

Recenzované výzkumné články

Hodnocení korozních vlastností vybraných typů kovových biomateriálů

Evaluation of Corrosion Properties of Selected Metallic Biomaterials

Ing. Josef Hlinka¹, doc. Ing. Stanislav Lasek, Ph.D.¹, prof. Ing. Jaromír Drápala, CSc.²

¹VŠB-Technická univerzita Ostrava, Fakulta metalurgie a materiálového inženýrství, Katedra materiálového inženýrství, 17. listopadu 15/2172, 708 33 Ostrava - Poruba, Česká republika

²VŠB-Technická univerzita Ostrava, Fakulta metalurgie a materiálového inženýrství, Katedra neželezných kovů, rafinace a recyklace, 17. listopadu 15/2172, 708 33 Ostrava - Poruba, Česká republika

Nejčastěji používanými biomateriály v oblasti implantátů jsou stále kovové materiály, a to pro jejich jedinečnou kombinaci mechanických, technologických a dalších vlastností. Jsou-li biomateriály v přímém kontaktu s organismem, je jejich biokompatibilita s prostředím stejně důležitá jako jejich mechanické vlastnosti. Právě biokompatibilita určuje způsob, jakým je biomateriál organismem snášen a jakého charakteru budou odezvy organismu. Pro zjištění, jakým způsobem budou biomateriály s organismem interagovat, je důležité znát jejich korozní vlastnosti za podmínek blízkých se podmínkám použití. K tomu účelu slouží např. zkoušky korozní odolnosti *in vitro*, které jsou typickým příkladem preklinických laboratorních zkoušek. Právě tento typ zkoušek byl použit pro hodnocení korozní odolnosti vybraných kovových biomateriálů. Testovány byly tři rozdílné korozivzdorné oceli (X2CrNiCuNb14-4-3, X2CrNiMo16-14-2 a X16CrNi17-7) a dvě titanové slitiny (TiAl6V4 a Ni-Ti). Pro porovnání byl do testování zařazen i vzorek korozivzdorné oceli, jejíž povrch byl upraven pasivováním. Korozní odolnost všech vybraných materiálů byla založena na pasivním stavu. Ke stanovení korozní odolnosti byla použita potencio-dynamická polarizační metoda a jako korozní prostředí byl použit izotonický roztok a umělý mozkomíšní mok při teplotě 37 °C. Cílem tohoto měření bylo zjištění charakteristických potenciálů, které odpovídají lokální (bodové) korozi materiálů ve zvolených prostředích. V těchto zkouškách nejlépe obstála titanová slitina Ti6Al4V, která v rozsahu měřených potenciálů nevykazovala žádné korozní napadení. Zároveň byl sledován vliv pasivace povrchu oceli, která výrazně zvyšovala jejich korozní odolnost.

Klíčová slova: kovový biomateriál; biokompatibilita; korozní poškození; polarizační měření

Metallic biomaterials are still the most commonly used materials in surgical implantology. It is because of combination of their unique properties. Their biocompatibility is as important as their mechanical properties. If contact occurs between biomaterial and live organism, the biocompatibility of the material determines reaction of the organism. If there is no reaction or just insignificant reaction of the organism to the contact, the material is marked as bio-inert, but if a significant interaction of the organism to the contact takes place, the material is considered bio-active. Only surface of the implant made from such a material is in contact with the organism, so the characteristic of the surface predetermines the organism reaction. These characteristics are in close relation to corrosion properties of biomaterials and they can be changed or even modified. So the surface can be treated for better corrosion resistance or it is possible to apply any kind of surface layer for better bio-integration or any kind of preferred organism reaction. Many tests exist that are used for better prediction of biomaterials behaviour, such as corrosion tests. One of these tests is potentiodynamic (linear) polarization method used for measuring of pitting and/or crevice corrosion parameters. In this paper three different stainless steels (X2CrNiCuNb14-4-3, X2CrNiMo16-14-2, X16CrNi17-7) and two alloys (TiAl6V4 a NiTi32) were tested for pitting corrosion in isotonic solution and artificial cerebrospinal fluid at 37°C. The alloy Ti6Al4V achieved the best results in this test - there was no corrosion damage. During this test the influence of surface passivation on material corrosion behaviour was studied, too. Surfaces of the tested samples were studied for corrosion pits after corrosion tests by scanning electron microscopy and microanalysis.

