

SLITINY V ZUBNÍ PROTETICE

Tatjana Dostálová

Stomatologická klinika 1. LF UK a VFN Praha

O AUTORCE



Prof. MUDr. Tatjana Dostálová, DrSc., MBA (nar. 1955), absolvovala obor stomatologie na LF UK v Praze v roce 1979. Po atestaci I. stupně získala v roce 1994 specializační atestaci v oboru stomatologická protetika. V roce 1989 se stala kandidátem lékařských věd, v roce 2000 obhájila habilitační práci na téma „Snímací protetika, moderní klinické postupy“ a od roku 2001 je doktorem lékařských věd. V současnosti je vedoucí protetikého oddělení Stomatologické kliniky 1. LF UK a VFN v Praze. V roce 2004 byla jmenována profesorem pro obor stomatologie na 1. LF UK a ve stejném roce získala titul Master of Business Administration (MBA). Působí jako znalec v oboru stomatologická protetika.

SOUHRN

Cílem sdělení je zhodnotit technické a technologické poznatky o používání kovů a kovových slitin v protetice.

Klíčová slova: stomatologie, protetika, kovy, slitiny.

SUMMARY

The aim of study is to evaluate the technical and technological findings dealing metals and alloys for prosthodontics.

Key words: dentistry, prosthodontics, metals, alloys.

HISTORICKÝ VÝVOJ

Již více než sto let se k rekonstrukci chrupu používají kovy a kovové slitiny. Protézy z fixačních drátů, často nesoucí náhradu z extrahovaných zubů, kosti či slonoviny, se dochovaly již z časů starých Syřanů, Egypťanů či Římanů.

První lité konstrukce moderního typu se objevily v 18. století. Skutečný rozvoj užívání slitin spadá do konce 19. století, kdy roku 1869 Bing zhotovil první inlejevý můstek. Richmondova korunka byla popsána v roce 1880 a tři roky poté, roku 1883, Dexter užil první snímatelný můstek a Williams v roce 1884 aplikoval můstek opatřený Richmondovými korunkami. Konstrukci z teleskopických korunek ošetřil pacienta v roce 1886 Starr. V roce 1899 navrhl první klasický proplachovací můstek Staiton a první náhradu s kotevními třmeny zhotovil roku 1890 Parr.

CO JE TO SLITINA?

Slitinu lze definovat jako materiál, který vzniká kombinací dvou či více kovů, případně kovů a nekovů. V roztaveném stavu se kovy rozpouštějí v různém poměru a dovolují tak tvořit slitinu v pevném stavu. Tak jako tekutiny nejsou vzájemně vždy plně mísitelné, tak ani kovy se nemusejí zcela propojit. Zlato a paladium jsou rozpustné v každém poměru, ale například měď a stříbro ne. Slitiny často tvoří tuhé roztoky a jejich vzájemný poměr záleží na velikosti atomů, krystalické struktuře kovových prvků, jejich vazebné síle a reaktivitě či mocnosti prvků.

Ve stomatologii se využívají dnes prakticky pouze dva čisté kovy – titan a zlato. Problémem je, že čisté zlato má pouze velmi malou pevnost ve srovnání se slitinami ušlechtilých kovů, a proto je jeho užití vzhledem k mechanickým vlastnostem limitované.

Čisté kovy přecházejí ze skupenství pevného do skupenství kapalného po dodání tepelné energie při dosažení určité teploty

(teplota tání). U slitin probíhá přeměna skupenství odlišně. Tání či tuhnutí slitiny nenastává při jediné hodnotě teploty, ale skupenství slitiny se mění postupně při současném růstu či poklesu teploty slitiny. Slitina přechází z pevné fáze do kapalné v určitém teplotním intervalu. Tento interval je omezen teplotními hranicemi, které označujeme jako **solidus** a **liquidus** slitiny. Solidus je teplotní hranice, pod níž je veškerá slitina pouze ve fázi tuhé. Přechod z tuhé fáze do kapalné při této teplotě nenastává ihned, ale probíhá postupně se zvyšující se teplotou. Při ochlazování taveniny probíhá tuhnutí od teploty liquidu zcela analogicky, ale opačným směrem. Výsledné vlastnosti slitin nejsou prostým součtem základních vlastností použitých komponent.

