stoma+pzl_5.07 19.10.2007 11:30 Str. 87
proLékaře.cz | 19.11.2026

Koroze dentálních slitin

Vavřičková L.[1], Dostálová T.[2], Vahalová D.[1], Šrámková J.[3]

[1]Stomatologická klinika LF UK a FN, Hradec Králové
[2]Dětská stomatologická klinika 2. LF UK a FN Motol, Praha
[3]Univerzita Pardubice, Fakulta chemicko-technologická, Pardubice

Souhrn

Klinická studie ukazuje korozní chování 4 typů běžně používaných chróm – niklových dentálních slitin. Cílem této práce bylo ověřit, zda dochází k vylučování iontů niklu a chrómu do slin po vložení stomatologického výrobku do úst a stanovit jejich přesné koncentrace metodou ET-AAS. Projekt se dále zabýval změnami koncentrací výše zmíněných iontů během určité doby.

Metodika výzkumu byla kombinací klinické studie a laboratorních testů. 15 dobrovolníků odevzdávalo v přesně stanoveném čase vzorky slin z ústní dutiny do sterilních zkumavek. Slina byla odebírána v čase 0, po 30 minutách a za 3 hodiny po vložení simulovaného protetického výrobku do úst. Na jeho výrobu byly použity 4 dentální slitiny běžně se vyskytující na našem dentálním trhu. Poslední vzorek byl odebrán za 7 dní, přičemž podmínkou bylo každodenní vložení náhrady do ústní dutiny alespoň na 3 hodiny. Jednotlivé vzorky byly analyzovány metodou ET-AAS.

Celkem jsme shromáždili okolo 240 vzorků. Naše studie prokázala, že vylučování chrómu je ovlivněno složením dentální slitiny a dobou od odevzdání výrobku do úst. Vylučování niklu závisí pouze na době od odevzdání náhrady, nikoli na složení materiálu, z něhož je vyrobena. Nejvyšší koncentrace chrómu a niklu byla po 30 minutách, po 7 dnech byla hladina přibližně stejná jako u vzorků odebraných po 3 hodinách.

Naše práce ukázala, že všechny námi analyzované dentální slitiny – Remanium G soft, Wiron 99, Wirolloy a Heraenium NA mohou být použity pro výrobu stomatologických protéz. Dále při porovnání hladin niklu a chrómu laboratorní testy prokázaly, že by bylo lepší nepoužívat Heraenium NA u pacientů se sklonem k alergii vzhledem k nejvyšším naměřeným koncentracím (v porovnání s nízkými koncentracemi získanými u Remania G soft, které tak může být považováno za nejbezpečnější).

Klíčová slova: stomatologie - dentální slitina - koroze - uvolňování iontů Ni a Cr

Vavřičková K., Dostálová T., Vahalová D., Šrámková J.: Corrosion of Dental Alloys

Summary: This clinical study assessed the corrosion behaviour of 4 types of nickel- chromium casting alloys commonly used in prosthodontic practice.

Aim: The aim of study was to verify deposition of nickel and chromium into saliva after the dental product insertion into the mouth, to determine their exact concentrations by ET – AAS method. Further on, the project observed dynamics of metals changing release during certain time period and passive layer formation time.

Methods: The research methodology was based on combining clinical study with laboratory testing. Fifteen volunteers delivered saliva samples to sterile tube at designated time. The saliva was handed over at 0 hours, 0.5 hours, 3 hours after delivering simulated denture made of 4 dental alloys widely available on our market. Last sample was taken after 7 days of everyday denture use for at least 3 hours. Individual samples were analyzed by ET - AAS.

Results: We collected about 240 saliva samples. Our study determined that chromium release depends on the dental alloy composition and the time after delivering simulated denture. The nickel release depends only on the delivering time, but not on the alloy composition. The highest nickel and chromium release was after 30 minutes, after 7 days the release was approximately the same as in the 3-hour saliva sample.

Conclusions: Our project demonstrated that all analysed dental alloys – Remanium G soft, Wiron 99, Wirolloy and Heraenium NA could be used for dental dentures producing. Laboratory testing showed, comparing both nickel and chromium releases, Heraenium should be afraid of in the group of patients with the allergy inclination, compared to Remaium G soft and its lowest nickel and chromium concentrations can be considered as secure as possible.

Key words: dentistry - dental alloy - corrosion - release of Ni and Cr elements

Prakt. zub. Lék., roč. 55, 2007, č. 5, s. 87–93.

stoma+pzl_5.07 19.10.2007 11:30 Str. 88
proLékaře.cz | 19.11.2026

ÚVOD

I přes mnoho názorů, které považují dentální slitiny kovů za téměř historický materiál, zůstávají tyto slitiny nadále důležitou součástí nejen protetické, ale i ortodontické terapie pacienta. Jednou z jejich nejvíce kritizovanou a zároveň zkoumanou vlastností je jejich koroze.

