. Ve své podstatě vniknutý materiál začne sdílet své částice do okolí v místě implementace. Pokud organizmus cizí materiál přijme, dojde k obalení náhrady chrupavčitou hmotou, což je jeví jako náznak maximální možné tolerance a neschopnosti částice mezi sebou sdílet. Samotné reakce na náhradu mohou být lokální, tj. v místě okolo zabudovaného implantátu, vzdálené nebo dokonce systémové [8, 10].

2.1 Biomateriálové inženýrství

Biomateriálové inženýrství je studijní obor zabývající se interakcí živých a neživých látek. Jinými slovy se tento obor zabývá využitím principů biomateriálové vědy k řešení praktických problémů souvisejících s lidským zdravím, postižením nebo chorob. Obor čerpá znalosti z materiálového inženýrství, biologie, medicíny a fyzikálního inženýrství. V dnešní době se pohled neupíná pouze na reakci implantátu a tkáně v oblasti zasazení, ale zejména zkoumá problematiku s větším zaměřením na reakce buněk tkáně a matric materiálu. Buňky jsou zkoumány v celém organismu. Kromě buněk a matric závisí také na tzv. buněčném signálu, kterým je označována komunikace mezi buňkami, a která zajišťuje přijímání a hojení náhrady v lidské tkáni [11].

2.1.1 Testování biomateriálů

Při stanovení biokompatibility se aplikuje ověřený postup. Nejprve se zjišťují chemické a fyzikální vlastnosti nového materiálu. Na základě těchto údajů již lze vydedukovat odezvu živé tkáně, ovšem vzhledem k tomu, že lidské tělo nepatří mezi nejjednodušší organické systémy, nelze se spoléhat pouze na tento počáteční krok [12].

Následují screeningové testy⁵ „*in vitro*“ a „*in vivo*“. „*In vitro*“ je odborný pojem označující práci s částmi organismu (buňky, mikroorganismy) mimo jejich biologické

⁴ Senzibilace = vznik přecitlivělosti

⁵ Screeningové testy se provádí u pacientů za účelem vyhledávání chorob v raných stádiích, kdy pacient ještě nedisponuje příznaky a nemá sebemenší potíže.

prostředí, tzv. ve skle v laboratoři. Smysl testů spočívá v pochopení základních mechanismů interakcí mezi cizorodým materiálem a tkání. Testování se dělí na zkoušky cytotoxicity, hemokompatibility, mutagenity a genotoxicity [13].

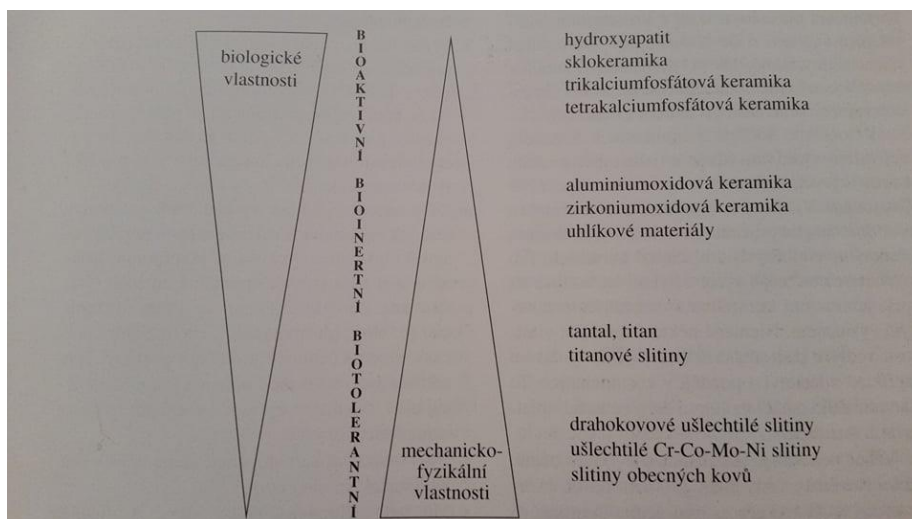
- 1) Testy cytotoxicity:** Slouží k hodnocení schopnosti materiálu poškozovat, popř. usmrcovat buňky organismu.
- 2) Testy hemokompatibility:** Slouží k hodnocení účinku materiálu na krevní srážlivosti.
- 3) Testy mutagenity:** Slouží k hodnocení materiálů, které jsou schopné měnit genetickou informaci organismu, tzv. způsobovat mutace.
- 4) Testy genotoxicity:** Slouží k hodnocení karcinogenity materiálů.

Pojem „*in vivo*“ označuje kultivaci (množení buněk v laboratorních podmínkách) ve tkáni či pletivech. Příčinou těchto testů je komplexnost systémových fyziologických procesů, které by nešly v testech „*in vitro*“ jednoduše nasimulovat. K simulaci se využívají zejména zvířata, u kterých se hodnotí lokální a systémová interakce mezi tkání a testovaným materiálem. Nevýhodou „*in vivo*“ testů je lehká ovlivnitelnost věkem, stravou, fyzickou aktivitou nebo pohlavím.

Posledním a zároveň neúčinnějším krokem je zjišťování negativních účinků pomocí dlouhodobé klinické studie, při které lékař pozoruje chování cizorodého materiálu v dutině ústní pacienta v dlouhodobém časovém období. Pacient podstupuje experimentální studii dobrovolně a kdykoliv může od smlouvy, kterou před zahájením experimentu podepsal, odstoupit. Průběh studie spočívá ve splnění počátečních zdravotních podmínek a následných pravidelných návštěvách lékaře. Opakem jsou krátkodobé studie, které probíhají přímo na klinickém oddělení [12, 13].

2.2 Dělení materiálů z hlediska biokompatibility

Materiály rozdělujeme z hlediska biokompatibility na tři základní skupiny. Materiály biotolerantní, bioaktivní a bioinertní. Jak již bylo výše zmíněno, implantáty se implementují do čelistní kosti, tudíž se přinejmenším soustřeďuje na biologickou reakci v tomto místě. V roce 1978 byl pracovní skupinou FDI spolu s evropskou komisí pro dentální materiály sepsán dokument publikovaný jako „Technická zpráva ISO“. Tento dokument reprezentoval první mezinárodní pokusy o stanovení určitého systému při testování dentálních materiálů. Soubor pravidel se postupně prosadil po celém světě a neustále byl rozvíjen a modifikován díky nově nabytých poznatků. Samotné testy jsou čistě biologické, nikoliv technické. Výsledky těchto testů se musí vždy přikládat k žádostem o registraci nových dentálních náhrad [8].



Obr. 8: Vztah biologických a mechanických vlastností k daným materiálům [8]

2.2.1 Materiály biotolerantní

Tyto materiály jsou tkání plně tolerovány a při jejich implementaci dochází z větší části k distanční fibrointegraci. To znamená, že mezi kostí a materiálem se vytvoří tenká membrána (vazivo), která zajišťuje malou možnost pohybu implantátu. Nejedná se o nejvýhodnější volbu, protože pohyb může narušovat samotnou funkci náhrady z dlouhodobého hlediska užívání. Fibrointegraci mohou umocňovat kritéria, jakými jsou forma, tvar či zatížení náhrady. Mezi zástupce této skupiny řadíme slitiny obecných kovů a ušlechtilých kovů. Počátečním problémem kovů byla jejich až příliš častá koroze, proto se nejen kvůli tomuhle problému přešlo na užívání drahých kovů. S každým pozitivem, které drahé kovy přinesly v oblasti biologického účinku, nesly mnohonásobné negativa v podobě horších mechanických vlastností, estetiky a finanční náročnosti. Obecné kovy byly hojně využívány v šedesátých letech, zejména kobaltové slitiny a nerezavějící oceli na bázi chrom-niklu (antikoro). Z této produkce sešlo, neboť byla zjištěna jejich vysoká karcinogennost a špatné pevnostní charakteristiky vlivem výskytu chromu a niklu ve slitinách.