Key words: metallic biomaterial; biocompatibility; corrosion damage; polarization test

Podobně, jako medicínské obory prošly v posledních desetiletích významným technickým pokrokem, bylo nutné vyvíjet neustále nové, progresivní materiály tak, aby vyhovovaly stále se zvyšujícím požadavkům na jejich použití. Nové technologie nám umožňují vyrábět materiály prosté nežádoucích prvků a látek, které by mohly negativně ovlivnit fungování organismu, potažmo jeho částí. Pokud je však přítomnost daného prvku v materiálu žádoucí, například v důsledku modifikace jeho mechanických, resp. jiných užitných vlastností, musí být zabráněno jeho uvolňování a přímému kontaktu s organismem. Když tento materiál po styku s organismem nevyvolá žádnou metabolickou odezvu, nazýváme jej inertním. Pokud však samotný materiál způsobí svým kontaktem s organismem jakoukoliv odezvu na svou přítomnost, nazýváme takový materiál bioaktivním. Ne každá odezva organismu na přítomnost biomateriálu je však žádoucí. Materiál svým působením může totiž také vyvolávat různé patologické změny ve svém okolí, např. mění iontovou rovnováhu prostředí, podporuje vznik infekcí a zánětů nebo v důsledku jeho rozkladu mohou vznikat v organismu sekundární látky, které jsou schopny narušovat jednotlivé biologické pochody [1].

Jelikož problematika biomateriálů zasahuje do mnoha medicínských oborů, je také jejich členění poněkud složitější. Setkáváme se tak s členěním biomateriálů na tvrdé a měkké, bioaktivní a bioinertní, či podle jejich doby použití na permanentní a dočasné, krátkodobé nebo dlouhodobé. Z hlediska materiálového inženýrství se však nejčastěji používá rozdělení podle struktury a chemického složení materiálů. Z tohoto pohledu tedy materiály rozdělujeme na kovové, keramické, polymerní a kompozitní. Z historického hlediska jsou k medicínským účelům nejdéle používány kovové materiály, avšak díky úspěšnému výzkumu v této oblasti jsou stále častěji nahrazovány dalšími skupinami. U některých aplikací je ale využití kovů nevyhnutelné. Jsou to především 3 případy, ve kterých je kladen důraz na zvýšené pevnostní vlastnosti dané aplikace při zachování určitého stupně houževnatosti. Právě toto je případ kovových náhrad velkých kloubů, které jsou zatěžovány různými napětíovými stavy, resp. vyskytují se zde také rázová zatížení. Požadované mechanické vlastnosti jsou tedy nutné pro přenášení zatížení, pro správnou fixaci polohy prvků (kost-implantát) a zajištění potřebné funkce.

Základní požadavky na kovové biomateriály

Kovové biomateriály jsou využívány z důvodu již výše zmíněné kombinace jejich mechanických vlastností, které je předurčují pro konstrukci některých medicínských aplikací. Pro jejich využití v oblasti medicíny je však důležitá i jejich biokompatibilita vzhledem k živým organismům. Za biokompatibilní můžeme označit takový materiál, který svou přítomností negativně neovlivňuje metabolické funkce organismu a

nevyvolává patologické změny, které mohou vést ke vzniku alergických reakcí, resp. vážných onemocnění.

S pojmem biokompatibility úzce souvisí také korozní odolnost materiálu. Jelikož je prostředí uvnitř organismu poměrně agresivní, dochází ke vzniku určitých typů korozního napadení těchto materiálů. Vlivem tohoto degradačního procesu může docházet jak ke zhoršení mechanických vlastností, tak i k uvolnění materiálu v podobě iontů či dalších korozních zplodin do prostředí organismu. Je-li materiál vyroben výhradně z biogenních prvků a rozpad materiálu je natolik pomalý, aby organismus uvolněné ionty stačil metabolizovat, žádná negativní odezva organismu zpravidla nenastává [2]. Jinak je tomu u materiálů, které obsahují prvky a látky, jejichž ionty jsou pro organismus toxické. U takového materiálu je nutné zaručit dostatečnou korozní odolnost. Toho může být dosaženo buď optimalizací chemického složení a struktury materiálu, nebo sekundárně také vhodnou povrchovou úpravou, která může korozní odolnost výrazně zvyšovat. Stupeň korozní odolnosti materiálu je volen v závislosti na charakteru konkrétní aplikace, na jeho umístění v organismu apod. Důležitou roli hraje doba, po kterou je materiál ve styku s prostředím organismu, stejně jako charakter tohoto prostředí. V případě kombinace různých materiálů v rámci jedné aplikace je nutné zajistit, aby nedocházelo ke vzniku korozního článku v případě přímého styku těchto materiálů.