KLINICKY DŮLEŽITÉ VLASTNOSTI SLITIN

Každá slitina má vlastnosti fyzikální, chemické a biologické a jejich kombinace určuje indikace ve stomatologii.

Vlastnosti slitin jsou vždy významně ovlivňovány jejich **strukturou**. Pokud slitina tvoří **tuhy roztok**, jednotlivé atomy přidaných kovů jsou obvykle náhodně rozmístěny mezi atomy základního kovu. Během tuhnutí se vytvoří ve slitině zrna a jejich velikost má zásadní význam pro mechanické vlastnosti. Žádoucí jsou malá zrna – neboť **jemnozrnná struktura** má pozitivní vliv na pevnostní vlastnosti. Tedy se zmenšující se velikostí zrn roste mez pevnosti v tlaku a tahu, tvrdost a mez kluzu. Aby výrobci dosáhli jemnozrnné struktury, přidávají do slitin ušlechtilých kovů například iridium nebo ruthenium. Tyto prvky mají vysokou teplotu tání (iridium – 2410 °C; ruthenium – 2310 °C) a vytváří v první fázi procesu tuhnutí slitiny nukleační zárodky, z nichž vyrostou jednotlivá zrna. Čím více se vytvoří nukleačních zárodků, tím je struktura jemnozrnnější, a zabráně se tak vzniku hrubé struktury. Iridium a ruthenium nebo též rhodium tak velmi efektivně zjemňují strukturu slitiny v procesu krystalizace. Pro dentální slitiny jsou žádoucí zrna o velikosti 30 µm, nebo menší.

Často se můžeme setkat i s pojmem **dendritická struktura**. Je to označení pro strukturu, která se vytvoří specifickým způsobem růstu jednotlivých zrn, kdy z nukleačního zárodku tuhne tavenina ve formě větví, které postupně vyplní prostor jednotlivých zrn. Pouhým okem není zpravidla struktura viditelná.

Bylo již řečeno, že slitiny mohou být rovněž ve formě tuhé roztoku, který je tvořen jednou nebo více fázemi s rozdílným chemickým složením a/nebo rozdílnou strukturou. Počet fází je dán metalurgickými vlastnostmi slitiny. Pro použití ve stomatologii je zpravidla výhodnější použití slitin jednofázových, neboť větší počet fází zhoršuje do určité míry jejich korozní odolnost. To proto, že jednotlivé strukturní fáze mohou v korozním prostředí tvořit mezi sebou galvanické mikročlánky a tedy snadněji uvolňovat ionty do korozního média.

MECHANICKÉ VLASTNOSTI SLITIN

Mez kluzu je definována jako napětí, které způsobí trvalou deformaci materiálu o standardizované velikosti (často 0,1 % či 0,2 %). Čím vyšší má daná slitina tuto vlastnost, tím lépe odolává namáhání, kterému je protetická práce podrobována. Nízká mez kluzu slitiny může u silně namáhané práce mít za následek její deformaci, vzácněji úplnou frakturu. Při nízké mezi kluzu má totiž slitina zpravidla vysokou tažnost a tvárnost. Selhání můstků, například fraktura nebo perforace v oblasti pilířové konstrukce a členu, je obvykle spojeno s licí vadou, nebo s poddimenzováním náhrady v daném místě. Podle velikosti meze kluzu jsou dentální slitiny kla-

sifikovány do čtyř typů – označených 1 až 4. Typ 4 má mez kluzu v měkkém stavu minimálně 300 MPa a vytvrzením lze zpravidla tuto charakteristiku slitiny ještě zvýšit.

Tvrдость slitiny musí být pro protetické práce taková, aby materiál odolal zatížení při žvýkání, ale zároveň nesmí poškozovat zuby v protilehlé čelisti. Tvrдость dentálních slitin měříme podle **Vickerse** – je to poměr zkušební zátěže k ploše povrchu vtisku, vytvořenému při zatlačování diamantového tělíska ve tvaru čtyřbokého jehlanu definovaným zatížením do zkoušené slitiny. Někdy se lze setkat s tvrďostí měřenou podle **Brinella**. V tomto případě se používá zkušební tělíska ve tvaru kuličky.