2.2.2 Materiály bioinertní

Bioinertní materiály jsou tkání plně akceptovatelné. Na rozdíl od biotolerantních náhrad musí tyto materiály splňovat dodatečné podmínky, jakými jsou tvar, forma, úprava povrchu a způsob implementace. Pokud jsou podmínky splněny, vznikne oseointegrací spoj mezi kostí a implantátem, tzn. neschopnost vzniku nechtěných pohybů. Mezi zástupce patří zejména titan a jeho slitiny, monokrystalická a polykrystalická aluminiumoxidová keramika, zirkunoxidová keramika a uhlíkové materiály. Titan je obecně ze všech kovů považován za nejvýhodnější materiál pro výrobu implantátů. Podobný titanu je tantal, který byl velice oblíbený v šedesátých letech, ale bylo od něj upuštěno kvůli nedostatečné tvrdosti. Upuštěno bylo následně také od aluminiumoxidové keramiky, protože nedosahovala dostatečných hodnot tvrdosti. Uhlíkové materiály, se v dnešní době

užívají pouze pro úpravu povrchu implantátů. Objev 21. století, zirkonoxidová keramika, se potřebnými vlastnostmi titanu vyrovnává. K její aplikaci dochází v případě projevení se alergie na titan nebo výskytu tenkých měkkých tkání, kterými by titan v určitých případech prosvítal.

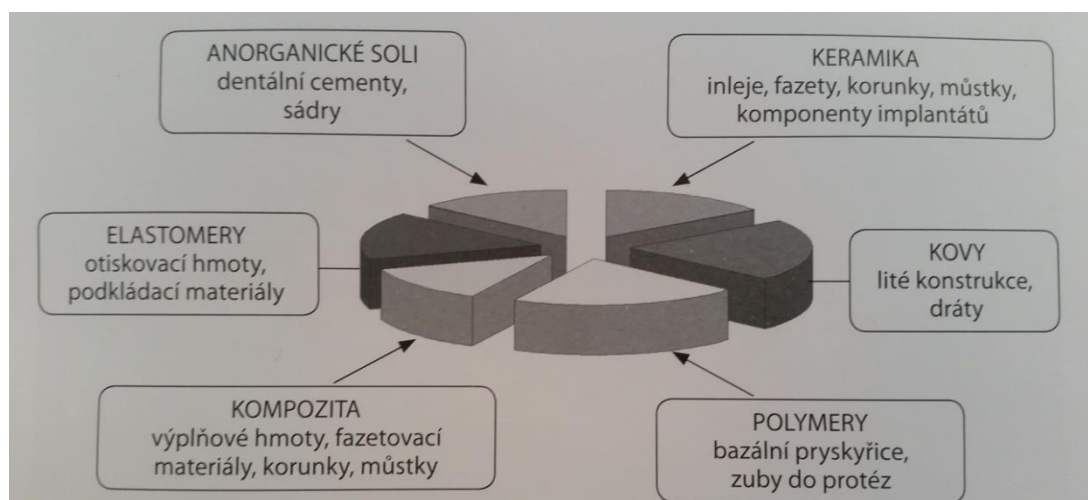
2.2.3 Materiály bioaktivní

Bioaktivní materiály byly vytvářeny v šedesátých letech za účelem zvýšení biokompatibility. V kosti uvolňují kalciové a fosfátové ionty a vlivem fyzikálních, chemických a krystalických vlastností dochází ke vzniku fyzikálně-chemického spoje mezi kostí a implantátem. Spojení se nazývá biointegrace a také zajišťuje neschopnost pohybu náhrady. Mezi bioaktivní materiály se řadily převážně různé druhy keramiky. Konkrétně hydroxyapatitová, trikalciová, tetrakalciová a sklokeramika. V dnešní době, mechanicko-fyzikálním a biologickým požadavkům vyhovuje technicky čistý titan a jeho slitiny daleko více než keramika, z toho důvodu byly bioaktivní materiály v implantologii odsunuty do pozadí [8].

3 Protetické materiály

Na základě dlouhodobých zkušeností byly stanoveny základní podmínky, které musí materiály dentálních náhrad splňovat. Materiály musí být pro organismus neškodné, tj. materiály nesmí být karcinogenní, toxické, radioaktivní nebo obsahovat antigeny. Biologicky musí být snášenlivé a stabilní (nesmí vyvolávat alergické reakce), nesmí narušovat metabolismus. Od materiálů se očekává dostatečná pevnost, elektrochemická stálost a izoelastičnost⁶. Musí být rentgenokontrastní (platí zejména pro implantáty) a praktické z hlediska estetiky a ústní hygieny. Možné opracování, sterilizace a explantace⁷ musí být umožněny. Všechny tyto požadavky se musí skloubit do přijatelné ceny [1, 2].

Z předchozích kapitol plyne, že kovy nejsou jediným materiálem využívaným v protetice. Další praktické využití nalézá keramika, metalokeramika, polymery, elastomery, kompozita a anorganické soli. Materiály protetik se rozdělují na dvě základní skupiny, hlavní a pomocné. Pomocné materiály se využívají jako otiskovací, modelovací či formovací hmoty, patří zde například sádra, vosk nebo syntetické elastomery. Slouží ke zhotovení zubních náhrad, ale nejsou jejich součástí. Naopak zubní náhrady jsou zhotoveny z hlavních materiálů [1].



Obr. 9: Přehled protetických materiálů a některé jejich aplikace [1]

Volba materiálů je závislá na přání pacienta, doporučení lékaře, ceně, závažnosti onemocnění, prostředí v ústní dutině, druhu namáhání a dalších nespočet kritérií. Plno materiálů se dá uplatnit na výrobu jedné korunky, proto je velice komplikované pro nevystudovanou osobu zhodnotit, kdy který materiál lze využít. Pouze znalost materiálového inženýrství je nedostatečná. Za výběr materiálu nese lékař plnou zodpovědnost.

Výběr materiálu pro implantát byl poněkud náročnější než pro protézy, protože implantát je v neustálém styku s tkání. Může docházet ke korozi, k transponování

⁶ Isoelastičnost = vlastnost zajišťující nevyvolávání nadměrného tlaku a napětí (v čelisti)

⁷ Explantace = vynětí živé tkáně z organismu

mikročástic do ostatních orgánů v těle, vznik zánětů vedoucích k resorpci (vstřebání) kosti nebo rozpouštění samotného materiálu. Z tohoto důvodu se pro implantáty vybírají materiály na základě biokompatibility, která byla popsána v předešlé kapitole [8].

3.1 Kovové protetické materiály

Kovy a jejich slitiny patří mezi nejstarší materiály v protetice zejména pro svou tvrdost, pevnost, pružnost, kujnost, tažnost, lesk a zpracovatelnost. K negativním vlastnostem patří elektrická a tepelná vodivost, oxidace, estetika a v některých případech biokompatibilita a nízká odolnost proti korozi. Vlastnosti kovů jsou obecně ovlivněny kovovou vazbou. Z ryzích kovů se v moderní protetice setkáváme pouze s titanem, galvanoplasticky zpracovaným zlatem, stříbrem a mědí. Ostatní čisté kovy nedosahují požadovaných vlastností, proto se ve většině případů setkáváme se slitinami těchto kovů. Významnou výhodou slitin je možnost kombinace dílčích kovů, a tím i získání požadovaných charakteristik pro konkrétní indikaci. Nejvýhodnější jsou legující prvky, které dokážou i při malém zastoupení znatelně upravit vlastnosti materiálu [1, 12].

V zubním protetickém lékařství existuje „pravidlo jednoho kovu“. Má-li pacient v ústech například celokovovou korunku ze zlaté slitiny, nemůže si již nechat nahradit zub jiným druhem kovového materiálu za předpokladu setrvání původní zlaté korunky v ústech. Důvodem je vlhké prostředí lidských úst, které zapříčiňuje vznik bioelektrických proudů, tzv. galvanické reakce, mezi odlišnými kovy. Přesný vliv na lidský organizmus je u lékařů stále diskutabilní téma, přesto se tomuto jevu radí předcházet [14].