V praxi zpravidla dochází ke kombinaci korozního napadení a dalších degradačních procesů. Příkladem může být korozní únava nebo frikční opotřebení povrchové vrstvy materiálu, což ve svém důsledku vyvolává zvýšenou pravděpodobnost dalšího korozního napadení takového místa [3,4].

Základní způsoby testování vybraných vlastností biomateriálů

Každá medicínská aplikace vyrobená z biomateriálů musí být před svým použitím důsledně testována a ověřována. Při těchto testech jsou zpravidla simulovány stavy, které co nejlépe odpovídají podmínkám, při kterých budou tyto aplikace používány. Průběhy a parametry většiny testů jsou předepsány sérií norem ISO 10993 [9] a také řadou norem ASTM [6,7,10]. Mimo jiné jsou zde uvedeny standardy pro testování cytotoxicity, možnosti podráždění a vzniku alergických reakcí organismu, korozní odolnosti biomateriálů nebo jsou zde nastíněny některé možné způsoby, resp. podmínky testování materiálů *in vivo*. Právě poslední dva výše zmíněné způsoby byly využity pro testování vybraných biomateriálů, které byly vhodnými kandidáty na výrobu konkrétních aplikací. Při testování cytotoxicity *in vitro* je pozorováno působení biomateriálu na kolonie buněk, zpravidla uměle vypěstované. Hlavním sledovaným aspektem jsou zde možné patologické změny v chování buněk, jejich poškození a případné usmrcení. V tomto případě je

biomateriál označen jako nevhodný a jeho využití je vyloučeno. Pokud však materiál nezpůsobí žádné patologické změny buněk, či naopak, je-li charakter reakce buněk na jeho přítomnost žádoucí, je takový materiál pro výrobu konkrétní aplikace vhodný a posléze je přistoupeno k jeho testování *in vivo* [5].

Materiály a metodika zkoušení

Pro testování korozní odolnosti polarizační metodou (prováděno *in vitro*) a pro testování v živém organismu (*in vivo*) bylo vybráno 5 materiálů rozdílného typu. Jednalo se o 3 korozivzdorné oceli a 2 titanové slitiny. U těchto slitin se na základě předchozí rešerše předpokládala požadovaná korozní odolnost pro jejich použití v oblasti implantologie. Chemická složení jednotlivých materiálů jsou zaznamenána v tab. 1. Odolnost ocelí proti lokální korozi lze obecně a zjednodušeně porovnat pomocí ekvivalentu $PRE = Cr + 3,3 \cdot Mo + 30 \cdot N$. Značení jednotlivých vzorků i jejich

tvary a rozměry jsou znázorněny v tab. 2. Vzorky M1 – M5 byly upraveny na vhodné délky a zkoušené povrchy byly broušeny a leštěny. Vzorek M2P byl po leštění dodatečně pasivován podle normy [6] pro úpravu povrchů materiálů použitých v oblasti implantátů. Pasivace probíhala v 35% roztoku HNO_3 po dobu 25 minut při teplotě 22 °C. Tato operace byla provedena za účelem zlepšení korozních vlastností materiálu. Výsledky následujících měření umožňují také zhodnotit účinnost samotného procesu pasivace pro zvýšení korozní odolnosti. Mikrostruktury zkoušených slitin jsou dokumentovány na obr. 1. Precipitačně vytvrditelná martenzitická ocel X2CrNiCuNb14-4-3 (vzorek M1) vykazoval rozdílnou velikost strukturních součástí ve směru kolmém na osu tváření, tzn. blíže středu vzorku byla zrna značně větší než na jeho povrchu. Vzorek M2 představuje typickou austenitickou ocel pro implantáty. U vzorků M2 – M5 byla zjištěna stejnoměrná struktura na celé pozorované ploše průřezu, na vzorku M4 vznikla austeniticko-karbidická struktura.