Koroze v prostředí ústní dutiny je z chemického hlediska definována jako uvolňování iontů nebo jejich komplexů z dentálních slitin do organismu. Koroze a uvolňování iontů jsou složité elektrochemické děje, jež jsou ovlivňovány mnoha faktory, v důsledku pak mohou hrát podstatnou roli v etiologii orálních a systémových patologických stavů. V ústní dutině jsou podmínky takové, že žádná ze známých dentálních slitin si nemůže zachovat absolutní rezistenci proti všem formám koroze.

V současné odborné literatuře můžeme nalézt mnoho studií, jež se zabývají problematikou koroze dentálních slitin. Koroze v ústní dutině ale nezávisí jen na složení slitiny samotné, ale důležitou roli hraje i složení biologických tekutin.Velké množství fluoridových iontů korozi jednoznačně zvýší, přidání albuminu, resp. proteinů, ji naopak může potlačit [17, 26]. Přítomnost Actinomyces viscosus může korozi slitiny též významně ovlivnit [30]. Změna pH jednoznačně ovlivní korozi u slitin neušlechtilých kovů, slitiny ušlechtilých kovů už tak ovlivněny nejsou [19, 22]. Kovové ionty mohou být ukládány jak do měkkých, tak do tvrdých tkání ústní dutiny [11]. Výzkumy ukázaly, že míra nežádoucích reakcí organismu závisí na typu kovu a jeho koncentraci ve slitině [3, 4]. Ionty uvolněné korozí mohou nejen penetrovat tvrdé zubní tkáně [5, 6, 7] či způsobovat esteticky nepřijatelné metalické skvrny na gingivě, které do jisté míry znehodnocují jinak přesně provedenou protetickou práci, v ústech mohou ale též způsobit i různé druhy zánětu, např. gingivitis či periodontitis [1, 2].

Dalším důležitým faktorem je, zda slitina patří do skupiny jednofázových nebo do skupiny s více fázemi v tuhém roztoku. To znamená, že mikrostruktura je významnou veličinou korozity slitiny. Jednotlivé fáze u vícefázové slitiny mohou v korozním prostředí tvořit mezi sebou galvanické mikročlánky, a tím se snadněji uvolňují ionty do korozního média [21].

Snaha obohatit slitiny neušlechtilých kovů o drahé kovy (Au, Pt, In) v zájmu snížení koroze nebyla in vitro příliš úspěšná [31].

Studovány však nejsou jen slitiny mnoha kovů, ale i čistě binární sloučeniny, např. systém Pd – Ag. Korozní chování této sloučeniny je velmi ovlivněno přidáním chloridových a rhodanidových iontů, které se běžně nacházejí v prostředí ústní dutiny. Elektrochemické chování této sloučeniny je totiž ovlivněno tvorbou špatně rozpustné solné vrstvy [25].

Větší korozi lze také pozorovat u slitin určených pro napalování keramiky. Pálení a leštění slitiny zvýší korozi, ale pouze u slitin obsahujících Cr 14 - 22% a Mo 9 - 17%. Slitiny obsahující menší procentuální zastoupení obou prvků už tak ovlivněny nejsou [28].

Metoda měření koroze je též předmětem mnoha studií. Při porovnání dvou technik – MCS (voltampérmetrie s transportním mini buněčným systémem) a ViMP (voltampérmetrie nepohyblivých mikročástic) se ukazuje, že ViMP dává lepší představu o složení slitiny, ale, bohužel, jen kvalitativní. Může být užitečná u vzorku odebraných přímo od pacienta. MCS na rozdíl podává lepší představu o skutečných elektrochemických jevech na povrchu slitiny [27].

Pasivní vrstva na povrchu slitiny obsahující větší procento Cr a Mo vede k větší odolnosti vůči korozi, přidání Be naopak [29].

Ionty uvolněné korozí mohou mít i cytotoxické účinky. Ionty těžkých kovů jako je Ni^{2+} a Co^{2+} často pronikají do oběhového systému a jsou distribuovány proteiny jako je albumin [8]. Tyto ionty pak indukují aktivaci genů v endotelu, jejichž produkty jsou podobné prozánětovým mediátorům IL-6 a IL-8 [9]. Bylo zjištěno, že Ni a Zn jsou schopny aktivovat T- a B-lymfocyty, zatímco Cd a Cu působí jako jejich inhibitory [10]. Ionty kovů mohou tímto mechanismem vyvolat zánětlivou reakci a upravit imunitní odpověď aktivací či inhibicí T- a B-lymfocytů.

Reálné podmínky koroze v prostředí ústní dutiny se významně liší od podmínek při studiích „in vitro“. Navíc je značná individuální odlišnost mezi pacienty, což způsobují látky ve slině jako enzymy, proteiny, bakterie a plak. Vzhledem k tomu je nutné vzít výsledky laboratorních zkoušek s určitou rezervou. K uvolňování kovových iontů nemusí docházet jen na podkladě elektrochemických reakcí, ale též mechanicky, např. abrazí [23, 24].

