

Mechanické vlastnosti a biokompatibilita materiálů v zubním lékařství

Při výběru materiálu pro implantáty a zubní náhrady hraje velmi výraznou roli jejich biokompatibilita. Rozumí se jí vlastnost, která se ověřuje na styku povrchu implantátu a živé tkáně. Podle reakce kostní tkáně nebo jiného biologického prostředí, lze používané materiály rozdělit do tří skupin na **biotolerované**, **bioinertní** a **bioaktivní**. Ideálním materiálem pro implantát je materiál bioinertní, vhodné jsou též materiály bioaktivní, které zaručují pevné spojení mezi implantátem a biologickou tkání.

1 Obecné zásady biokompatibility

Biokompatibilita hraje nejvýznamnější roli u implantátů, tj. u cizorodých předmětů zaváděných do organismu jako výztuha nebo náhrada opotřebovaných nebo chybějících tkání. Nejdůležitějším místem při určování biologické reakce na implantát a reakce materiálu implantátu na tělesné prostředí je zóna rozhraní mezi implantátem a okolními tkáněmi. Toto rozhraní netvoří vždy kovový materiál, z něhož je implantát vyroben. Jeho povrch se totiž různými způsoby upravuje. Implantáty se např. nedají vyrábět z některých bioinertních a všech bioaktivních materiálů, takže se tyto chemické sloučeniny musí nanášet na povrch implantátu. Proto je velká pozornost věnována zkoumání ovlivňování jakosti povrchu základního kovu nanášením různých vrstev, zvaným též **povlakování**. Úprava povrchu nesleduje jen cíl zlepšení biokompatibility, ale také zlepšení funkčních vlastností náhrad. V podstatě jde buď o vytváření vrstev určených pro lepší, rychlejší, pevnější a dlouho trvající spojení s tkání nebo o úpravy povrchů, zlepšujících plochy určené k artikulaci v implantačních systémech.

Velmi důležitou technologii na úpravu povrchů implantátů představuje nanášení bioaktivních vrstev. Většinou se jedná o nanášení povlaků hydroxyapatitu (dále HA) nebo jiných derivátů kalciumfosfátu na povrch implantátu v tenké vrstvě. Povlaky HA se zkoušejí na všech používaných materiálech, ale převážná část výzkumných prací se provádí na implantátech z titanových slitin. Po implantaci měly povlakované implantáty pevnost v střihu 5 - 10 x větší než nepovlakované. Rozdíl ve střihové pevnosti byl způsoben rozdíly v rozhraní kost - implantát. Mezi implantátem s povlakem HA a nově tvořenou kostí vzniká přímé spojení, kdežto nepovlakované implantáty jsou od kosti oddělené vláknitou tkání. Podle posledních výzkumů má však ještě výraznější vliv na průběh a výsledek osteointegrace zdrsnění povrchu necementovaných implantátů. Bylo prokázáno, že nerovnosti povrchu stimulují ukládání kostních buněk, jejich šíření a množení a v makroměřítku do nich zarůstá vznikající kostní tkáň. Tak se urychluje hojení po operaci, zlepšuje se stabilita a pevnost spojení a zvyšuje se jeho životnost. Povrch implantátů se zdrsňuje různými způsoby. Zpočátku se pracovalo s drážkami po mechanickém opracování nebo se stopami po tryskání. Postupem času začala převládat technologie nanášení porézní vrstvy plazmovým nástřikem. Tato úprava sehrává velmi pozitivní úlohu, ale není zcela prosta nedostatků. Také otázce optimální drsnosti je v poslední době věnována velká pozornost. Ukazuje se, že optimální není jakékoliv zdrsnění, ale vytvoření plochy se stálými a dobře definovanými parametry drsnosti. V tom případě je možné mluvit o určité topografii povrchu.

2 Problémy biokompatibility v zubním lékařství

V záchovném zubním lékařství i v protetice se pro náhrady celých zubů i jejich částí používají umělé materiály, které musí splňovat řadu požadavků. Tyto požadavky mohou být formulovány jak z hlediska účinku materiálu na hostitele, tak z hlediska působení hostitele na materiál.