3.1.1 Technologie výroby kovových náhrad

Výroba zubních protetických náhrad patří mezi zdlouhavé a technologicky náročné procesy. Tento technologický postup se nazývá technika přesného lití a u různých druhů protéz se může znatelně lišit. Prvním krokem je odstranění poškozených oblastí a následné zbroušení zubu na pahýl. Poté se pomocí rychle tuhnoucí a vysoce pružné hmoty vytvoří otisk upraveného chrupu. Tyto zákroky má na starost zubní lékař a po jejich vykonání vytvořenou formu předává zubnímu technikovi. Zubní technik do formy nalije sádku, která po ztuhnutí poslouží jako pracovní model pacientova chrupu. Cílem modelu je testování a vytvoření náhrady, která s přesností na desetiny milimetru zapadne do pacientova chrupu. Příliš velká náhrada by způsobovala bolesti chrupu a hlavy. Naopak příliš malá náhrada by způsobovala problémy při stravování.



Obr. 10: Sádrový model pacientova chrupu [15]

Jakmile je keramický vzor části ústní dutiny hotov, vytvoří se z vosku hrubý model budoucí dentální náhrady. Model se následně ve vypalovací nádobě (kyveta) zalije do žáruvzdorné hmoty. Následuje proces vypalování, při kterém se vosková část modelu ve vypalovací peci při vysokých teplotách shoří. Do zbytkové části ze žáruvzdorné hmoty se pomocí tzv. licího přístroje nalije roztavený konkrétní kov budoucí náhrady. Po ztuhnutí se žáruvzdorná hmota jednoduše odstraní a výsledná protéza se opracuje pomocí frézek s průmyslovým diamantem. Opracovaný a vyleštěný produkt musí ještě projít chemickou nebo fyzikální úpravou a až poté se může zafixovat na předem vytvořený pahýl [2, 15].

3.2 Kov, keramika nebo plast?

I přes určitou „rodinnou podobnost“, podle které jsou protetické materiály kategorizovány, lze od sebe rozlišovat tři nadřazené materiály, které se svými mechanickými vlastnostmi znatelně liší.

Vlastnosti	Kovy	Keramika	Plasty
Tvrдость	střední/vysoká	vysoká	měkká
Pevnost	střední/vysoká	vysoká	nízká
Houževnatost	vysoká	nízká-vysoká	nízká
Modul pružnosti	vysoká	vysoká	nízká
Elektrická vodivost	vysoká	nízká	nízká
Tepelná vodivost	vysoká	nízká	nízká
Tepelná roztažnost	nízká	nízká	vysoká
Hustota	vysoká	střední	nízká

Tab. 1: Porovnání mech. a fyz. vlastností protetických materiálů [12]

Porovnávané vlastnosti (tab. 1) ovlivňují použitelnost materiálů ve stomatologii. Jak již bylo zmíněno výše, kovy se vyznačují dobrou pevností, tvrdostí, houževnatostí a zároveň také výbornou tuhostí. Na druhou stranu rychle vedou teplo a nepropouští světlo. Oproti tomu keramika a plasty jsou tepelně izolační a průsvitné. Tyto specifické vlastnosti ochraňují živou tkáň v ústech od výrazných změn teploty. Plasty jsou na rozdíl od keramiky a kovů znatelně lehčí a v ústech se rychle adaptují, nicméně tento fakt je znehodnocen nižší tvrdostí a pevností. Obrovskou nevýhodou plastů a keramiky vůči slitinám kovů je jejich krátká dentální historie, která se

v klinické praxi projevuje životností daných materiálů. Pro příklad může posloužit porovnání zlatých a keramických výplní [12].

Keramika je univerzálním materiálem využívaným v dnešní době dokonce i v implantologii. Její vlastnosti jsou rapidně ovlivňovány chemickým složením a výrobou. Špatným technologickým postupem a nevhodnou volbou chemického složení vznikají při sintrování⁸ negativní účinky v podobě mikrotrhlin a porozit, které mají za následek zvýšení křehkosti. Samotný proces sintrace zajišťuje zvýšení pevnosti, snížení tvrdosti povrchu a zlepšení průsvitnosti. Zejména z pohledu zákazníka keramika vyniká svojí různorodou barevností. Kromě toho, že keramika dosahuje barevné přirozenosti zdravých zubů, lze ji dobarvit způsobem, aby došlo k absolutnímu splynutí náhrady s okolním chrupem. Rozhodujícím faktorem při volbě barvy je schopnost keramiky pohlcovat a zároveň odrážet světelné paprsky, což má za následek různobarevnost náhrady při pozorování chrupu z odlišných úhlů.

Základem plastů jsou různorodé polymery, které zaručují široké protetické využití. Nejznámějším polymerem je bazální pryskyřice využívaná pro tvorbu těla snímatelných náhrad. Na poli fixních náhrad jsou plasty využívány zejména na protetické zubní výplně. Mechanické vlastnosti vykazují v porovnání s ostatními materiály nejnižší hodnoty, přesto jsou dostačující. Mezi největší výhody patří chemická odolnost, dlouhodobá životnost, nízká cena pořízení a jednoduchá opravitelnost a zpracování. Pacient s protézami na bázi polymerů se musí vyvarovat konzumaci alkoholu, který může vlivem antiseptických látek narušit povrch materiálu náhrady [1].

Vzhledem k tomu, že žádná třída nedosahuje vlastností ideálního protetického materiálu, začali se jednotlivé skupiny kombinovat. Pochopení výhod a omezení různých druhů materiálů umožňuje vytvářet kombinace s nejlepším možným poměrem požadovaných vlastností vůči přirozeným omezením [12].

3.3 Kovokeramika

Konstrukce kovokeramických náhrad se skládá z kovové kostry a keramické vrstvy. Spojení obou částí může být chemické nebo mechanické. U mechanického spojení dochází díky zdrsnění povrchu ke vzniku zářezů, do kterých při sintrování zateče keramika. Po ztuhnutí jsou keramika s danou slitinou do sebe zaklíněny. Chemické spojení probíhá přes tzv. kyslíkové můstky. Částice iridia, zinku a cínu na povrchu slitiny oxidují a vzniklé oxidy vstupují do chemické vazby s oxidy keramiky. Kovokeramický systém zaručuje mnoho pozitiv z obou materiálů a cenově je přijatelnější než celokeramická protéza. Malé nevýhody jsou vyváženy vlastnostmi druhého materiálu. Mezi hlavní pozitiva kromě skvělého estetického vzhledu patří také vysoká mechanická pevnost a odolnost vůči otěru. Materiál a metoda výroby

⁸ Sintrování, také nazýváno jako spékání, je metoda výroby probíhající zahříváním práškových hmot při vysokých teplotách.

zajišťují jednu z nejpřesnějších rekonstrukcí tvaru zubu, díky tomu je téměř stoprocentně obnovena žvýkací činnost [2].

4 Dělení kovů v protetickém lékařství

Kovy se v dentální medicíně dělí podle různých kritérií. To nejznámější a nejpoužívanější je dělení podle chemického složení:

1. Ušlechtilé slitiny

A. Zlaté slitiny

a. Slitiny s vysokým množstvím zlata a kovů skupiny platiny⁹

- Slitiny skupiny I – měkká
- Slitiny s. II – středně tvrdá
- Slitiny s. III – tvrdá
- Slitiny s. IV – extra tvrdé

b. Slitiny s redukováným množstvím zlata a kovů skupiny platiny

c. Slitiny zlatoplatinové

d. Slitiny zlatopaládiové

e. Tvářené slitiny na bázi ušlechtilých kovů

f. Zlaté pájky

B. Stříbrné (stříbropaládiové) slitiny – také nazývané jako poloušlechtilé slitiny

a. Nízkotavitelné

b. Vysokotavitelné

c. Stříbropaládiové určené pro kovokeramiku

d. Stříbrné pájky

2. Obecné kovy a jejich slitiny

A. Niklchromové slitiny

B. Kobaltchromové slitiny

C. Tvářené slitiny na bázi obecných kovů

D. Titan a jeho slitiny

E. Nerezavějící ocel

F. Hliníkové bronzy

G. Pájky

4.1 Ušlechtilé slitiny

Požadavky na vlastnosti slitin ušlechtilých kovů definuje norma ISO 22674. Požadavky, které normy obsahují, vznikly na základě dlouhodobých zkušeností experimentálním testováním těchto slitin.

⁹ Mezi kovy skupiny platiny patří – Pd, Pt, Rh, Ru, Os a Ir.