Naším cílem bylo ověřit, zda dochází k uvolňování iontů z dentálních slitin a stanovit přesnou hladinu iontů niklu, chrómu a molybdenu metodou ET –AAS ve slinách po vložení a ponechání simulované protetické náhrady v určitých časových intervalech. Dále jsme chtěli mezi sebou porovnat jednotlivé běžně používané chrómniklové slitiny.

MATERIÁL A METODIKA

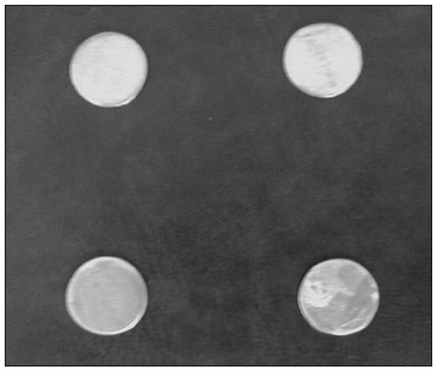
Vybraly jsme čtyři nejvíce používané chrómniklové slitiny – Remanium G soft (dále jen zkratka Re), Wiron 99 (Wn), Wirolloy (Wi) a Heraenium NA (H), jejichž složení udává tabulka 1. Z každé

proLékaře.cz | 19.11.2026

Tab 1. Zastoupení jednotlivých prvků v dentálních slinách

Prvek [%]	Remanium	Wiron	Wirolloy	Heraenium
Ni	66,0	65,0	63,2	59,3
Cr	26,5	22,5	23,0	24,0
Mo	5,0	9,5	3,0	10,0
Si	1,5	1,0	1,8	—-
Mn, B, Fe	**MAX. 1,0**	—-	—-	—-
Fe	—-	0,5	9,0	—-
Ce	—-	0,5	—-	—-
C	—-	Max. 0,02	—-	—

z nich jsme vyrobily simulované protetické náhrady – ploché kulové terčíky o průměru 20 mm. Jejich síla byla 1 mm a vážily 3,27 g (obr. 1). Všechny terčíky byly odlity a opracovány podle všeobecných zásad pro výrobu protetických prací ve stomatologické laboratoři.



Obr. 1. Simulovaná protetická náhrada. Materiál: Remanium Wirolloy Wiron Heraenium.

Pro tuto práci jsme použily vzorky slin studentů Lékařské fakulty v Hradci Králové. Všichni studenti byli ve věku 20 – 22 let, 8 žen a 7 mužů. Měli za úkol mít v ústech po určitou dobu minci dané slitiny a za přesně definovanou dobu odebrat vzorek slin. Pro analýzu byly použity vzorky slin od 15 respondentů, každý odevzdal vzorky po aplikaci čtyř různých slitin (každý týden jedna slitina) a ve čtyřech různých časových intervalech. Celkem jsme tak analyzovaly 240 vzorků slin. Vzorky byly uchovávány v předem vysterilizovaných zkumavkách (obr. 2).



Obr. 2. Sterilní zkumavka.

Pravidla pro odběr vzorků byla stanovena takto:

- Vzorek č. 0: před vložením mince do úst.
- Vzorek č. 1: za 30 minut po vložení mince do úst.
- Vzorek č. 2: za 3 hodiny po vložení mince do úst. Během této doby bylo možné pít pouze čistou pramenitou vodu (ne minerální vodu s vyšším obsahem měřených iontů, aby nedošlo ke zkreslení výsledku), konzumace jídla byla zakázána. Bylo nutné odebrat vždy alespoň 2 ml sliny.
- Vzorek č. 3: za 7 dnů, denně uchovat co nejdelší dobu v ústech (minimálně 5 hodin denně).

Po odběru byly vzorky zmrazeny, čímž došlo k precipitaci proteinů, tím došlo ke změně struktury vzorků. Zjistily jsme, že v odstředěném podílu byly koncentrace zkoumaných kovů minimální, zatímco většina kovů byla vázána v husté konzistenci slin. Před analýzou jsme vzorky rozmrazily a řádně promíchaly. Ke stanovení chrómu i niklu byly vzorky naředěny 1:1 pomocí 4% HNO_3, pouze vzorky odebrané před aplikací simulovaných náhrad byly z důvodu nízkých koncentrací analyzovány neředěné.