Hodnoty tvrďosti podle Vickerse a Brinella nemají pro danou slitinu shodné číselné vyjádření. Jsou však obvykle v korelaci mezi sebou nebo s tvrďostí měřenou jiným způsobem a korespondují též s hodnotami pevnosti v tahu nebo meze kluzu.

Obecně lze říci, že v dutině ústní by neměla tvrďost protetických slitin přesahovat tvrďost skloviny, jinak dochází k nepřiměřené abrazi zubů v protilehlé čelisti. V literatuře se pohybuje tato hodnota v rozmezí mezi 125 kg/mm² (minimum pro okluzní zatížení) do 340 kg/mm² (tvrďost skloviny).

Modul elasticity (pružnosti) je charakteristikou slitiny, který udává vztah mezi napětím a deformací v oblasti elastické deformace. Podle velikosti modulu elasticity lze usuzovat na odolnost slitiny při ohybovém namáhání. Čím větší má daná slitina hodnotu modulu pružnosti, tím méně se ohýbá při daném zatížení a naopak. V protetice je důležitá velikost modulu elasticity zejména u slitin a materiálů určených pro kovokeramické systémy. Větší mez elasticity zajišťuje menší náchylnost kovokeramické konstrukce k pružení a tím k odprýskávání keramiky. U slitin ušlechtilých kovů mívá modul elasticity hodnoty cca 90–120 GPa, u slitin obecných kovů 180–230 GPa.

KOROZE DENTÁLNÍCH SLITIN

Koroze v prostředí ústní dutiny je z chemického hlediska definována jako uvolňování iontů nebo jejich komplexů – z dentálních slitin do organismu. V závislosti na korozní odolnosti slitiny i na individuálně rozdílné „agresivitě“ prostředí v ústní dutině může být korozní rychlost značně odlišná. Testování této vlastnosti se uvádí v normách a u dentálních slitin je vyjadřováno v µg/cm²/7 dní pro daný ion nebo pro celkové množství uvolněných iontů z povrchu slitiny do korozního prostředí za sedm dní. U běžně používaných dentálních slitin mohou korozní rychlosti nabývat hodnot od řádově desetin µg/cm²/7 dní (např. u slitin AuPt) až po

několik tisíc µg/cm²/7 dní (např. u hliníkových bronzů – tj. slitin typu CuAlNiFe).

Dalším projevem korozních dějů je ztráta estetických vlastností – **změna barevnosti**, například tmavnutí povrchu vznikem černého sulfidu stříbrného. Slitiny s vysokým obsahem zlata a slitiny zlata s platinou jsou díky své ušlechtilosti v prostředí ústní dutiny stabilní. Poněkud odlišné je chování materiálů s vysokým obsahem paládia, které je za běžných podmínek vysoce korozně odolné. Tvoří však relativně snadno komplexní sloučeniny, ze kterých může docházet k uvolňování iontů. Méně ušlechtilé komponenty slitin zlata a paládia (Ag, Cu, Sn, Zn atd.) se též často podílejí na korozních dějích.

Mechanismus korozní odolnosti slitin na bázi obecných kovů je poněkud jiný. Jejich chování je v podmínkách dutiny ústní dáno tzv. **pasivitou**, tj. vznikem povrchové vrstvy, která další korozní proces efektivně blokuje. K intenzifikaci koroze může docházet při korozně-erozním namáhání a tehdy, je-li pasivní vrstva porušena.

Vliv na korozní chování má celá řada faktorů (**obr. 1, 2**), např.:

- technologické zvládnutí výroby slitiny (čistota zpracování, teplotní režim lití, následné tepelné úpravy atd.) tak, aby výsledný metalurgický stav odpovídal požadovanému;
- kombinace dvou odlišných kovových vodivě spojených materiálů (amalgám, korunka) může vést k intenzifikaci korozního napadení méně ušlechtilého z dvojice (vytváří se tzv. makročlánek);
- významnou roli ve vztahu ke korozi má způsob stravování, hygiena a retenční prostory pro zubní plak.