Jedna z problematik ušlechtilých slitin je jejich barva. Díky různorodosti a kombinaci různých kovů vznikají barvy, které ne vždy lahodí lidskému oku. Barva je pouze závislá na složení slitin. Většina ušlechtilých slitin se vyznačuje světle žlutou barvou. Obecně platí, že obsah paládia nad 10 % procent způsobuje zblednutí slitiny. Dále například měď zbarvuje do červena a stříbro zvýrazňuje stávající barvu.

Ve složení ušlechtilých slitin se nejčastěji vyskytují prvky, kterými jsou zlato, stříbro, platina, paládium, iridium, rhodium, měď a ruthenium. Výrazným poznatkem je význam stopových prvků iridia či ruthenia (0,005 %), které zajišťují jemnozrnnou strukturu způsobující zlepšení pevnosti v tahu až o 30 %. Podstatnou charakteristikou je tepelný interval, který poukazuje na teplotní rozmezí, kdy se slitina nachází ve stavu mezi liquidem a solidem, jedná se o tzv. částečně roztavený stav. Rozdíl mezních teplot se u ušlechtilých slitin pohybuje v hodnotách 70 °C a méně. Pokud by se slitina vyskytovala v částečně roztaveném stavu příliš dlouho, byla by vystavena oxidaci nebo znečištění.

Dalším významným parametrem je pevnost. Uvádí se jak mez v tahu, tak mez kluzu. Každopádně smluvní mez kluzu je v protetickém lékařství daleko významnější, protože se jedná o zatížení projevující se trvalými deformacemi na malé ploše. Hodnoty pevnosti jsou v rozmezí 320-800 MPa po vytvrzení, jedinou výjimkou je slitina Pd-Cu-Ga, která dosahuje 1145 MPa. Důležitá je také tvrdost, která se taktéž vztahuje ke smluvní mezi kluzu a poukazuje na schopnost materiálu odolávat zátěži při skusu. Slitiny s velkou tvrdostí je obtížné leštit z hlediska velké spotřeby leštícího a brusného materiálu. Ušlechtilé slitiny dosahují průměrně 219 HBW. Materiály musí splňovat podmínku, aby nedosahovaly vyšší tvrdosti než má nejtvrďší látka v lidském těle, sklovina, jejíž tvrdost je 325 HBW. Důvodem je vytvoření abraze u materiálů. Mezi další parametry patří hustota (vyšší než 16 g/cm³) a tažnost (10 %). Poslední a zároveň nejdůležitější charakterizací z pohledu dentálního lékaře je biokompatibilita, která je u ušlechtilých slitin přímo závislá na druhu uvolňovaných iontů, jejich koncentraci a velikosti oblasti působící na ústní tkáň [1].

4.1.1 Zlaté slitiny s vysokým množstvím zlata a kovů skupiny platiny

Tato skupina dentálních zlatých slévárenských slitin obsahuje nejméně 75% zlata a kovů platinové skupiny. Slitiny se dělí do skupin I až IV, kritériem pro rozřazení je tvrdost (Brinell). Jejich využití nalézá medicína ve tvorbě inlejí, korunek a můstků. Výběr skupiny pro tvorbu požadované náhrady závisí na velikosti namáhání [1, 16]

Už od dávné historie byl obsah zlata ve zlatých slitinách vyjadřován pomocí tzv. karátů. Jeden karát (k) představuje 1/24 z celku, tj. 24 karátů v materiálu značí, že se jedná o ryzí zlato. V doslovném překladu se hovoří o nesmíšeném či čistém zlatě. Zlaté slitiny obsahují širokou škálu příměsových prvků a označení ryzosti zlata pomocí karátů je v dnešní době velice nepřesné. Zejména v dentální oblasti se tudíž

zavádí určování množství zlata v setinách a tisícinách. Ryzost je v případě zlatých slitin s vysokým množstvím zlata a kovů skupiny platiny úměrná tvrdosti. Čím je ryzost zlata větší, tím je tvrdost slitiny menší [1].

Materiál	Množství Au v karátech	Množství Au v procentech	Množství Au v tisícinách
24 k - ryzí zlato	24/24	100	1000
Slitina 22 k	22/24	91,7	916,66
Slitina 20 k	20/24	83,3	833,33
Slitina 18 k	18/24	75	750
Slitina 14 k	14/24	58,3	583,33
Slitina 9 k	9.24	37,5	374,99

Tab. 2: Množství zlata v karátech [1]

Slitiny skupiny I – (22-20 k)

Slitiny s nízkou pevností, označovány jako měkké. Jsou aplikovány pro mechanicky málo namáhané inleje. Složení slitin se pohybuje kolem 87 % zlata, 4 % mědi a 9 % stříbra. Tvrdost podle Brinella se pohybuje v rozmezí 47-70 HBW.

Slitiny skupiny II – (20 k)

Slitiny se střední pevností, označovány jako středně tvrdé. Jsou aplikovány na rozsáhlé inleje, korunky a malé můstky. Kromě požadovaného obsahu zlata (20 k), slitiny obsahují nad 8% množství mědi a 2,5% obsah palládia. Tvrdost podle Brinella je 80-90 HBW.

Slitiny skupiny III – (18 k)

Slitiny s vysokou pevností, označovány jako tvrdé. Využití nalézají při tvorbě inlejí a inlejevých můstků s velmi vysokým mechanickým namáháním. Tvrdost podle Brinella je 95-115 HBW. Samotná tvrdost se dá ještě navýšit vytvrzováním. Obsah mědi a paládia zaujímá 10 a 5 %. V některých případech se ještě přidává menší množství platiny [16, 17].



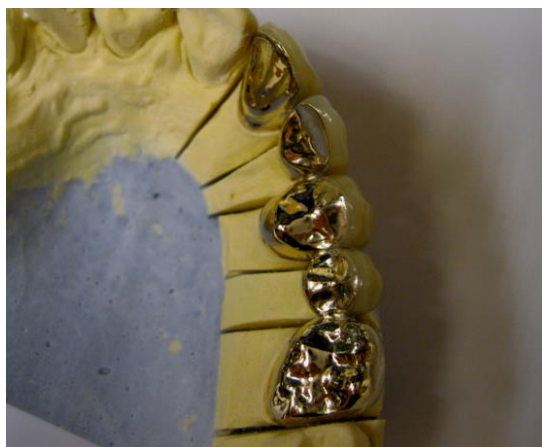
Obr. 11: 18k zlatá korunka zbarvená do žluto-červené barvy [18]

Slitiny skupiny IV – (16 k)

Slitiny s mimořádně velkou tvrdostí, označovány jako extra tvrdé. Mají široký záběr využitelnosti, tj. rozsáhlé můstky, konstrukce snímatelných náhrad, třmeny, zásuvné spoje či kořenové nástavby. Tvrdost podle Brinella se pohybuje v rozmezí 130-160 HBW. Vlastnosti těchto slitin lze také podstatně zvýšit vytvrzováním. Ve slitině má měď zastoupení nad 15 %, paládium nad 3 % a množství platiny zaujímá 2 % [16, 17].

4.1.2 Zlaté slitiny s redukováným množstvím zlata a kovů skupiny platiny

Obsah zlata a kovů skupiny platiny se u zlatých slévárenských slitin pohybuje v rozmezí 25 – 75 %. Vyčnívají vysokou tvrdostí a pevností. Navíc jsou cenově přijatelné a uplatňuje se u nich možnost recyklace. V klinické praxi jsou daleko využívanější než předchozí skupina s vysokým obsahem zlata. Využívají se u sedmi základních indikací, tj. inleje, onleje, korunky, můstky, frézované práce (teleskopické korunky, sponové a nesponové kotevní prvky), konstrukce a dílce snímatelných náhrad [16, 17].