Tab. 1 Chemické složení vybraných slitin (stanovené pomocí optické emisní spektroskopie)

Tab. 1 Chemical composition of alloys (optical emission spectroscopy)

Prvek	Vzorek (hm. %)				
	M1	M2	M3	M4	M5
C	0,020	0,016	0,031	0,156	0,053
Si	0,301	0,370	0,018	0,510	0,037
Mn	0,800	1,810	0,026	1,560	0,240
P	0,028	0,033	-	0,106	0,009
S	0,022	0,011	-	0,039	0,026
Cr	14,420	16,010	0,040	17,230	>1,44
Ni	4,400	13,850	0,056	7,070	<64,11
Mo	0,139	2,450	0,087	0,376	0,062
Al	0,005	0,021	5,390	0,006	0,052
Cu	2,880	0,080	0,012	0,790	0,303
Co	0,060	0,066	-	0,101	<0,006
Ti	0,010	0,012	89,700	0,020	32,010
Nb	0,178	0,014	0,092	<0,004	0,040
V	0,100	0,070	3,360	0,090	0,009
Fe	76,500	64,990	0,013	<71,60	3,430
PRE	14,9	24,1	n	18,5	n

Tab. 2 Značení a charakterizace vzorků

Tab. 2 Marking of specimens and their characteristic

Značení vzorku	Materiál	Tvar	Rozměr (mm)
M1	X2CrNiCuNb 14-4-3	tyč	∅ 12
M2	X2CrNiMo 16-14-2	tyč	∅ 13
M2P	Pasivovaný M2	tyč	∅ 13
M3	TiAl6V4	tyč	∅ 8
M4	X16CrNi 17-7	drát	∅ 0,5
M5	NiTi32	drát	∅ 1

Pro hodnocení korozní odolnosti materiálů vůči bodové korozi byla vybrána cyklická potenciodynamická

polarizační metoda. Měření bylo prováděno v souladu s normou [10] pomocí systému VoltaLabTM21 v korozních celách firmy Avesta (flushed port cell) a SVUOM Praha.

Ke sledování korozní odolnosti byly vybrány 2 roztoky, simulující dvě tělní prostředí. Prvním byl fyziologický izotonický roztok, druhým roztokem byl umělý mozkomíšní mok. Složení obou roztoků je uvedeno v tab. 3. Vzorky byly umístěny do korozních cel zvýšení korozní odolnosti. Mikrostruktury zkoušených slitin jsou dokumentovány na obr. 1. Precipitačně vytvrditelná martenzitická ocel X2CrNiCuNb14-4-3 (vzorek M1) vykazoval rozdílnou velikost strukturních součástí ve směru kolmém na osu tváření, tzn. blíže středu vzorku

byla zrna značně větší než na jeho povrchu. Vzorek M2 představuje typickou austenitickou ocel pro implantáty. U vzorků M2 – M5 byla zjištěna stejnoměrná struktura na celé pozorované ploše průřezu, na vzorku M4 vznikla austeniticko-karbidická struktura.

Pro hodnocení korozní odolnosti materiálů vůči bodové korozi byla vybrána cyklická potenciodynamická polarizační metoda. Měření bylo prováděno v souladu s normou [10] pomocí systému VoltaLabTM21 v korozních celách firmy Avesta (flushed port cell) a SVUOM Praha.

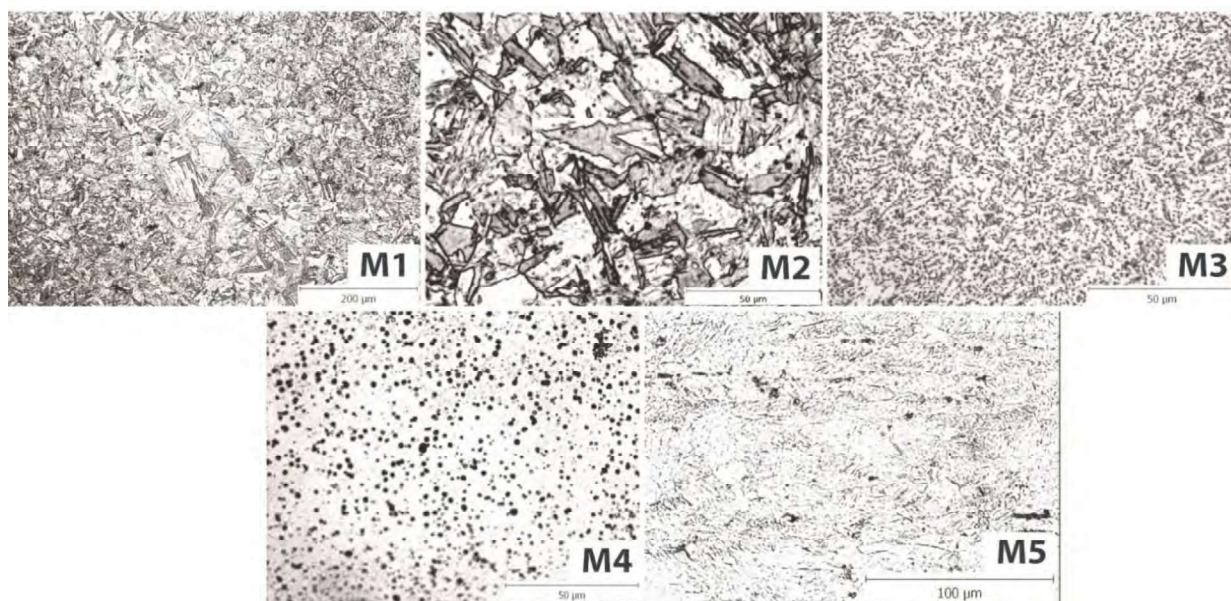
Ke sledování korozní odolnosti byly vybrány 2 roztoky, simulující dvě tělní prostředí. Prvním byl fyziologický izotonický roztok, druhým roztokem byl umělý mozkomíšní mok. Složení obou roztoků je uvedeno v tab. 3. Vzorky byly umístěny do korozních cel a roztoků temperovaných při teplotě 37 °C pomocí termostatu nebo topného hnízda s digitální regulací.