Následně byly stanoveny koncentrace sledovaných iontů metodou kalibrace pomocí specializovaných přístrojů. Kalibrační roztoky ve vodném prostředí byly připraveny automaticky, ředěním roztoku o koncentraci 20 μg^{-1} ve 4% HNO_3, v režimu automix. Do kyvety bylo dávkováno 20 µl takto připraveného roztoku. Ke stanovení koncentrací iontů ve slině byl použit atomový

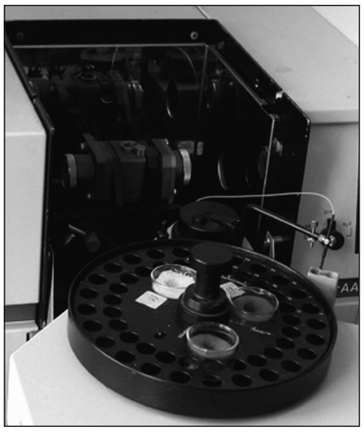


Obr. 3. Atomový absorpční spektrometr SpectrAA-20.

stoma+pzl_5.07 19.10.2007 11:30 Str. 90
proLékaře.cz | 19.11.2026

absorpční spektrometr SpectrAA-20 (Varian, Austrálie), což je počítačem řízený přístroj (obr. 3), který umožňuje absorpční i emisní atomovou analýzu s plamenovou nebo elektrotermickou atomizací. Přístroj má manuální nastavení vlnové délky, stejně tak i šířky štěrbiny. Korekce pozadí je zajišťována deuteriovou lampou. Přístroj je vybaven otočným čtyřpozicovým karuselem a automatickým dávkovačem vzorků.

Pro stanovení chrómu a niklu byly použity výbojky s dutou katodou PHOTRON (Austrálie). Dále jsme použily elektrotermický atomizátor GTA - 96 (obr. 4), který se používá pro atomizaci vzorku v grafitové kyvetě. Skládá se z vodou chlazeného nástavce pro grafitovou kyvetu a ovládací jednotky, která slouží k regulaci průtoku inertního plynu (nejčastěji argon). Teplotní program, který ovládá atomizátor GTA-96, se vytváří na počítači v příslušném softwaru a skládá se ze zvoleného počtu kroků. Každý krok je charakterizován rychlostí ohřevu, konečnou teplotou kroku, dobou držení teploty, průtokem argonu, časem pro zahájení integrace a zaznamenávání signálu.



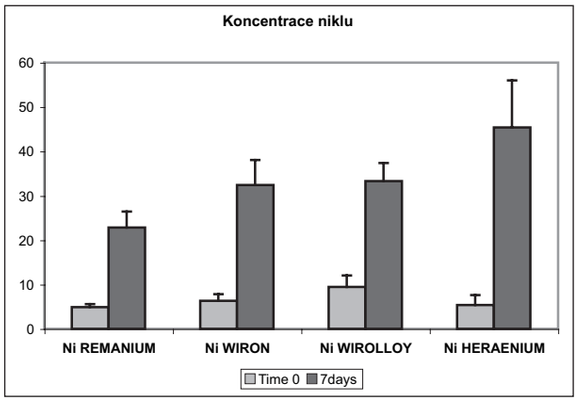
Obr. 4. Atomizační hlavice a autosampler.

VÝSLEDKY

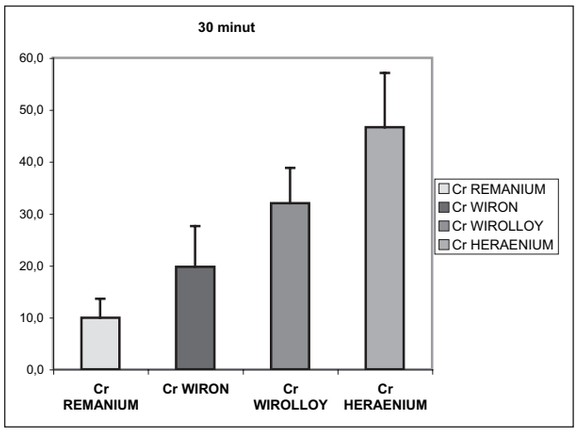
Odebraly jsme celkem 240 vzorků. Méně než 0,05 % nebylo analyzováno v důsledku malého množství odebrané sliny. Naším cílem bylo získat i hladinu iontů molybdenu, ale jeho množství bylo pod možnou hladinou detekce. Všechny koncentrace jsou uváděny v $\mu g.l^{-1}$.

Grafy 1 - 4 ukazují průběh uvolňování chrómu v čase u jednotlivých slitin. Grafy 5 - 8 ukazují totéž, ale sledovaným iontem je nikl.

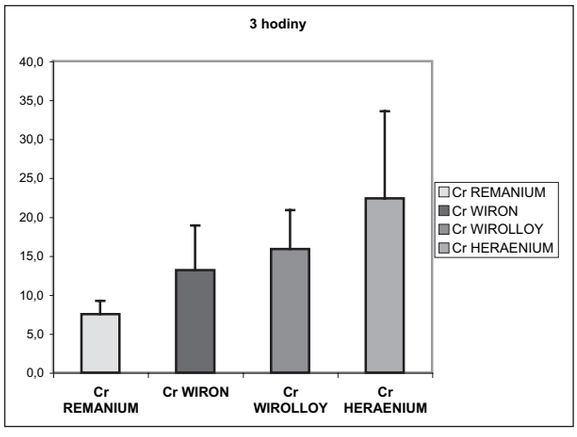
Graf 9 ukazuje množství vyloučeného chrómu ve slitinách v průběhu experimentu. Jako první faktor grafu byl zvolen druh slitiny, který měl 4 úrovně (označení v grafu 13: 1 – Remanium G soft, 2 – Heraenium NA, 3 – Wiron 99, 4 – Wirolloy). Tento faktor byl na hladině $\alpha = 0,05$ shledán jako významný, vypočítaná hladina významnosti byla $\alpha = 0,0011$. Jako druhý faktor byl zvolen čas, po který byla slitina v ústní dutině ponechána, tento faktor měl také 4 úrovně (označení v grafu 13: 1 - 0 h., 2 – 0,5 h., 3 – 3 h., 4 – 7 dní). Tento faktor byl shledán jako významný, vypočtená hladina významnosti $\alpha = 0,0000$. Interakce mezi oběma faktory byla shledána jako nevýznamná, $\alpha = 0,2085$.