Obr. 12: Fasetovaný můstek - kombinace pryskyřice na zlaté konstrukci [18]

4.1.3 Zlatoplatinové slitiny

Jedná se o zvláštní skupinu specializovanou pro napalování keramiky. Platina zlepšuje mechanické vlastnosti uplatitelné u těžce namáhaných konstrukcí. Kontrakce slitiny je 1,8-2%. Hlavní prvkem je zlato se zastoupením 75-78 % a platina s 8–18 %. Velkou nevýhodou samotného systému zlata a platiny je interval tání, který i při nízkém podílu je velice široký, tudíž při ochlazování po odlití dochází díky segregaci ke vzniku nehomogenní struktury a nemožnosti vytvrzování. Kvůli tomuto faktu se do slitiny přidávají v rozsahu 4-7 % prvky typu paládia, india, cínu, iridia a železa. Iridium zajišťuje zjemňování povrchu materiálu a obsah india slouží pro vytvoření chemické vazby mezi slitinou a různými keramickými materiály. Obsah paládia je důležitý pro dosažení vysokých teplot při tavení. Neblaze se také projevuje odbarvením barvy zlata a i přes vysokou koncentraci zanechává světle šedou až

světle bílou barvu. Nejčastější barvou celé slitiny je šedá či hnědošedá. Tvrdost podle Brinella dosahuje až 240 HBW [16, 17].

4.1.4 Zlatopaládiové slitiny

Tyto slitiny jsou určeny také pro kovokeramiku. Paládium je zde zastoupeno ve větším množství než v předchozí skupině, to má za následek lepší odolnost proti korozi, výraznější šedivou barvu a schopnost slitinu vytvrzovat. Mimo jiné zajišťují lepší mechanickou stabilitu, proto jsou daleko výhodnější pro napalování keramiky. Paládium je navíc od platiny cenově přijatelnější. Samotný systém paládia a zlata trpí podobným problémem jako samostatný systém popsaný v předchozí kapitole, tj. velký interval tání. Výběr přídatných prvků je libovolný a podobný zlatoplatinovým slitinám, jedinou podmínkou je velké množství india v rámci mezí [16, 17].

4.1.5 Tvářené slitiny na bázi ušlechtilých kovů

Základem této skupiny slitin je zlato (60 %), dále stříbro, platina, měď a paládium. V některých případech se platina vyskytuje ve větším hmotnostním složení (45 %) než zlato a paládium dohromady (27 %). Vlákniatá struktura materiálu tvářeného válcováním nebo tažením zajišťuje zvýšenou pevnost v tahu a tvrdost, tudíž slitiny nevyžadují přidavek stopových prvků iridia a ruthenia pro zjemnění zrna. Při tepelném zpracování může v místě zahřívání dojít k rekrystalizaci, která má za následek mírnou změnu mechanických vlastností. Z tohoto důvodu má většina těchto slitin zvýšený obsah platiny zajišťující zvýšení teploty tavení, ale i přesto se doporučuje tepelné zpracování omezovat.

Tvářené ušlechtilé slitiny byly kdysi hojně využívány v podobě plechů na tvorbu korunek a desek snímatelných náhrad. Dnes se tento materiál využívá hlavně ke zhotovení zásuvných spojů a drátů pro retenční ramena spon. Rameno může být v praxi spojeno pájením nebo nalitím ušlechtilé slitiny na tvářený materiál. Podobným způsobem se spojují zásuvné spoje s korunkami, můstky nebo konstrukcí snímatelných náhrad [1].

4.1.6 Nízkotavitelné stříbrné slitiny

Obecně, stříbrné slitiny jsou v dnešní době na ústupu kvůli horším mechanickým vlastnostem a nízké korozivní odolnosti, než mají slitiny s obsahem zlata a platiny. Nízkotavitelné stříbrné slitiny jsou slitiny s vysokým obsahem stříbra a příměsí cínu, zinku, kadmia, v některých případech také mědi. Mají heterogenní, hrubozrnnou strukturu a díky tomu se mohly využívat pouze pro kořenové inleje. Bohužel se od jejich praktického využívání upustilo, protože v ústech velice korodují. Teplota tavení se pohybuje v intervalu 700-900 °C [16].

4.1.7 Vysokotavitelné stříbrné (stříbropaládiové) slitiny

Vysokotavitelné stříbrné slitiny obsahují kromě stříbra také 20-40 % paládia a stopové příměsi zinku a cínu. Větší podíl stříbra zajišťuje tažnost, pevnost a snižuje

celkovou tvrdost. Na druhé straně zvyšuje riziko koroze i přes znatelné množství paládia. Jejich uplatnění je širší v oblasti fixních náhrad než u nízkotavitelných slitin. Teplota tavení se pohybuje v intervalu 950-1250 °C [16, 19, 20].

4.1.8 Stříbropaládiové určené pro kovokeramiku

Přidáním paládia do stříbrných slitin se zvyšuje odolnost vůči poškrábání a zamezení tvorby nechtěného sulfidu stříbrného. Nicméně slitiny dosáhnou tohoto efektu až při chemickém poměru 30-40 % stříbra a 60 % paládia. Vysoký obsah paládia zvyšuje celkovou tvrdost, teplotu tavení a vytváří žáruvzdornou slitinu. Díky těmto vlastnostem lze tuto skupinu stříbropaládiových slitin využít pro tvorbu kovokeramických náhrad [17, 19, 21].

4.2 Obecné kovy a jejich slitiny

Z ekonomických důvodů se výrobci čím dál více uchylují k obecným kovům namísto kovů ušlechtilých. První zástupce skupiny, kobaltochromová slitina (Vitallium), byl představen v protetickém lékařství v roce 1929. Obecné kovy jsou od té doby známé především z lící techniky, ale v pozdější době byly modifikovány také pro napalování keramiky. Přestože ve složení neobsahují žádné ušlechtilé kovy, vyznačují se vysokou korozivní rezistencí. Tato rezistence se dá vysvětlit afinitou kobaltu a chromu k reakci s kyslíkem. Podobným principem disponuje také titan. Vytvoří se oxidová vrstva, která pokrývá kovový povrch jako ochranná vrstva proti působení vodných roztoků. Naprostou dominanci na poli protetického lékařství získaly slitiny obecných kovů, mezi které se řadí kobaltové a niklové slitiny [1].



Obr. 13: Částečná snímatelná náhrada s chromkobaltovým skeletem [18]

Tyto slitiny se vyznačují specifickým množstvím chromu, který nesmí být nižší než 20% a zároveň nesmí překročit mez 30 %, kvůli možnému špatnému odlévání. Navíc celkový podíl chromu, kobaltu a niklu nesmí klesnout pod 85 %. Většinou se vyžaduje přesně hodnota 1,5 % pro tažnost, smluvní mez kluzu 500 MPa a modul pružnosti 170 GPa. Chrom ve slitinách má za následky tvrdost a zejména odolnost proti korozi. Fyzikální vlastnosti ve slitinách jsou ovlivňovány obsahem uhlíku a

karbidů. Karbidy vznikají sloučením uhlíku s chromem, niklem, kobaltem, molybdenem či křemíkem.

V porovnání s ostatními kovy, zejména s kovy ušlechtilými, vynikají slitiny obecných kovů díky svým mechanickým vlastnostem. Modul pružnosti (220 GPa) mají dvakrát vyšší, poloviční hustotu (8 g/cm^3), teplota tavení dosahuje hodnot $1500 \text{ }^\circ\text{C}$ (opět dvojnásobně větší hodnota), vyšší hodnoty nastávají také v oblasti tvrdosti (až 397 HBW), hodnoty mezí pevnosti jsou u obou skupin podobné. Dalším zajímavým atributem je možnost elektrolytického leštění, při kterém náhrada funguje jako anoda. Samotná biokompatibilita úzce souvisí s uvolňováním iontů. Závislost vylučování iontů je podmíněna složením materiálu, mikrostrukturou, kvalitou povrchu a prostředím, ve kterém se materiál nachází. Nejproblematictější jsou prvky niklu a beryllia, které mohou způsobovat např. onemocnění typu kontaktní dermatitidy (povrchové zánětové onemocnění) či berylliózy (plicní onemocnění).

CrNi (antikoro) a ostatní kobaltové slitiny se v minulosti hojně využívaly pro výrobu implantátů. Z této produkce sešlo, neboť byla zjištěna jejich vysoká karcinogenost a špatné pevnostní charakteristiky vlivem výskytu chromu a niklu ve slitině [1, 16].