Tab. 3 Chemická složení roztoků pro zkoušení korozní odolnosti
Tab. 3 Chemical composition of solutions for corrosion testing

Složka	Koncentrace složky (g/litr destil H ₂ O)	
	Fyziologický roztok	Mozkomíšní mok
NaCl	9	8,66
KCl	-	0,224
CaCl ₂ · 2H ₂ O	-	0,206
MgCl ₂ · 6H ₂ O	-	0,163
Na ₂ HPO ₄ · 7H ₂ O	-	0,214
NaH ₂ PO ₄ · H ₂ O	-	0,027

Před zahájením polarizační zkoušky byly sledovány a měřeny hodnoty korozního potenciálu E_{cor} každého vzorku v daném prostředí. Následně probíhala vlastní potenciodynamická polarizační měření (od potenciálu

$E_{cor} = 50$ mV v kladném anodickém směru s rychlostí polarizace 20 – 60 mV·min⁻¹) závislostí mezi proudem a potenciálem, se záznamem polarizačních křivek $J = f(E)$, viz obr. 2 – 4. Anodická polarizace probíhala do vratného potenciálu E_v (při proudové hustotě $J_v = 1,0$ mA·cm⁻²) a zpět v záporném směru polarizace ke koroznímu potenciálu. V mnoha případech docházelo k přechodnému nárůstu proudové hustoty nad hodnotu J_v . Na základě polarizačních křivek byly pak stanoveny hodnoty potenciálu depasivace (průrazu) a repasivace dvěma způsoby. Při narušení pasivní vrstvy materiálu, který se začal intenzivně rozpouštět v aktivních korozních bodech, byly stanoveny hodnoty potenciálu depasivace E_{dep} pomocí zlomu na polarizační křivce, resp. při počátečním prudkém nárůstu proudu. Konvenčně je za potenciál průrazu zpravidla považována hodnota E_{dek} , při které hodnota proudové hustoty dosáhne 100 μ A·cm⁻² a dále neklesne pod tuto hodnotu (což je vhodné použít při výskytu proudových oscilací souvisejících s metastabilním mikroskopickým pittingem anebo v případech, kdy přechod do aktivního stavu je pozvolný, jako při šterbinové korozi). Při zpětné polarizaci se snižováním proudu a při obnově pasivního stavu byl stanoven potenciál repasivace. V praxi je spojen s přechodem kovu do pasivního stavu, resp. obnovení pasivní vrstvy na jeho povrchu. Konvenčně je tento potenciál E_{rek} určen jako hodnota, při které poklesne hodnota proudové hustoty na úroveň 10 μ A·cm⁻². Pomocí částí polarizačních křivek lze stanovit i další parametry koroze, např. polarizační odpor, množství rozpuštěného kovu, které je přímo úměrné prošlému náboji, resp. ploše pod odpovídající anodickou křivkou $J = f(t)$ [8]. Pro srovnávací účely byly také testovány vzorky vybraných ocelí (M1, M2) ve tvaru válečků s dodaným obrobeným povrchem při ponoru do roztoku.