Graf 1. Koncentrace Cr v čase 0.

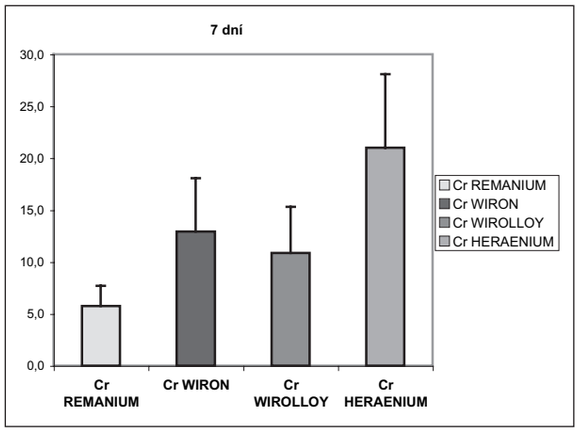


Graf 2. Koncentrace Cr po 30 minutách.

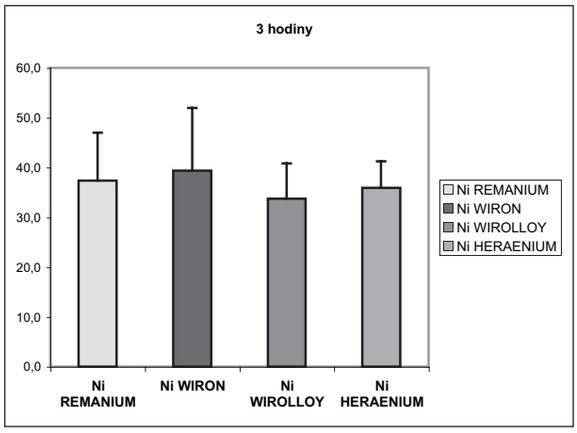


Graf 3. Koncentrace Cr po 3 hodinách.

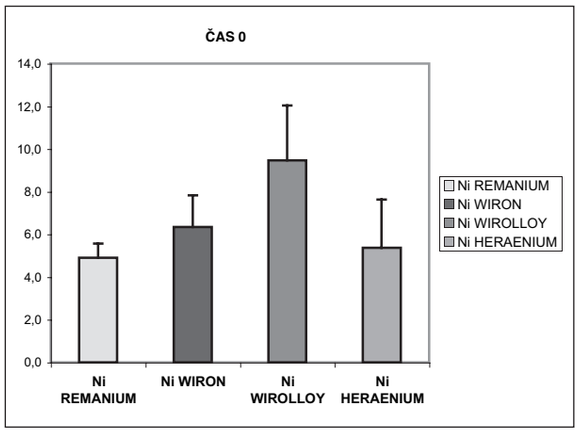
proLékaře.cz | 19.11.2026



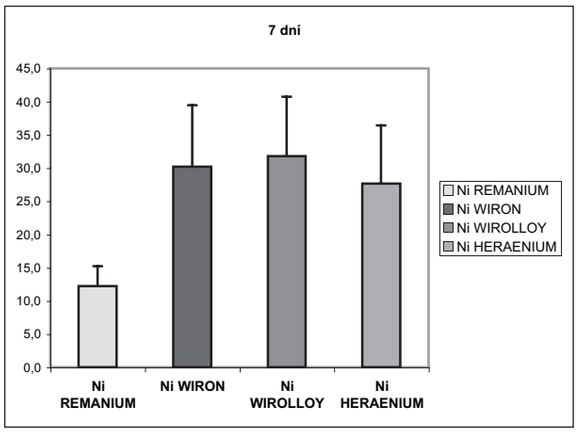
Graf 4. Koncentrace Cr za 7 dní.



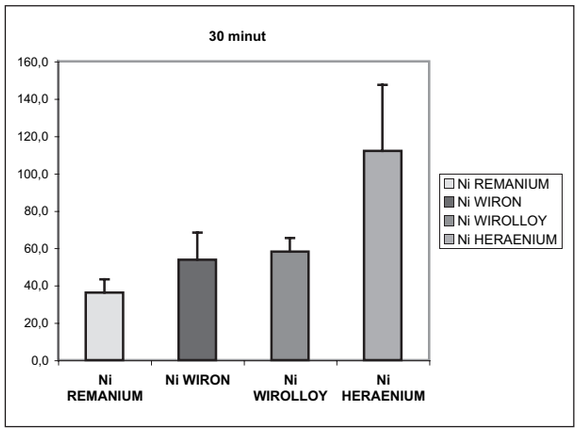
Graf 7. Koncentrace Ni po 3 hodinách.