4.2.1 Niklchromové slitiny

Slitiny Ni-Cr definuje norma ISO 6871-2. Obsahují 70-80 % niklu, 10-25 % chromu, 2-14 % molybdenu, 2 % beryllia a stopové množství křemíku, bóru, hliníku a uhlíku. Kobalt tyto slitiny neobsahují. Stopové množství uhlíku vytváří karbidy, které zajišťují vysoké hodnoty meze pružnosti, tvrdosti a pevnosti. Kontroverzní beryllium se přidává do slitin za účelem snížení teploty liquidu, což zajišťuje snadnější lití. Bohužel se zvyšujícím se množstvím tohoto prvku stoupá koroze materiálu. Zajímavostí je, že niklové slitiny s obsahem beryllia jsou žádané v USA, zatímco v Evropě se upřednostňují slitiny se zvýšeným množstvím chromu, které beryllium neobsahují. Nikl ve slitině zlepšuje tažnost, dosahujících hodnot až 30%, a kujnost materiálu. Na druhou stranu kvůli vysokému potenciálu alergie se slitiny s tímto prvkem již nedoporučují k užívání. I přes potenciální hrozbu přecitlivělosti na nikl se mohou niklové slitiny aplikovat pro tvorbu všemožných celolitých a kovokeramických fixních náhrad nebo konstrukcí snímatelných protéz [1, 17, 19].

4.2.2 Kobaltchromové slitiny

Slitiny CoCr definuje norma ISO 6871-1. Slitiny, s vnitřní dendritickou strukturou, se zejména skládají z tuhého roztoku kobaltu a chromu. Kobalt je zastoupen 35-65 % a chrom 20-35 %. Dále slitiny obsahují 2-14 % molybdenu a stopové množství křemíku, beryllia, bóru, hliníku, uhlíku. Kromě již vypsanych prvků mohou slitiny obsahovat i nikl, který může dosahovat až 30% zastoupení. Nedostatečné množství niklu má za následek sníženou tažnost, jejíž hodnota se pohybuje kolem dvou procent. Samotný kobalt obsažený ve slitině zvyšuje modul pružnosti a tvrdost. Kobaltové slitiny bez obsahu beryllia jsou z hlediska

biokompatibilitu pro lidský organizmus snášenlivější. Podobně jako u niklchromových slitin také prvky kobaltchromové slitiny vytváří karbidy, které zajišťují lepší mechanické vlastnosti. Díky dlouholetých zkušeností se ukázalo, že tepelné zpracování kobaltových slitin snižuje jak smluvní mez kluzu, tak tažnost. Při sváření či pájení slitin je proto nutné používat nejnižší možnou teplotu po nejkratší možnou dobu. Kobaltchromové slitiny slouží taktéž pro výrobu celolitých a kovokeramických fixních náhrad nebo snímatelných protéz. V USA na rozdíl od zbytku světa Co-Cr slitiny slouží pouze jako náhrada za Cr-Ni slitiny, pokud se u pacienta projeví alergie na nikl [1, 17, 19].



Obr. 14: Kořenový inlej na bázi kobaltu a chromu [18]

4.2.3 Tvářené slitiny na bázi obecných kovů

Tato skupina slitin je speciálním případem kobaltochromovch slitin, která vyniká mírně odlišným a konkrétnějším složením a flexibilitou náhrad. Slitiny obsahují 40 % kobaltu, 20 % chromu, 15 % niklu, 7 % molybdenu, 2 % manganu, 0,4 % beryllia, 0,15 % uhlíku, 15,4 % železa a 0,05 % dalších prvků. Využití na dentálním trhu nalézají slitiny v podobě drátů a pásků, které se dodávají ve stavu, který umožňuje náhrady tvarovat do požadované podoby. Jakmile je příjemce spokojen s tvarem náhrady, následuje tepelné zpracování slitiny, které má za následek zvýšení pevnosti. Dráty se ohřívají při teplotě cca. 480 °C po dobu sedmi minut. Po tepelném zpracování se mohou náhrady aplikovat pomocí stříbrné pájky nebo bodového svařování. Hodnoty veličin charakterizující mechanické vlastnosti činí přibližně 520 MPa smluvní meze kluzu, 860 MPa meze pevnosti v tahu, tvrdostí 192 HBW [1, 19].

4.2.4 Pájky

Pájky jsou dentální slitiny kovů sloužící ke spojování (pájení) litých nebo obráběných částí konstrukcí. Teplota, při které se pájka aplikuje, se nazývá pracovní a pohybuje v rozmezí 750-850 °C. Pracovní teplota nesmí převyšovat teplotní bod solidu spájené slitiny. Mezi základní vlastnosti pájek patří nízká viskozita, odolnost proti korozi, dobrá difuze, bezpórozní spojení a výborný tok při nízkých teplotách.

Samotná pájka má stejné mechanické vlastnosti, barvu a velice podobné chemické složení jako výchozí pájená slitina. Pájky obecně obsahují zinek, cín a fosfor.

Speciálním případem jsou ocelové pájky, které se využívají pouze pro pájení slitin Co-Cr-Mo. Obsahují 80 % zlata a paládia, 15-20 % stříbra a mědi, a také příměsi cínu, zinku, iridia, manganu a niklu. Spoje vzniklé touto pájkou se vyznačují vysokou pevností [1, 16].

4.2.5 Hliníkové bronzy

Hliníkové bronzy nejsou podle mezinárodních norem chemicky zařaditelné. Obsahují kolem 80 % mědi, 5-15 % hliníku, zbylých 10 % tvoří nikl a železo. Pevnost a tvrdost bronzů závisí na obsahu hliníku. Díky barvě podobající se zlatu a snadné zpracovatelnosti jsou tyto slitiny dostupné za nižší cenu. Velkou nevýhodou je malá korozní odolnost a nízká biokompatibilita [16, 19].

4.2.6 Titan

Titan byl objeven již v roce 1789, ale své uplatnění v medicíně našel až v padesátých letech 20. století. Titan je při nízké hmotnosti vysoce mechanicky odolný a odolává korozi. Vyvaruje se všem negativním účinkům způsobených špatnou biokompatibilitou, jakými jsou toxicita, karcinogenost, atd. Samotné oxidy v titanu zajišťují vysokou biokompatibilitu. Díky těmto vlastnostem je titan volbou číslo jedna na poli implantologie. Nejvyužívanější v implantologii je především čistý titan a slitina Ti 6Al 4V. Nejčistější titan se získává z jodidu titanu, tzv. chemicky čistý titan. Jedná se ovšem o velice drahý kov, tudíž je jeho praktické využití z velké části zúženo pouze na laboratorní účely. Poněkud levnější variantou je technicky čistý titan, také znám jako C.P. titan s obsahem daného prvku nad 99 %. Na rozdíl od chemicky čisté varianty má C.P. horší mechanické vlastnosti, které jsou způsobeny příměsovými prvky (kyslík, dusík, vodík) [1, 2, 8].

Slitiny titanu

Druhou možností uplatnění titanu pro medicínské účely jsou slitiny, které jsou rozdělovány na základě fázového složení (Slitiny α , $\alpha + \beta$, β). Slitiny α jsou legované hliníkem, cínem a zirkonem. Vyznačují se vysokou houževnatostí při různých teplotách. Příkladem je Ti 5Al 2,5Sn. Slitiny $\alpha + \beta$ jsou dvofázové materiály. Typickým zástupcem je Ti 6Al 4V s obsahem 6% hliníku a 4% vanadu zajišťující stabilizaci materiálu ve smyslu únavové pevnosti a tepelné zpracovatelnosti. Poslední skupina, slitiny β , mezi které se řadí Ti 30Nb a Ti 30Ta, jsou si koeficientem tepelné roztažnosti velice blízké keramice. Díky tomu se užívají v kovokeramice. Nevýhodou je jejich stárnutí, které zapříčiňuje křehkost materiálu.

Za zmínku stojí tvářené titanové slitiny využívané pro tvorbu drátů. Prvním zástupcem je Nitinol (Ni-Ti) vyznačující se vysokou odolností a tvarovou pamětí. Druhým, titanmolybdenová slitina (β -titan) využívaná pro dobrou odolnost vůči korozi.