Obr. 1 Mikrostruktury sledovaných vzorků
Fig. 1 Microstructures of tested specimens

Výsledky a diskuse experimentů

Hodnoty naměřených potenciálů jsou zaznamenány v tab. 4 a 5 (vzhledem k nasycené kalomelové elektrodě SCE). Původně se předpokládalo, že umělý mozkomíšní roztok bude korozně agresivnější, než roztok fyziologický, výsledky testů však potvrzují opak. Oba roztoky mají srovnatelný obsah chloridových anionů. U mozkomíšního moku však nejspíše docházelo k interakci mezi povrchem vzorku a dalšími rozpuštěnými solemi z roztoku (pravděpodobně nejvíce fosfáty), které mohly sledované potenciály posunout k vyšším hodnotám a také mohly omezit aktivní rozpouštění materiálu.

Tab. 4 Výsledky měření potenciálu v izotonickém roztoku
Tab. 4 Measurement results for potential testing in isotonic solution

Měření v izotonickém roztoku					
Chemické složení	Potenciály [mV] SCE				
	E_{cor}	E_{dep}	E_{dek}	E_{rek}	pozn.
X2CrNiCuNb 14-4-3	-197	64	66	-120	š. k.
X2CrNiMo 16-14-2	-164	277	295	-2	š. k.
TiAl6V4	-292	>1535	n	n	pas.
X16CrNi 17-7	-35	412	420	-34	b. k.
NiTi32	-175	331	342	-181	b. k.
X2CrNiCuNb 14-4-3	-79	258	261	-43	b. k.
X2CrNiMo 16-14-2	-11	≈600	608	156	b. k.
X2CrNiCuNb 14-4-3	-127	(n)	134	-196	d. p.
X2CrNiMo 16-14-2	-90	(n)	499	-10	d. p.

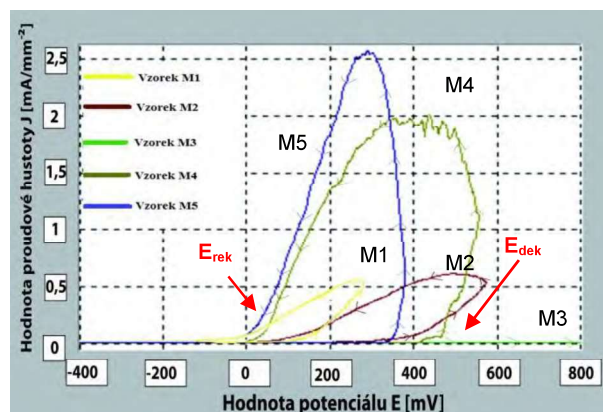
Pozn: b. k. – bodová koroze, š. k. – štěrbinová koroze, pas. – pasivní stav, n – nelze měřit, d. p. – dodaný povrch

Tab. 5 Výsledky měření potenciálu roztoku umělého mozkomíšního moku
Tab. 5 Measurement results for potential testing in artificial cerebrospinal fluid

Měření v roztoku umělého mozkomíšního moku						
Vzorek	Chemické složení	Potenciály [mV], SCE				
		E_{cor}	E_{dep}	E_{dek}	E_{rek}	pozn.
M1	X2CrNiCuNb 14-4-3	-186	335	399	25	b. k.
M2	X2CrNiMo 16-14-2	-213	515	561	56	b. k.
M3	TiAl6V4	-450	≥4000	n	n	pas.
M4	X16CrNi 17-7	-145	485	527	27	b. k.
M5	NiTi32	-452	507	546	139	b. k.
M2P	M2, pasivováno	404	1250	1280	1215	b. k.