Přesto, že se slitiny v protetice obecně považují za **nemagnetické**, mohou slitiny obecných kovů způsobit artefakty při vyšetření **magnetickou resonancí**. Ty byly prokázány například u chirurgických dlah, drátů či některých typů implantátů.

BIOKOMPATIBILITA DENTÁLNÍCH SLITIN

Toxicita slitin

Kationty kovů mohou pronikat do lidského organismu a působit místně nebo celkově. Kovové ionty mohou vniknout do těla gingivou nebo dalšími vstupními branami a mohou se šířit hematogenně nebo lymfatickým systémem. Vylučují se močí, stolicí nebo je vylučujeme. Malá část v organismu sice zůstává delší dobu, ale celková toxicita ve spojení s dentálními slitinami nebyla nikdy prokázána.

Jiná situace nastane při lokálním působení slitin, kdy kovové ionty pronikají do buněk gingivy a působí snížení mitochondriální aktivity, přesněji snižuje se schopnost tvořit energii pro další buněčné struktury. Vzhledem k celkově malému množství iontů je i tato skutečnost z dlouhodobého hlediska málo významná.

Obr. 1: Špatné technologické a technické zvládnutí výroby slitiny v kombinaci s nevhovující hygienou pacienta vede k úplnému selhání fixní rekonstrukce chrupu (po 4 letech).



Obr. 2: Klasická slitina ušlechtilých kovů v dutině ústní 10 let od odevzdání.



Alergické reakce

Je známo, že řada pacientů (uvádí se hodnota 1 na 400) je alergických na kovy, nikdy se však neprokázalo, že by tuto alergii způsobily ionty uvolňující se ze slitin kovů. 15 % populace je alergické na nikl, 8 % na kobalt a 8 % na chrom, častá je zkřížená alergie na nikl a paládium.

Druhou reakcí, kterou můžeme pozorovat u pacientů, je izolovaná reakce přecitlivělosti vznikající dvěma mechanismy: elektrochemicky nebo kontaktně-alergicky (tzv. *side effect*). Objevují se při ní neblaze proslulé metalické skvrny (obr. 3).

Mutagenita a kancerogenita slitin

Tyto účinky byly prokázány u berylia nebo kadmia, které byly odstraněny z dentálních slitin. Nikl není mutagenní, ale Ni_2S_3 ano, stejně jako šestimocný chrom – ve stomatologii se využívá chrom trojmocný.

Jak lze tyto informace shrnout?

K vyvolání toxického, alergického či mutagenního účinku je nezbytně nutné uvolňování iontů, proto bychom měli vybírat slitiny s příznivými korozivními vlastnostmi a lege artis je zpracovávat. Z tohoto hlediska jsou vhodnější slitiny ušlechtilých kovů.

Slitiny podle evropských standardů (*ISO normy*) dělíme na slitiny ušlechtilých a neušlechtilých kovů. V Americe se používá klasifikace ANSI/ADA s dělením podle mechanických vlastností (slitiny typu 1–4 podle tvrdosti) a podle složení (high noble, noble, predominant base metal).

SLITINY UŠLECHTILÝCH KOVŮ

Dentální slitiny ušlechtilých kovů dělíme na základě chemického složení na slitiny s vysokým nebo redukováným obsahem zlata a kovů skupiny platiny (platina, paládium, iridium). U všech těchto slitin očekáváme spojení s fazetou vazbou mechanickou případně chemickou na bázi silanizace pro konvenční techniky.

Dentální slitiny zlaté slévárenské podle ISO 1562 obsahují nejméně 75 % zlata a kovů platinové skupiny a dělí se do 4 typů:

- **Slitiny typu 1** s nízkou pevností (měkké) jsou určeny pro mechanicky málo namáhané inleje. Obvykle jde o slitiny s vysokým obsahem zlata (87 %) a nižšími přísadami mědi (4 %) a stříbra (9 %). Pro zařazení slitin není jejich chemické složení podstatné. Tvrdost podle Brinella je 47–70 HB.
- **Slitiny typu 2** se střední pevností (středně tvrdé) používáme pro rozsáhlé inleje, jednotlivé korunky, malé můstky. Tvrdost podle Brinella je 80–90 HB. Slitiny tohoto typu obvykle obsahují větší množství mědi (8 %) a paládía (2,5 %).
- **Slitiny typu 3** s vysokou pevností (tvrdé) doporučujeme pro mechanicky velmi namáhané inleje a inlejevé můstky, pro rozsáhlejší, ale gracilní můstky. Tvrdost podle Brinella je cca 95–115 HB a u většiny slitin tohoto typu ji lze zvýšit vytvrzením. V této skupině slitin se zvyšuje obvykle obsah mědi (10 %) a paládía (3 %). V některých případech se přidává i malý obsah platiny.
- **Slitiny typu 4** s mimořádně vysokou pevností (extra tvrdé) jsou vhodné pro rozsáhlé můstky, konstrukce snímatelných náhrad, třmeny, zásuvné spoje, kořenové návstavy. Tvrdost podle Brinella je zvýšena na 130–160 HB. Vlastnosti slitin lze opět podstatně zlepšovat vytvrzováním. U typických slitin této skupiny je vyšší zastoupení mědi (15 %), paládía (více jak 3 %) a platiny (více jak 2 %).

V klinické praxi se převážně používají slitiny s redukováným obsahem ušlechtilých kovů pro konvenční techniku podle **normy ISO 8891: 1995 – Dentální slitiny slévárenské s obsahem ušlechtilých kovů od 25 % do méně než 75 %**. Jejich výhodou je tvrdost a patří do skupiny s velmi vysokou pevností (extra tvrdé). Relativně příznivá je i cena a možnost recyklace. Tyto slitiny lze použít u sedmi základních indikací: inleje, onleje, korunky, můstky, frézované práce (teleskopické korunky, nesponové i sponové kotevní elementy), konstrukce a dílce snímatelných náhrad.



Obr. 3: Metalické skvrna u slitiny neušlechtilých kovů (kovokeramika) v kombinaci s nedostatečnou hygienou pacienta.

Plošně kotvené rozsáhlé mosty ze slitin ušlechtilých kovů s estetickými fazetami ve frontální oblasti chrupu jsou stále jednou z možností **při dlahování chrupu s oslabeným parodontem**. Přesně tvarovaná okluze dovoluje optimální rozložení žvýkacích sil a blokuje páčení náhrady.

Další skupinu tvoří slitiny pro nosné části kovokeramických náhrad podle normy **ISO 9693**, která zahrnuje podle chemického složení slitiny jak s vysokým (>75 %), tak s redukováným (< 25 %) obsahem zlata a kovů skupiny platiny, slitiny na bázi paládía, slitiny na bázi neušlechtilých kovů a titanu.

Základem těchto slitin je zlato a platina, obsah paládía ve slitině je důležitý pro dosažení vyšší teploty tavení slitiny. Paládium však intenzivně odfarbuje žlutou barvu zlata. Slitiny s obsahem paládía se tedy i přes vysoký obsah zlata jeví jako téměř bílé až světle šedé. To není podstatné, vzhledem k překrytí kovové konstrukce keramickým materiálem. Slitiny jsou extra pevné a lze z nich zhotovit i rozsáhlejší kovokeramické konstrukce. Ve slitinách je často obsah india, které zajišťuje chemickou vazbu slitiny na keramické materiály.

V naší populaci je často zkříženě svázána alergie na nikl a paládium, která vyvolala potřebu vzniku slitin bez jejich obsahu – **BIO slitiny**. Typická je pro ně vynikající biokompatibilita, avšak spíše nižší stabilita při procesu vypalování keramiky – jejich indikace jsou omezeny na *inleje, onleje, korunky a můstky malého rozsahu* (maximálně 4–5 členů, z toho dva mezičleny). Na rozsáhlejší práce se zpravidla používají slitiny s obsahem paládía, které významně zlepšují stabilitu slitin při napalování keramiky.

SLITINY NEUŠLECHTILÝCH KOVŮ

Dentální slitiny neušlechtilých (obecných) kovů dělíme na základě chemického složení na slitiny podle normy **ČSN EN ISO 6871-1 Dentální neušlechtilé slitiny slévárenské – Část 1: Kobaltové slitiny** a na **ČSN EN ISO 6871-2 Dentální neušlechtilé slitiny slévárenské – Část 2: Niklové slitiny**.