V prvním případě musí materiály pro výplně a náhrady splňovat požadavky odpovídajících mechanických vlastností, musí být nedráždivé a v případě kovových materiálů nesmí vytvářet v ústech zdroj galvanických proudů. Organismus může být implantátem ovlivněn přímo v místě

implantace nebo uvolňovanými částicemi materiálu, které mohou mít toxické účinky. Naproti tomu živý organismus může proti cizorodému materiálu nebo toxickému podráždění vyvolat imunologickou reakci, buď místní nebo celkovou. Důsledkem fagocytárního působení je vznik obalu na povrchu cizorodého tělesa, složeného z fibroblastů a kolagenu. Tato vazivová membrána se snaží izolovat implantát od okolní tkáně. Tento biologický proces může být doprovázen nekrózou okolní tkáně a uvolněním implantátu.

Významným objevem v zubní implantologii bylo zjištění, že **mezi implantátem a kostí se může vytvářet pevné spojení bez intervence vazivové tkáně**. Tzv. bioaktivní materiály, např. bioaktivní skla, sklokeramika, synteticky připravený hydroxyapatit, jsou schopné vytvářet s tkání pevnou vazbu. Jejím základem je vznik tenké povrchové vrstvy obohacené o Ca a P, která vzniká na povrchu biomateriálu jako výsledek interakce mezi implantátem a tkáňovým mokem. Tato vrstva, z počátku amorfní, se časem mění v polykrystalickou vrstvu apatitových aglomerátů. Předpokládá se, že tato vrstva má klíčový význam pro vznik vazby mezi implantátem a živou kostní tkání. Tento předpoklad byl potvrzen zavedením titanových implantátů s hydroxyapatitovým povlakem nebo titanových implantátů s chemicky upraveným povrchem.

3 Základní charakteristika materiálů pro zubní náhrady

Materiály používané pro zubní náhrady musí splňovat několik požadavků. V první řadě musí být biokompatibilní, tj. nesmí vyvolávat nežádoucí reakce v ústech. Dále musí být dostatečně pevné a konečně musí splňovat i určité estetické požadavky.

3.1 Kovové materiály

Kovový základ má většina fixních zubních náhrad, tj. korunek a můstků. Technologie výroby zubních náhrad je poměrně složitá: od úpravy tvaru nefunkčního zubu přes sejmutí otisků a vytvoření trojrozměrného modelu až po základ budoucí náhrady, jímž je kovový odlitek. Ten se dále fyzikálně a chemicky upraví a je připraven k nanesení materiálů, které svými vlastnostmi imitují povrch přirozeného zubu.

Kovové konstrukce umělých náhrad se těmito materiály překrývají buď zcela nebo jen částečně. Nejčastěji jsou překryty na viditelné, tj. na vnější ploše. Celokovové náhrady bez překrytí povrchu se z estetických důvodů zhotovují jen v zadních úsecích chrupu. K výrobě kovových konstrukcí zubních náhrad se v současné době používají výhradně vysoce ušlechtilé kovové slitiny, které jsou zdravotně nezávadné a odolávají agresivnímu prostředí v ústech. Lze je rozdělit do 2 základních skupin:

- slitiny s obsahem zlata a platiny
- slitiny z vysokotavitelných ušlechtilých kovů

Zlato bylo prvním kovem, který se používal k opravám chrupu již ve starověku. Jeho nevýhodou je přílišná měkkost, a proto byly vyvinuty speciální slitiny, který tento nedostatek odstraňují. Zlaté slitiny určené pro překrytí dentálními plasty obsahují přibližně 50% zlata, 20% stříbra 12% mědi a malé množství paladia. Zlaté slitiny pro napalování dentální keramiky obsahují asi 70-80% zlata, 10-18% platiny a malé množství paladia a zinku.

Do druhé skupiny patří **chromkobaltové a chromniklové slitiny**. Chromkobaltové slitiny obsahují asi 70% kobaltu, téměř 30% chromu a malé množství molybdenu. U chromniklových slitin je kobalt nahrazen niklem. Z technologického i zdravotního hlediska jsou velmi výhodné slitiny chromkobaltové, které nahrazují dříve často používané slitiny s obsahem stříbra.

3.2 Implantáty

Implantáty jsou umělé zubní kořeny chirurgicky vpravené do kosti. Používají se ve spojení s korunou, můstkem, nebo snímatelnou protézou. Základním materiálem pro výrobu implantátů

je titan. Vhodnými příjemci implantátů jsou dospělí jedinci se zdravým parodontem, kvalitní kostní tkáň a dobrou ústní hygienou.