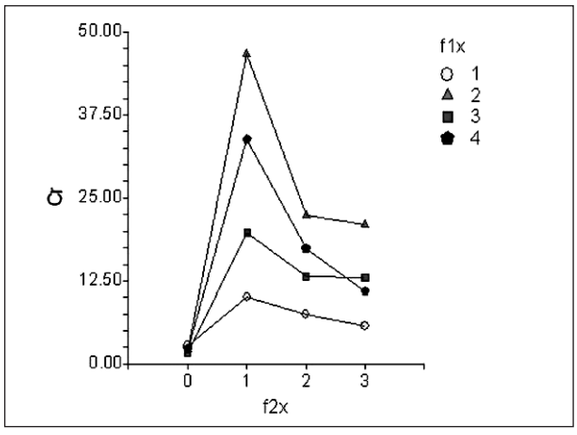
Graf 5. Koncentrace Ni v čase 0.



Graf 8. Koncentrace Ni za 7 dní.



Graf 6. Koncentrace Ni po 30 minutách.

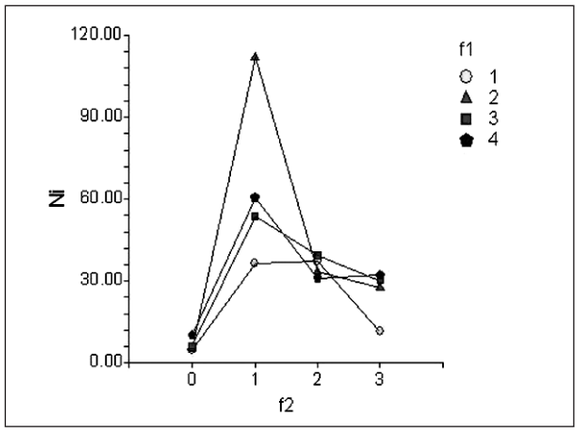


Graf 9. Porovnání koncentrací chrómu v jednotlivých slitinách.

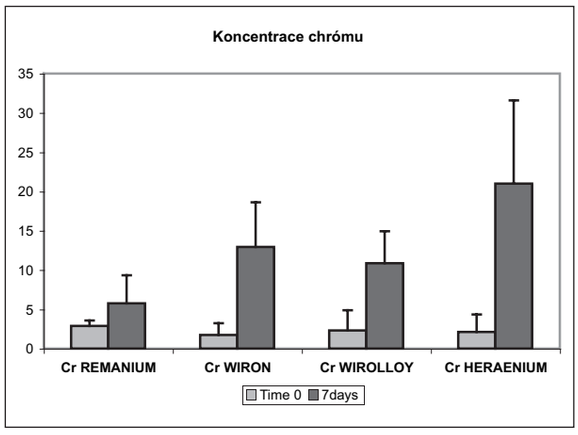
Z těchto hodnot je evidentní, že na hladinu chrómu má vliv jak typ slitiny, tak čas, po který byla tato slitina v ústech uchována. Uvedené hodnoty jsou po odstranění odlehlých bodů, v některých případech byla použita mocninná transformace.

Graf 10 ukazuje totéž pro nikl. Pro získání dat byla použita dvoufaktorová analýza rozptylu (ANOVA) ke zjištění vlivu hladiny niklu ve slinách na druhu použité slitiny a čase ponechání slitiny v ústní dutině. Zvolena byla hladina významnosti α) rovna 0,05. Jako první faktor byl zvolen druh použité slitiny, který měl 4 úrovně označení: 1 – Remanium G soft, 2 – Heraenium

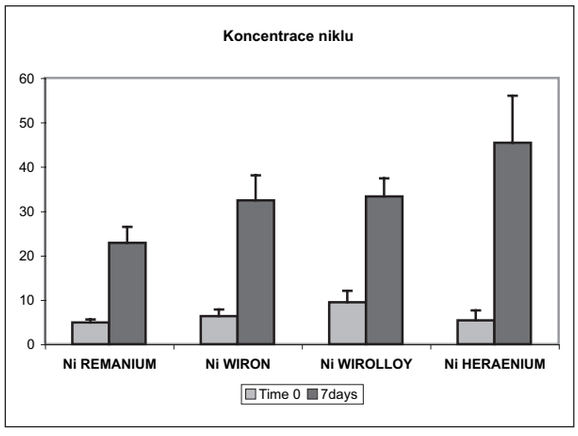
proLékaře.cz | 19.11.2026



Graf 10. Porovnání koncentrací niklu v jednotlivých slitinách.



Graf 11. Porovnání koncentrace chrómu.