Pro tyto slitiny je typické, že obsahují nejméně 85 hmotnostních procent kobaltu, niklu a chromu, nejméně 4 hmot. % molybdenu, nejméně 25 hmot. % chromu u slitin kobaltových, a minimálně 20 hmot. % u slitin niklových. Podle typu je kobalt nebo nikl jejich hlavní složkou. Slitiny jsou biokompatibilní podle doporučení ISO/TR 7405 a ISO 10993-1, znamená to, že jsou netoxické, málo alergizující, nejsou kancerogenní a mutagenní. Musí odolávat korozi, tj. při zkoušce 7denním ponořením v předepsaném roztoku musí uvolněné množství iontů měřené vhodnými analytickými metodami (AAS) odpovídat předepsaným národním limitům.

Trh nabízí kobaltové a niklové slitiny, které splňují požadavky normy **ČSN EN ISO 9693 Kovokeramické materiály pro zubní ná-**

hrady, která stanovuje (téměř) stejné požadavky jak na tyto slitiny obecných kovů, tak na slitiny ušlechtilých kovů.

Slitiny užívané ve stomatologii jsme tradičně nazývali podle kovů v abecedním pořadí prvků, harmonizace s EU nás vede k přechodu na názvy podle evropských standardů, tj. dentální slitiny chrómkobaltové = kobaltové a chrómkobaltniklové = niklové.

Niklové a zejména kobaltové slitiny vykazují vysokou tvrdost a pevnost ve srovnání se slitinami ušlechtilých kovů. Výhodnou vlastností těchto slitin je jejich malá měrná hmotnost: 8–9 g/cm³ (konstrukce je lehká). Nevýhodou je naopak vysoká kontrakce při tuhnutí a chladnutí, která je asi 2,3 % u kobaltových slitin a 2,1 % u niklových slitin (hodnota kontrakce u slitin ušlechtilých kovů se pohybuje od 1,4 do 1,8 %), proto je obtížnější dosáhnout rozměrové přesnosti práce.

Zvláštní postavení mezi slitinami obecných kovů má **titan**, který je v současnosti považován za téměř dokonale biokompatibilní a korozně odolný materiál pro dentální implantáty. Stále častěji se používá místo stávajících slitin ve fixní a méně i ve snímatelné protetice.

Nízká hmotnost titanových prací (hustota titanu je 4,5 g/cm³) při poměrně vysoké mechanické odolnosti, vysoká kujnost a nízká tepelná vodivost umožňují nestandardní tvarové a konstrukční modifikace fixních a snímatelných náhrad. Titanové díly nelze spolu pájet, proto je nutné pro jejich spojování využívat laserového svařování. Nejužívanějším materiálem z této skupiny je čistý titan, i když ojediněle mohou být vyráběny i slitiny titanu (např. Ti-6Al-4V).

Zapotřebí je zmínit i **hliníkové bronzy**, které patří mezi náhradní materiály a **nelze je podle chemického složení zařadit do žádné ze skupin dentálních materiálů regulovaných mezinárodními normami**. Hliníkové bronzy jsou slitiny mědi, hliníku, železa a niklu.

Základ tvoří měď (80 %), hliník (8–9 %) a nikl a železo (4–5 %). Jejich pevnost a tvrdost výrazně závisí na obsahu hliníku – zpravidla však odpovídají svou pevností slitinám typu 2 (středně tvrdé), nebo 3 (tvrdé). Mají žlutou barvu, jejich velkou nevýhodou je jejich malá korozní odolnost. Ta je více jak stonásobně nižší, než korozní odolnost slitin s vysokým obsahem zlata. Proto mají tendenci ke ztrátě lesku i změně vzhledu povrchu a při jejich indikaci jsou poměrně časté individuální netolerance u pacientů. Jejich cytotoxicita se již pohybuje na hranicích akceptovatelnosti.

Slitiny obecných kovů z protetického hlediska **indikujeme pro konvenční a kovokeramickou techniku**: kořenové inleje, korunky, můstky, konstrukce a dílce snímatelných náhrad.