V dřívější době se objevilo několik pokusů o využití titanu na protetické konstrukce. Titan, jehož vlastnosti jsou srovnatelné se slitinami s vysokým obsahem zlata, se jevil jako ideální materiál. Bohužel se objevily nemalé potíže s jeho odléváním a konkurenci ostatních obecných kovů neustál. Příčinou problému je vysoká reaktivita titanu při vysokých teplotách. Kromě toho titan nedosahuje úrovně mechanických kvalit (zejména mez kluzu a modul pružnosti) kobaltových slitin. Ačkoliv se titan navrátil díky technologii zpracování CAD/DAM zpět, stále patří mezi méně využívané volby v protetice. Jedinou výjimkou je slitina Ti6Al17Nb, která splňuje nároky na mez kluzu, ale má znatelně snížený modul pružnosti. Následkem je menší tuhost protézy. Pokud se i přes výše zmíněné negativa rozhodne lékař k využití titanu, lze tento materiál aplikovat pro tvorbu korunek, můstků, konstrukcí snímatelných náhrad nebo konstrukcí v kovokeramice [1, 2, 8].



Obr. 15: Titanový můstek [22]

4.2.7 Nerezavějící oceli

Nerezavějící oceli představují slitiny železa a uhlíku s příměsí chromu, niklu a dalších kovů zlepšujících kvality slitin. V protetice oceli nalézají uplatnění v podobě drátů a korunek. Nejpoužívanějším zástupcem této třídy je austenitická ocel se 72 % Fe, 18 % Cr, 8 % Ni, C v rozmezí 0,08 – 0,2 %, v malých množstvích je přidán titan, mangan, křemík, molybden, niob a tantal. Základním prvkem zajišťující odolnost vůči korozi je chrom, jehož minimální množství musí být 13%, aby byla zajištěna tvorba Fe_2O_3 . Na druhou stranu množství chromu nesmí převyšovat 28 %, protože nově vzniklé karbidy na hranicích zrn by způsobily křehkost oceli.

Hodnoty smluvní meze kluzu a modulu pružnosti nerezavějících ocelových drátů jsou znatelně vyšší než u β -titanových a niklotitanových drátů. Kromě toho jsou k dostání v různých tvrdostech a profilech, což je dělá více univerzální. Dají se pájet stříbrnou a zlatou pájkou, ovšem před použitím se musí tepelně zpracovat při 450 °C [1].

5 Konkrétní slitiny

Slitiny vypsané v tabulkách (tab. 3,4 a 5) níže jsou celosvětově využívané produkty společnosti SAFINA, a.s. Česká firma na mezinárodním trhu vystupuje pod značkou Plaurum, jejíž vznik je postaven na kooperaci se společností JSC EZOCM [20].

		Dentální slitiny pro konvenční techniku (ISO 22674)				
		Aurix L	Aurix L60	Aurosa	Palargen L	Argenpal IV A
Obchodní forma		lítina/drát	lítina	lítina	lítina	lítina
Barva		žlutá	žlutá	bílá	bílá	bílá
Typ		4	4	4	3	4
Indikace		B,D,E,F,G	B,D,E,F,G	B,D,E,F,G	B,D,E,G	B,D,E,F,G
$\alpha(80 - 600 \text{ }^\circ\text{C})^*$	(K ⁻¹)	–	–	–	–	–
Složení v hm. % (x obsah menší než 1 %)	Au	65,1	54,5	20,0	–	5,0
	Ag	20,0	26,0	44,8	57,4	59,9
	Pd	3,0	5,0	20,0	40,0	22,5
	Pt	1,3	x	–	–	–
	Cu	9,6	12,0	14,4	–	10,0
	Sn	–	–	–	x	x
	Zn	1,0	2,0	x	2,1	2,0
	ostatní	–	Rh	–	–	Ir
Hustota	(g/cm ³)	14,7	13,8	11,5	10,9	11,2
Interval tavení	(°C)	905 – 940	870 – 920	953 – 1 009	1 175 – 1 250	965 – 1 035
Teplota lití	(°C)	1 020	1 020	1 100	1 400	1 140
Žihání na měkko	tepl. (°C)	700	700	700	–	850
	čas (min)	15	15	15	–	15
Vytvrzování	tepl. (°C)	400	400	450	500	500
	čas (min)	30	20	20	30	20
Mez kluzu Rp 0,2 (MPa)	měkký	310	405	450	245	340
	vytvrzený	600	780	610	400	690
Tažnost A (%)	měkký	30	22	10	20	20
	vytvrzený	4	5	4	17	6

Tab. 3: Slitiny z ušlechtilých kovů určené pro konvenční techniku [20]

Indikace slitin označeny písmeny:

- A – inlaye
- B – onlaye
- C – kořenové inlaye
- D – korunky
- E – tří až čtyřčlenné můstky
- F – rozsáhlé můstky
- G – frázované práce
- H – konstrukce snímatelných náhrad
- I – kovokeramická konstrukce

Typy slitin (podle tvrdosti) označeny čísly:

- 1 – nízká pevnost (měkké)
- 2 – střední pevnost (středně tvrdé)
- 3 – vysoká pevnost (tvrdé)
- 4 – extra vysoká tvrdost (extra tvrdé)

Slitiny na bázi ušlechtilých a obecných kovů se dodávají do dentálních laboratoří ve formě plíšků, litých válečků a drátků. *Aurix L*, *Aurix L60* a *Aurosa* se podle chemického složení řadí do skupiny slitin s redukovaným množstvím zlata a kovů skupiny platiny. *Palargen L* a *Argenpal IV A* patří mezi vysokotavitelné stříbropaládiové slitiny.

		Dentální slitiny pro kovokeramické systémy (ISO 22674 + ISO 9693-1)	
		Safibond Bio	Safibond
Obchodní forma		litina	litina
Barva		bílá	bílá
Typ		4	4
Indikace		D,E,I	D,E,F,I
$\alpha(80 - 600 \text{ }^\circ\text{C})^*$	(K ⁻¹)	14,1 × 10 ⁻⁶	14,5 × 10 ⁻⁶
Složení v hm. % (x obsah menší než 1 %)	Au	77,6	x
	Ag	2,0	27,4
	Pd	–	60,0
	Pt	18,0	–
	Cu	–	–
	Sn	–	7,0
	Zn	1,8	x
	ostatní	Ti,Ir	In 4,0;Ga 1,0; Ru
Hustota	(g/cm ³)	18,5	10,9
Interval tavení	(°C)	1 050 – 1 180	1 130 – 1 300
Teplota lití	(°C)	1 330	1 400
Žihání na měkko	tepl. (°C)	–	–
	čas (min)	–	–
Vytvrzování	tepl. (°C)	500	600
	čas (min)	15	30
Mez kluzu Rp 0,2 (MPa)	měkký	510	490
	vytvrzený	560	570
Tažnost A (%)	měkký	4	12
	vytvrzený	3	4

Tab. 4: Ušlechtilé slitiny určené pro kovokeramické systémy [20]

Safibond Bio náleží do skupiny zlatoplatinových slitin a *Safibond* je na druhou stranu příkladem skupiny stříbropaládiových slitin s vysokým obsahem paládia. V tab. 5 si lze všimnout zástupců kobaltchromových slitin, *Orallium* a *Orallium Ceramic*.