Graf 12. Porovnání koncentrace niklu.

NA, 3 – Wiron 99, 4 – Wirolloy. Tento faktor byl shledán jako nevýznamný, vypočítaná hladina významnosti $\alpha = 0{,}0856$. Druhým faktorem byl čas ponechání slitiny v dutině ústní. Tento faktor měl také 4 úrovně označení: 1 - 0 h., 2 – 0,5 h., 3 – 3 h., 4 – 7 dní. Faktor byl shledán jako významný, vypočítaná hladina významnosti $\alpha = 0{,}0000$. Interakce mezi oběma faktory byla shledána jako nevýznamná, $\alpha = 0{,}0526$.

Grafy 11 a 12 ukazují koncentrace obou iontů před vložením do úst a po 7 dnech, kdy byla protetická náhrada v ústech.

DISKUSE

Z výše uvedených hodnot vyplývá, že druh slitiny byl shledán jako nevýznamný, zatímco čas, po který byla slitina v ústní dutině uchovávána, byl shledán statisticky významný. Stejně jako pro chróm i pro nikl byla nalezena nejvyšší koncentrace ve slině při použití slitiny H a v čase 0,5 hodiny. Z výsledků dvoufaktorové analýzy rozptylu (ANOVA) bylo zjištěno, že koncentrace chrómu ve vzorcích byla závislá jak na složení jednotlivých slitin, tak i na době, po kterou byla slitina v dutině ústní ponechána. Na druhé straně koncentrace niklu byla závislá jen na časovém období ponechání slitiny v ústech a nebyla závislá na typu slitiny. Ke zjištění rozdílů koncentrací obou elementů na jednotlivých úrovních bylo použito statistické testování pomocí robustního Studentova t – testu pro normální rozdělení. U obou sledovaných elementů bylo pozorováno, že nejvyšší koncentrace kovů byla naměřena po 0,5 hodině od vložení testované slitiny do úst.

Statistické testování pomocí Studentova t – testu ukázalo (tab. 2, tab. 3)), že pouze u slitiny Heraenium došlo k tomu, že byla koncentrace chrómu i niklu v bodě 3 byla vyšší než v bodě 0 - chróm ($\alpha = 0{,}046$), nikl ($\alpha = 0{,}035$). Ve všech ostatních případech při stanovení koncentrace chrómu nebyl mezi sledovanými hladinami statistický rozdíl. U koncentrace niklu byl pro slitinu Remanium G soft nalezen rozdíl mezi hladinami odběrů 2 a 3.

Tab. 2. Hladiny významnosti α pro jednotlivé slitiny a jednotlivá časová období odběru vzorku při stanovení chrómu

Slitina/ Doba mezi odběry vzorku	0 - 1	2 - 3	0 - 3
Remanium	0,015	0,233	0,086
Haeranium	0,001	0,732	0,046
Wirolloy	0,001	0,247	0,087
Wiron	0,033	0,831	0,100

Tab. 3. Hladiny významnosti α pro jednotlivé slitiny a jednotlivá časová období odběru vzorku při analýze niklu

Slitina/ Doba mezi odběry vzorku	0 - 1	2 - 3	0 - 3
Remanium	0,000	0,008	0,065
Haeranium	0,001	0,315	0,035
Wirolloy	0,000	0,51	0,085
Wiron	0,008	0,594	0,011

stoma+pzl_5.07 19.10.2007 11:30 Str. 93
proLékaře.cz | 19.11.2026

ZÁVĚR

Naše práce ukázala, že všechny námi analyzované dentální slitiny – Remanium G soft, Wiron 99, Wirolloy a Heraenium NA mohou být použity pro výrobu stomatologických protéz. Dále při porovnání hladin niklu a chrómu laboratorní testy prokázaly, že je vhodnější nepoužívat Heraenium NA u pacientů se sklonem k alergii vzhledem k nejvyšším naměřeným koncentracím.

V porovnání s nízkými koncentracemi získanými u Remania G soft, které tak může být považováno z tohoto úhlu pohledu za nejbezpečnější.