Plošně kotvené rigidní rozsáhlé můstky ze slitin obecných kovů s fazetami jsou vhodné pouze u chrupu, **kde není oslabený parodont**, protože tato tvrdá konstrukce stejně jako kovokeramická náhrada přetěžuje oslabené zuby.

ZÁVĚRY

Slitiny jsou standardem ošetření v našich laboratořích i ordinacích. Výběr slitiny **indikuje vždy zubní lékař**, přitom respektuje pravidlo, které ctíli zubní lékaři již na počátku minulého století – že optimem je jeden typ slitiny v dutině ústní.

Studie vznikla za podpory projektu IGA MZČR č. 8112–3.

Autorka děkuje RNDr. J. Novotnému, Safina a. s., za konzultaci v oblasti norem a technického zpracování slitin.

*prof. MUDr. Taťjana Dostálová, DrSc., MBA
Stomatologická klinika 1. LF UK a VFN Praha
Kateřinská 32, 120 00 Praha 2*

Literatura

1. Bader J, Rozier RG, McFall WT. The effect of crown receipt on measures of gingival status. J Dent Res 70; 1991: 1386–9.
2. Bumgardner JD, Lucas LC. Corrosion and cell culture evaluations of nickel-chromium dental casting alloys. J Appl Biomater 51; 1994: 203–13.
3. Dostálová T, Hroníková K, Joska L, Kučerová H. Kovové slitiny, příprava kovové konstrukce. Progresdent 3; 2001: 140–45.
4. Dostálová T, Kortánová M, Kučerová H, Hroníková K. Bio-slitiny v klinické praxi. Quintessenz – Zubní laboratoř 6; 2002: 16–20.
5. Dostálová T, Kučerová H. Stříbropaládiová slitina ve spojení s keramikou – klinické hodnocení po 1 roce od zhotovení. Quintessenz – Zubní laboratoř 4; 2000: 37–40.
6. Dostálová T, Kučerová H. Zlatoplatinová slitina ve spojení s keramikou v klinické praxi stomatologa. Quintessenz – Zubní laboratoř 4; 2000: 7–12.
7. Hubalkova H, Hora K, Seidl Z, Krasensky J. Dental materials and magnetic resonance imaging. Eur J Prosthodont Restor Dent. 10; 2002: 125–30.
8. Johansson BI, Lemons JE, Hao SQ. Corrosion of dental copper, nickel, and gold alloys in artificial saliva and saline solutions. Dent Mater 5; 1989: 324–8.
9. Kučerová H, Dostálová T, Procházková J, Himmlová L. Vliv galvanismu na výskyt bolestivých symptomů v dutině ústní. Progresdent 6; 2000: 4–5.
10. Örtengren U, Andreasson H, Karlsson S, Meding B, Barregard L. Self-reported skin symptoms and association to dental materials among Swedish dentists. J Dent Res 77SI; 1998: 823 (abstract 1533).
11. Rechmann P. LAMMS and ICP-MS detection of dental metallic compounds in not-discolored human gingiva. J Dent Res 71SI; 1992: 599 (abstract 672).
12. Setz J, Diehl J. Gingival reaction on crowns with cast and sintered metal margins: a progressive report. J Prosthet Dent 71; 1994: 442–6.
13. Schmalz G. Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. Clin Oral Investig 1; 1997: 154–62.
14. Vermilyea SG, Cai Z, Brantley WA, Mitchell JC. Metallurgical structure and microhardness of four new palladiumbased alloys. J Prosthodont 5; 1996: 288–94.
15. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. Precision of and new methods for testing in vitro alloy toxicity. Dent Mater 8; 1992: 65–70.
16. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. J Dent Res 70; 1991: 1014–8.
17. Wataha JC, Lockwood PE, Nelson SK, Bouillaguet S. Long-term cytotoxicity of dental casting alloys. Int J Prosthodont 12; 1999: 242–8.
18. Wataha JC, Malcolm CT, Hanks CT. Correlation between cytotoxicity and the elements released by dental casting alloys. Int J Prosthodont 8; 1995: 9–14.
19. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent 83; 2000: 223–34.
20. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. J Oral Rehabil 23; 1996: 79–90.
21. Wataha JC. Alloys for Prosthodontic restoration. J Prosthet Dent 87; 2002: 351–63.