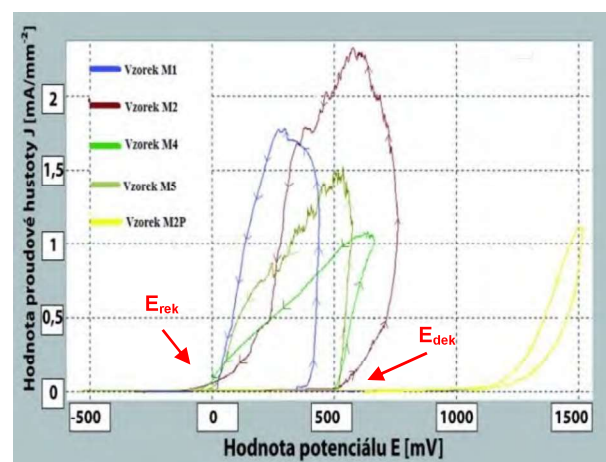
Při měření potenciálu průrazu a vratného potenciálu u vzorku M3 však bylo dosaženo technického omezení rozsahu přístroje, takže zkouška byla prováděna jen do limitní hodnoty potenciálu 4 095 mV. Lze tedy předpokládat, že potenciály depasivace a repasivace budou ležet ještě za touto hodnotou (pro Ti je $E_d \approx 10$ V pro 1 M NaCl při 37 °C). Píky, které lze pozorovat na grafu průběhu zkoušky (obr. 4) souvisí pouze s tvorbou vyšších oxidů titanu na povrchu vzorku. Právě vlivem těchto oxidů nebyl povrch vzorku po zkoušce stříbrolesklý, ale zbarvený se zlatým nádechem. Průběh samotných měření je patrný na obr. 2 a 3. Červenými popisky jsou v těchto obrázcích označeny potenciály depasivace, resp. repasivace. Po porovnání charakteristických potenciálů pro vzorky M2 a M2P lze usoudit, že pasivace vzorku M2P výrazně zvýšila

korozní odolnost tohoto materiálu. Je to tedy poměrně levný způsob, který je vhodné zařadit do procesu výroby jednotlivých aplikací z tohoto materiálu. Po provedení zkoušek vykazovaly povrchy všech vzorků (kromě M3) přítomnost korozního napadení ve formě důlků. Na obr. 5 je zobrazen povrch vzorku M5 po provedení cyklické potenciodynamické polarizační zkoušky.



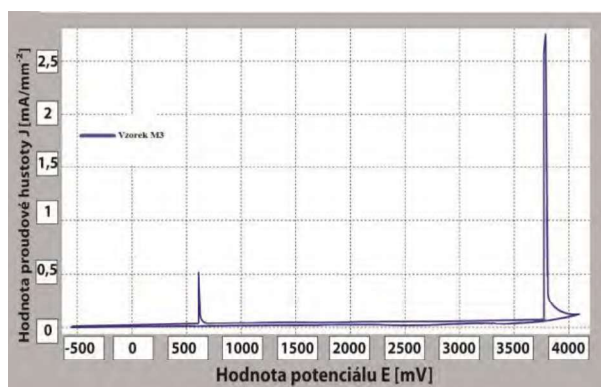
Obr. 2 Polarizační křivky materiálů při zkoušení v izotonickém roztoku

Fig. 2 Polarization curves for materials tested in isotonic solution



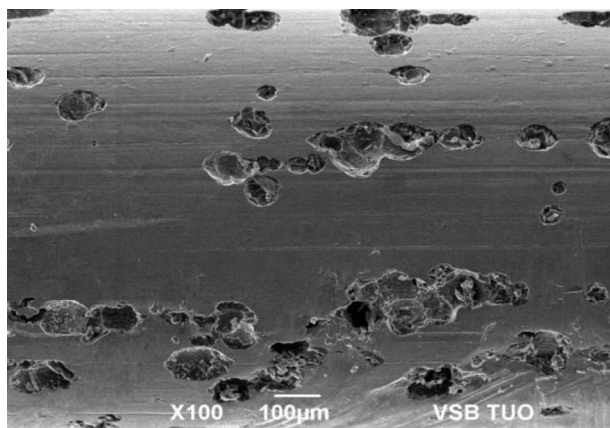
Obr. 3 Polarizační křivky materiálů při zkoušení v roztoku umělého mozkomíšního moku

Fig. 3 Polarization curves for materials tested in artificial cerebrospinal fluid



Obr. 4 Polarizační křivky vzorku M3 při zkoušení v roztoku umělého mozkomíšního moku

Fig. 4 Polarization curves for M3 specimen tested in artificial cerebrospinal fluid



Obr. 5 Povrch vzorku M5 pokrytý bodovou korozí po provedení polarizační zkoušky v roztoku umělého mozkomíšního moku
Fig. 5 Surface of the specimen M5 after polarization testing in artificial cerebrospinal fluid, corrosion pits occur