LITERATURA

1. **Wirz , J.:** Schädigung des Parodontes durch zahnärztliche Werkstoffe. Zahnärztl. Welt., 102, 1993, s. 146–162.
2. **Schmalz, G.:** Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. Trans. Acad. Dent. Mater., 13, 1999, s. 97–114.
3. **Schmalz, G., Arenholt-Bindslev, D., Hiller, K. A., Schweikl, H.:** Epithelium - fibroblast co-culture for assessing mucosal irritancy of metals used in dentistry. Eur. J. Oral. Sci., 105, 1997, s. 86–91.
4. **Yamamoto, A., Honma, R., Sumita, M.:** Cytotoxicity evaluation of 43 metal salts using murine fibroblasts and osteoblastic cells. J. Biomed. Mater. Res., 39, 1998, s. 331–340.
5. **Söremark, R., Wing, K., Olsson, K., Goldin, J.:** Penetration of metallic ions from restorations into teeth. J. Prosthet. Dent., 20, 1968, s. 531–540.
6. **Kratzenstein, B., Bauer, K. H., Weber, H.:** In vivo corrosion studies of gold- containing alloys. Dtsch. Zahnärztl. Z., 41, 1988, s. 1272–1276.
7. **Kratzenstein, B., Bauer, K. H., Weber, H.:** In - vivo corrosion phenomena of cast restorations and their interactions with the oral cavity. Dtsch. Zahnärztl. Z., 43, 1988, s. 343–348.
8. **Traisnel, M., Le Maguer, D., Hildebrand, H. F., Iost, A.:** Corrosion of surgical implants. Clin. Mater., 5, 1990, s. 309–318.
9. **Wagner, M., Klein, C. L. , Van Kooten, T. G. , Kirkpatrick, C. J.:** Mechanisms of cel activation by heavy metal ions. J. Biomed. Mater. Res., 42, 1998, s. 443–452.
10. **Smith, K. L., Lawrenc, D. A.:** Immunomodulation of in vitro antigen presentation by cations. Toxicol. Appl. Pharmacol., 96, 1988, s. 476–484.
11. **Joska, L., Venclíková, Z., Bystrianský, J., Novák, P.:** Corrosion processes leasing to the development of metallic pigmentation of the gingiva. Čs. Stomat., 102, 2002, s. 197-203.
12. **Pfeiffer, P., Schwickerath, H.:** Nickellöslichkeit von Dentallegierungen im Speichel. Dtsch. Zahnärztl. Z., 45, 1990, s. 492-494.
13. **Pfeiffer, P., Schwickerath, H.:** Nickellöslichkeit von Dentallegierungen im Immersionstest und im Mund. Dtsch. Stomatol., 41, 1991, s. 240-245
14. **Stenberg, S.:** Release of cobalt from cobalt chromium alloy construction in the oral cavity of man. J. Dent. Res., 90, 1982, s. 472-479.
15. **Oh, K., Kim, K.,:** Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. European Journal of Orthodontics., 27, 2005, s. 533-540.
16. **Wataha, J. C., Lockwood, P. E**.: Release of elements from dental casting alloys into cell – culture Medium over 10 Months. Dent.Mater., 14, 1998, s. 158–163.
17. **Wataha, J. C., Nelson, S. K., Lockwood, P. E**.: Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. Dent. Mater., 17, 2001, s. 409-414.
18. **Wataha, J. C., Malcolm, C. T**.: Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys. J. Oral. Rehabil., 23, 1996, s. 583–589.
19. **Wataha, J. C., Lockwood, P. E., Khajotia, S. S.:** Effect of pH on element release from dental casting alloys. J. Prosthet .Dent., 80, 1998, s. 691–698.
20. **Wataha, J. C., Craig, R. C., Hanks, C. T**.: The release of elements of dental casting alloys into cell – culture medium. J .Dent. Res., 70, 1991, s. 1014-1018.
21. **Wataha, J. C.**: Biocompatibility of dental casting alloys. J. Prosthet. Dent., 83, 2000, s. 223-234.
22. **Barbosdea, M. R**.: Electrochemical behaviour of Ni-Co amorphous alloys in alkaline solutions., J. Solid State Electrochem, 6, 2001, s. 1-7.
23. **Kučerová, H., Dostálová, T., Procházková, J.:** Kovové elementy v dutině ústní. Progresdent, 5, 2001, s. 36-38.
24. **Kučerová, H., Procházková, J**.: Elektrochemické jevy v dutině ústní. Zdravotnické noviny, 51, 2002, s. 31-32.
25. **Joska, J., Marek, M., Leitner, J.:** The mechanism of corrosion of palladium-silver binary alloys in artificial saliva. Biomaterials, 26, 2005, s. 1605-1611.
26. **Takemoto, S., Hattori, M., Yoshinari, M**.: Corrosion behavior and surface charakterization of titanium in solution containing fluoride and albumin. Biomaterials, 26, 2005, s. 829-837.
27. **Müeller, W., Schoepf, C., Nascimento, M. L**.: Elektrochemical charakterisation of dental alloys, its possibilities and limitations., Anal Bioanal Chem, 381, 2005, s. 1520-1525.
28. **Roach, M. D., Wolan, J. T**.: Use of X- ray photoelectron spctroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behaviour., J. Prosthet. Dent., 84, 2000, s. 623-634.
29. **Huang, H. H.:** Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys., Biomaterials, 24, 2003, s. 1575-1582.
30. **Laurent, F., Grosgogea, T. B.:** Comparison of corrosion behaviour in presence of oral bakteria. Biomaterials, 22, 2001, s. 2273-2282.
31. **Reclaru, L., Eichler, P., Blatter, A**.: Corrosion behaviour of cobalt-chromium dental alloys doped with precious metals. Biomaterials, 26, 2005, s. 4358-4365.

MUDr. Lenka Vavřičková
Stomatologická klinika LF UK a FN
Sokolská 581
500 05 Hradec Králové