Současný trend vývoje dentální implantologie jednoznačně směřuje ke zkrácení ošetření implantáty a tudíž k redukci jejich vhojovací doby. Urychlené a bezpečné vhojení implantátu při zatížení je umožněno chemickou modifikací jinak vysoce inertního povrchu titanu. Při této modifikaci dochází k zvýšení jeho bioaktivity - schopnosti povrchu vhodným typem interakce s tkání aktivně podporovat rychlou tvorbu pevného rozhraní kost-implantát. Hlavním rysem bioaktivních materiálů tvořících rychle a spolehlivě vazbu s kostní tkání, je schopnost podporovat tvorbu fosforečnanů vápenatých (především kostního apatitu), které se tvoří na povrchu implantátu během prvních fází vhojování. Předpokladem pro interakci s tělním prostředím je hydrofilní charakter, velikost povrchu implantátu a jeho hydratace. K hlavním způsobům povrchové úpravy implantátů patří modifikace fluoridovými ionty, hydrofilizace původně inaktivního a hydrofobního povrchu a povlakování vrstvou porézního oxidu titaničitého anodickou oxidací.

Zubní implantáty mají nejčastěji tvar samořezného vrutu nebo válce (obr. 3.2a).



Obr. 3.2a Základní tvary zubních implantátů

Část implantátu zaváděná do kosti (intraosseální část) bývá povrchově upravena třemi způsoby:

- Implantáty s pískovaným povrchem (TiO_2), který ve spojení se samořezným tvarem šroubového implantátu je efektivní zejména v kvalitní husté (denzní) kosti.

- Implantáty s povlakem apatitu jsou vyráběny ve tvaru šroubových nebo válcových implantátů. Apatitový bioaktivní povlak přispívá k ukotvení implantátu v kostním lůžku a zajišťuje větší primární stabilitu implantátu i v méně kvalitní kosti. Může být doporučen zejména do kosti s nízkou densitou nebo do spongiosní kosti. Válcový tvar implantátu umožňuje snadnou inserci s vysokou primární stabilitou i v méně přístupných oblastech.

- Implantát s chemickou úpravou povrchu spojuje výhody samořezného tvaru implantátu s bioaktivním povrchem. Zkracuje dobu vhojení a zajišťuje vysokou primární stabilitu implantátu. Bioaktivní povrch umožňující přímou pevnou vazbu s kostní tkání zaručuje rovnoměrné rozložení mechanických napětí na rozhraní kosti a zatíženého implantátu.

3.3 Keramické materiály

Zubní porcelány jsou keramické hmoty, které se liší od průmyslového porcelánu především poměrně malým obsahem kaolinu. Skládají se z křemene, živce a kaolinu. Oxid křemičitý zpevňuje hmotu, kaolin způsobuje opacitu a živce působí jako tavidlo, pojící ostatní složky v kompaktní hmotu. Moderní keramické hmoty obsahují též oxid hlinitý, který výrazně zvyšuje jejich pevnost. Keramické materiály, které neobsahují kaolin lze označit jako křemenná skla. Podle tavicí teploty se keramické materiály dělí na vysokotavitelné, středně tavitelné a nízkotavitelné. Většina moderních keramických hmot patří do skupiny nízkotavitelných hmot s teplotou tavení 800-1050 °C. V ústech se keramické materiály chovají jako bioinertní. Používá se jich k výrobě umělých zubů, ke zhotovování korunek, inlejí i můstkových mezičlenů.

3.4 Pryskyřice

Umělé pryskyřice patří z hlediska biokompatibility rovněž do skupiny bioinertních látek. Jsou to syntetické makromolekulární hmoty odvozené od kyseliny metylmetakrylové. Hodí se velmi dobře pro zhotovení umělých zubních náhrad, protože jsou odolné proti chemickým vlivům, mají velmi dobré mechanické vlastnosti a vyhovují i o stránce estetické. Jejich výhodou je snadná zpracovatelnost jednoduchými laboratorními metodami. Používá se především polymerních **metylmetakrylátů**, přičemž k polymeraci se využívá kombinace účinků tepla a chemických iniciátorů.

Z pryskyřic se v současné době vyrábějí především umělé zuby. Užívá se jich u všech typů snímacích náhrad. Používají se též jako dočasné řešení před nasazením definitivní kovové nebo keramické korunky.