Je z něj patrné, že některé korozní důlky jsou vyplněny korozními produkty. EDS analýzou těchto míst bylo zjištěno, že korozní produkty obsahují kromě prvků obsažených v matrici i prvky, které pocházejí z roztoku. EDS analýzou korozních důlků byla zjištěna přítomnost korozních produktů obsahující prvky jako Si, Ti, Ni, Na, Cl, K, Fe atd. Biogenní prvky, jako jsou Na, K, Cl, mají nejspíše svůj původ v roztoku. Naopak prvky Si, Ti, Fe, Ni pocházejí z materiálu zkoušeného vzorku. Všechny tyto prvky jsou nejspíše svázány v komplexních sloučeninách, oxidech a hydroxidech, což potvrzuje také fakt, že korozní produkty obsahují více než 38 hm. % kyslíku. Přestože v uvedených normách nejsou vymezena přímo kritéria pro volbu materiálu, lze na základě doporučení [11] materiál akceptovat, když potenciál depasivace $E_d > 600$ mV (SCE), odmítnout pro $E_d < 300$ mV a provádět další testy při $E_d = 300$ až 600 mV. Výsledky zkoušek *in vivo* na vybraných materiálech (M2 – M5) jsou připravovány k dalšímu publikování.

Závěr

V příspěvku je porovnávána odolnost proti lokální, zejména bodové korozi vybraných korozivzdorných ocelí (typu X2CrNiCuNb14-4-3, X2CrNiMo16-14-2, X16CrNi17-7) a slitin (TiAl6V4, NiTi32), používaných pro biomedicínské účely a implantáty. Na základě standardní potenciodynamické polarizační metody při použití dvou fyziologických roztoků byl potvrzen pozitivní vliv molybdenu a chromu na zvýšení hodnot potenciálů depasivace a repasivace. Slitina Ni-Ti vykazovala podobnou odolnost proti bodové korozi jako zkoušené oceli, zatímco uvedená slitina titanu zůstala

v pasivním stavu v celém měřeném rozsahu potenciálu (do 4,1V SCE). Pro srovnávací účely byly vybrané oceli zkoušeny také s dodaným povrchem a povrchem po pasivaci, která je používána pro zvýšení korozní odolnosti kovových implantátů. Pomocí elektronového mikroskopu byla pozorována seskupení korozních bodů a mikroanalýzátorem bylo stanoveno odpovídající chemické složení korozních produktů a vměstků.

Poděkování

Autoři článku děkují za institucionální podporu Regionálního materiálově technologického centra – programu udržitelnosti (RMTVC-PU) a to projektu č. LO 1203 a za materiály společnosti Medin, a.s.

Literatura

- [1] YAN, W., NAKAMURA, T., KOBAYASHI, M., KIM, H., MIYAJI, F., KOKUBO, T. Bonding Of Chemically Treated Titanium Implants To Bone. *Journal of Biomed. Mater. Res.*, 37, 1997, Sv. pp. 267-275
- [2] HERMAWAN, H., RAMDAN, D., DJUANSJAH, J., *Metals for Biomedical Applications*. Faculty of Biomedical Engineering and Health Science, Univer. Teknologi Malaysia, 2011. 978-953-307-637-9
- [3] PRUITT, L. A., CHAKRAVARTULA, A. M. *Mechanics of Biomaterials, Fundamental Principles for Implant Design*. Cambridge : Cambridge University press, New York, 2011. 978-0-521-76221-2
- [4] STANFORD, C. M., SCHNEIDER, G., KELLER, J. C., MIDURA R. Biomedical Implant Surface Topography And Its Effects On Osteoblast Differentiation. in Lyngstadas J. P. Ellingsen J. E. *Bio-implant interface Improving biomaterials and tissue reaction*. Boca Raton: CRC Press, 2003, s. 141
- [5] KOUTSKÝ, J. *Biomateriály*. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997. ISBN: 8070823704
- [6] ASTM F-86 *Standard Practice for Surface Preparation and Marking of Metallic Surgical Implants*. International, ASTM. 10.1.2001
- [7] ASTM F-746 *Standard Test Method for Pitting or Crevice Corrosion of Metallic Surgical Implant Materials*. International, ASTM. 27.3.1987
- [8] ČÍHAL, V. *Korozivzdorné oceli a slitiny*. Praha: Academia, 1999. ISBN 80-200-0671-0
- [9] ISO-10993, Part 15. *Identification and Quantification of Degradation Products from Metals and Alloys*. 2009
- [10] ASTM F-2129 *Standard Test Method for Conducting Cyclic Potentiodynamic Polarization Measurements to Determine the Corrosion Susceptibility of Small Implant Devices*. 2008
- [11] CORBETT, R. A. *Laboratory Corrosion Testing of Medical Implants*. Corrosion Testing Laboratories. ASM International, Inc. Newark, Delaware. 2004