		Neušlechtilé dentální slitiny slitiny (ISO 6871)	Neušlechtilé dentální slitiny pro kovokeramiku (ISO 9693)
		Orallium	Orallium Ceramic
Obchodní forma		litina	litina
Barva		bílá	bílá
Typ		4	3
Indikace		H	D,E,F,I
$\alpha(25 - 500 \text{ }^\circ\text{C})^*$	(K ⁻¹)	–	14,0 × 10 ⁻⁶
Složení v hm. % (x obsah menší než 1 %)	Cr	28,5	26,0
	Co	63,5	61,0
	Mo	5,8	6,0
	Ni	–	–
	Mn	x	x
	Si	x	1,2
	Fe	x	x
	ostatní	C	W 5,0
Hustota	(g/cm ³)	8,4	8,5
Interval tavení	(°C)	1 390 – 1 420	1 320 – 1 335
Teplota lití	(°C)	1 470	1 470
Žihání na měkko	tepl. (°C)	–	–
	čas (min)	–	–
Vytvrzování	tepl. (°C)	–	–
	čas (min)	–	–
Mez kluzu Rp 0,2 (MPa)	měkký	700	460
	vytvrzený	slitina není vytvrditelná	slitina není vytvrditelná
Tažnost A (%)	měkký	6	5
	vytvrzený	slitina není vytvrditelná	slitina není vytvrditelná

Tab. 5: Slitiny na bázi obecných kovů [20]

6 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo zpracování přehledu, zhodnocení vlastností a popis aplikací jednotlivých kovových materiálů v dentální protetice a implantologii. Nejprve bylo nutné se seznámit s jednotlivými typy náhrad pro lepší představu při volbě materiálu nutného splňovat podmínky, které jsou kladeny z hlediska estetiky, biokompatibility a mechanického namáhání. Samotná biokompatibilita byla objasněna v následující kapitole. Spolu s ní byly představeny konkrétní typy biomateriálů rozdělených podle druhu vazeb vznikajících mezi cizorodým materiálem a tkání. Kromě přehledu kovů a kovových slitin, sestaveného na základě chemického složení, se práce zaměřuje na porovnání vlastností kovů s plasty či keramikou a objasnění výroby kovových protetických náhrad. Mimo zmíněná témata se v práci jednotlivé slitiny porovnávaly a vyhodnocovaly. Nejprospěšnější skupiny slitin lze identifikovat na základě chemického složení v poslední kapitole, tj. konkrétní slitiny. Na základě získaných informací lze vyvodit několik faktů týkajících se budoucnosti protetických materiálů:

1. V implantologii je lékaři stále ve velké míře upřednostňován titan nad zirkonoxidovou keramikou, která dostává přednost pouze v případě výskytu tenkých měkkých tkání nebo alergie na titan.
2. U protetických náhrad se nejvíce uplatňují kovokeramické systémy. Keramika v systému plní estetickou funkci a slitina tvoří kvalitní kostru za nízkou cenu. Z tvrzení vyplývá, že i když by byla celokeramická náhrada nejefektivnějším řešením, stále se dbá na co nejnižší možnou finanční náročnost. Nevýhodou kovokeramických systémů je jejich velikost, která se ne vždy vejde do prostor určených pro náhradu. Kvůli tomuto omezení se musí aplikovat buď cenově náročná estetická keramika, nebo o něco méně finančně náročnější nepříjemně zbarvená kovová slitina.
3. Nepsaným pravidlem je dáno, že kovové náhrady se aplikují do zadní části chrupu a keramické do části přední. S celokovovými náhradami v oblasti předních zubů se v dnešní době můžeme setkat pouze u starší generace v zemích bývalého SSSR nebo u „poblázněných“ popkulturních celebrit západního světa.
4. Na pozici zubních protetických výplní jsou nejlevnější a zároveň dostatečně účinnou variantou polymery. Jejich uplatnění v kombinaci s keramikou v hojně míře nahrazuje kovové skelety u snímatelných náhrad.
5. Z hlediska rozdělení kovových slitin se ušlechtilé slitiny aplikují pouze výjimečně. Cenově v některých případech překonávají hranici keramických protéz a v mechanických vlastnostech zaostávají za slitinami obecných kovů. Pokud dojde k rozhodnutí o vytvoření kovové dentální náhrady a pacient si nepřeje slitinu z drahých kovů, vždy se přistoupí ke tvorbě náhrady na bázi kovů obecných.

Použité zdroje

- [1] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-581-9.
- [2] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE, Stefan WOLFART, Jarmila PROCHÁZKOVÁ, Kateřina KADLEČKOVÁ, Pavel KALVODA a Jana PŘIKRYLOVÁ. *Protetika*. 2015. ISBN 978-80-247-5260-0.
- [3] *Výrazy od a | Velký lékařský slovník On-Line* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/>
- [4] KRŇOULOVÁ, Jana a Hana HUBÁLKOVÁ. *Fixní zubní náhrady*. Praha: Quintessenz, 2002. ISBN 978-80-902118-9-6.
- [5] Fixní zubní náhrady - fasety, korunky a můstky. *Zdravé zuby* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.zubzazubem.cz/fixni-zubni-nahrady-korunky-a-mustky/>
- [6] *Keramické fasety - veneers | Magic Smile - Praha 2* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.magicsmile.cz/sluzby/keramicke-fazety-veneers/>
- [7] *Kompozitní čep, dostavba a korunka : Stomalux* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://stomalux.cz/sluzby/kompozitni-cepdostavba-a-korunka/>
- [8] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2001. ISBN 978-80-86225-15-9.
- [9] *Zubní Implantaty - doc. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.implantaty.info/index.php?page=implantaty>
- [10] KOUTSKÝ, Jaroslav. *Biomateriály*. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997. ISBN 978-80-7082-370-5.
- [11] BLACK, Jonathan. *Biological performance of materials: fundamentals of biocompatibility*. 4th ed. Boca Raton: CRC Taylor & Francis, 2006. ISBN 978-0-8493-3959-2.
- [12] O'BRIEN, William J., ed. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co, 2002. ISBN 978-0-86715-406-1.
- [13] WNEK, Gary E., ed. *Encyclopedia of biomaterials and biomedical engineering*. New York, NY: Informa Healthcare, 2008. ISBN 978-1-4200-7802-2.
- [14] *III. Typy korunek, Zuby.cz* [online]. [vid. 2018-05-05]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/korunky/iii-typy-korunek.html>
- [15] *Kov pro vaše nové zuby, Zuby.cz* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/zubni-nahrady/kov-pro-vase-nove-zuby.html>
- [16] DOSTÁLOVÁ, Tatjana. *Fixní a snímatelná protetika*. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-0655-9.

- [17] DOSTÁLOVÁ, Tatjana. SLITINY V ZUBNÍ PROTETICE. nedatováno, 4.
- [18] PETR.VOHRALIK@GMAIL.COM, Petr Vohralík; e-mail: Petr Moj LPdental.cz | Veterinární stomatologie-protetika a ortodoncie. *LPdental.cz* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.lpdental.cz/>
- [19] *Online Materials Information Resource - MatWeb* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.matweb.com/index.aspx>
- [20] S.R.O, PIXMAN. *Dentální materiály* [online]. [vid. 2018-05-05]. Dostupné z: <http://www.safina.cz>
- [21] Silver / Palladium (Ag / Pd) Alloys - Properties and Applications. *AZoM.com* [online]. 13. únor 2004 [vid. 2018-05-05]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=2373>
- [22] *CADCAM Products | GC Tech.Europe GmbH* [online]. [vid. 2018-05-04]. Dostupné z: <http://www.gctech.eu/dental-professionals/cadcam-products/>

Seznam použitých symbolů a zkratk

FDI	Federation Dentaire International
C.P.	Commercially Pure
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Machining
ISO	International Organization for Standardization
k	Karát

Seznam obrázků

Obr. 1: Ukázka korunky [5]... ..	14
Obr. 2: Ukázka můstku [5]... ..	14
Obr. 3: Fazety [6]... ..	14
Obr. 4: Schéma zubních výplní [5].....	14
Obr. 5: Nákres využití kořenového čepu [7].....	14
Obr. 6: Válcový implantát [5]... ..	15
Obr. 7: Čepelkové implantáty [9]	15
Obr. 8: Vztah biologických a mechanických vlastností k daným materiálům [8]	18
Obr. 9: Přehled protetických materiálů a některé jejich aplikace [1]	20
Obr. 10: Sádrový model pacientova chrupu [15].....	22
Obr. 11: 18k karátová zlatá korunka zbarvená do žluto-červené barvy [18]	26
Obr. 12: Fasetovaný můstek - kombinace pryskyřice na zlaté konstrukci [18].....	27
Obr. 13: Částečná snímatelná náhrada s chromkobaltovým skeletem [18].....	29
Obr. 14: Kořenový inlej na bázi kobaltu a chromu [18]	31
Obr. 15: Titanový můstek [22].....	33

Seznam tabulek

Tab. 1: Porovnání mech. a fyz. vlastností protetických materiálů [12]	22
Tab. 2: Množství zlata v karátech [1]	26
Tab. 3: Slitiny z ušlechtilých kovů určené pro konvenční techniku [20]	34
Tab. 4: Ušlechtilé slitiny určené pro kovokeramické systémy [20]	35
Tab. 5: Slitiny na bázi obecných kovů [20].....	35