3.5 Výplně

Biokompatibilní musí být i výplňové hmoty, které se používají k sanaci zubního kazu. Už odedávna se lidé snažili bojovat proti ztrátě poškozených zubů nejrůznějšími výplněmi dříve po zubním kazu. Používali k tomu korek, úlomky korálů, různé vosky a cementy. Většina takových plomb však během krátké doby vypadla. V osmnáctém století začali francouzští lékaři experimentovat s kovovými výplněmi a "vtepávali" do děravého zubu tenké fólie cínu nebo zlata. Ani takové výplně však dlouho nevydržely. V současné době existují tři základní druhy výplňových materiálů: amalgámy, kompozitní plasty a skloionomerní cementy.

Amalgám je kapalná nebo pevná slitina rtuti (případně galia) s jedním nebo několika kovy - například se sodíkem, stříbrem, zlatem, zinkem, kadmíem či olovem. V zubním lékařství se dnes používá stříbrný nebo zlatý amalgám jako výplňová (plombovací) hmota a to především do zadních poškozených zubů. I když se v průběhu stopadesátiletého používání amalgámu vyvinula řada nových výplňových materiálů, má amalgám v zubním lékařství stále důležitou a mnohdy nezastupitelnou úlohu. Důvodem je především jeho cenová dostupnost a snadná zpracovatelnost. U některých typů poškození zubu se amalgám stále osvědčuje jako nejlepší výplňový materiál.

Kvalitně zhotovená výplň z amalgámu je mechanicky odolná a trvanlivá. Amalgám se dobře zpracovává, je velmi pevný, má antibakteriální účinky a v kavitě (dutina po vyvrtaném zubním kazu) se při tuhnutí mírně rozpíná - dobře tak utěsní její okraje proti průniku bakterií zubního kazu aniž by vnitřním pnutím poškodil zub. Někdy je poškození zubu tak rozsáhlé, že už se nedá hovořit o jeho plombování, ale spíše o dostavbě chybějící části zubu. V takovém případě v podstatě nelze zvolit jiný výplňový materiál než amalgám, protože jedině ten je na tak rozsáhlé ošetření zubu dostatečně pevný. Nevýhodou amalgámu je především jeho kovový vzhled a při rozsáhlých výplních schopnost zbarvit vyspravený zub až do tmavošeda. Další nevýhodou je možnost uvolňování rtuti do organismu. Jako každý kov i amalgám koroduje, v důsledku čehož se postupně zhoršuje kvalita jeho povrchu a těsnící efekt výplně.

Vícesložkové výplňové pryskyřice, tzv. kompozitní **materiály**, se skládají z organického pojiva a anorganické složky, nejčastěji křemenného skla. Tyto materiály tuhnou působením světla ze speciální vytvrzovací lampy. Používají se jako vysoce estetické "bílé plomby" a to především v předních zubech. Jsou však poměrně náročné na zpracování a při jejich použití v nepřehledném či vlhkém místě (tzn. zejména u větších defektů na zadních zubech) mohou snadno vzniknout netěsnosti kolem okrajů výplně a průnik bakterií pak zapříčiní sekundární zubní kaz. Kompozita takřka nevykazují antibakteriální vlastnosti a místo, kde mají být použity, musí být naprosto suché a hladké. Působí toxicky na zubní dřev a je třeba je proto podkládat fosfátovým cementem. I když jsou tyto materiály mechanicky odolné, nehodí se na rozsáhlé výplně, které z vnější strany zubu zasahují až pod dásně, ani do úst s velkou kazivostí zubů či se špatnou ústní hygienou.

Na rozdíl od obou předchozích materiálů, mají **skloionomerní cementy** určité fyziologické vlastnosti, což příznivě působí na postižené zubní tkáň. Jsou to směsi jemně rozemletého skla

a různých polykarboxylových kyselin. Za určitých okolností mají i schopnost podpořit regeneraci oslabené zuboviny v místě odstraněného zubního kazu. Mají též značné antibakteriální vlastnosti. Jsou zvláště vhodné do úst s vysokou kazivostí zubů a pro ošetření dětského chrupu. Slouží také jako jedna z komponent tzv. sendvičových výplní, kdy se skloionomerní cement nanese do spodní části kavity a překryje se odolnějším materiálem (např. kompozitním plastem). Nevýhodou skloionomerů je jejich nízká mechanická odolnost a malá trvanlivost. Nedají se tedy použít k rozsáhlým výplním vystaveným velké mechanické zátěži.

(autor: Ivo Hrazdira)