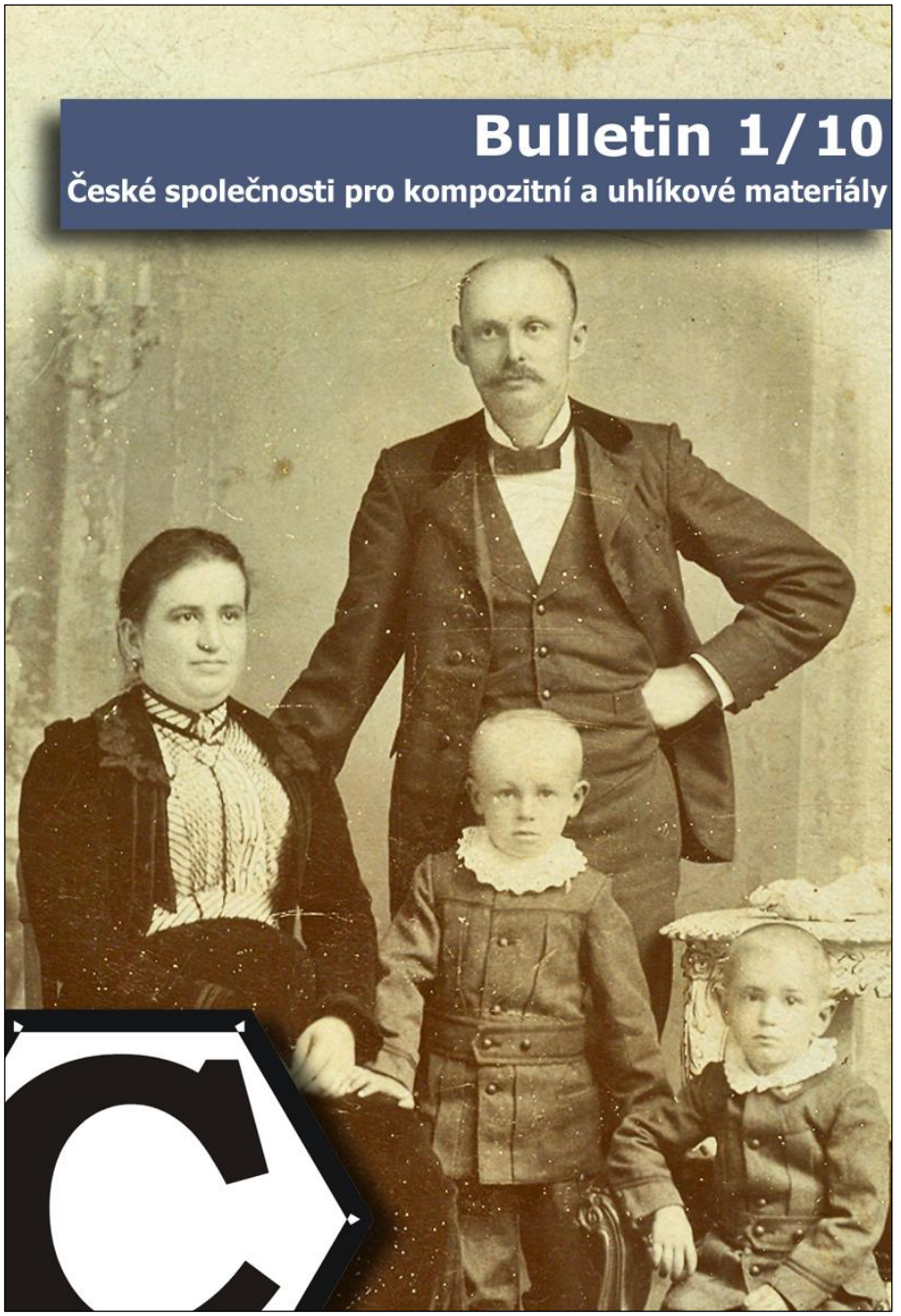
Mnoho úspěchů v roce 2011 Vám přeje
Česká společnost pro kompozitní a uhlíkové materiály


Bulletin 1/10
České společnosti pro kompozitní a uhlíkové materiály

Redakční rada
Ing. Karel Balík, CSc.
Tel. +420 266 009 212

Ing. Tomáš Suchý, Ph.D.
Ing. Jaroslava Svítilová
Ing. Zuzana Weishauptová, DrSc.

Adresa redakce
Ing. Tomáš Suchý, Ph.D.
Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR, v.v.i.
V Holešovičkách 41
182 09 Praha 8

tel.: +420 266 009 287
fax.: +420 284 680 105
e-mail: suchyt@irsm.cas.cz

OBSAH

Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, kontakt 3

D. Hrušková et.al. - Comparison of Nanofiber and Particle Form of GELATINE/HA Biocomposites 4

Sborník semináře Biomateriály a jejich povrchy III. 10

Instrukce pro publikování v časopise Acta Geodynamica et Geomaterialia 26

Česká společnost pro kompozitní a uhlíkové materiály

Záměry a cíle
podporovat kontakty mezi odborníky zabývajícími se kompozitními a uhlíkovými materiály
podporovat studenty
vytvořit osobní databázi odborníků
organizovat semináře a konference

Kontakt
Česká společnost pro kompozitní a uhlíkové materiály
ÚSMH AV ČR, v.v.i.
V Holešovičkách 41
182 09 Praha 8
Česká republika

Ing. Karel Balík, CSc.
balik@irsm.cas.cz
telefon: (+420) 266 009 212
fax: (+420) 284 680 105
www.irsm.cas.cz

Czech Composite and Carbon Materials Society

Aims and Scope
to promote contacts between composite and carbon materials research specialist
to support students
to establish a personal database
to organise seminars and conferences

Seat of the Society
Czech Composite and Carbon Materials Society
ÚSMH AV ČR, v.v.i.
V Holešovičkách 41
182 09 Praha 8
Česká republika

Ing. Karel Balík, CSc.
balik@irsm.cas.cz
telephone: +420 266 009 212
fax: +420 284 680 105
www.irsm.cas.cz

Comparison of Nanofiber and Particle Form of GELATINE/HA Biocomposites

D. Hrušková*, M. Šupová**, M. Žaloudková**, V. Machovič**, M. Munzarová***, K. Balík**, M. Sochor**

**Laboratory of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Dept. of Mechanics, Biomechanics and Mechatronics, CTU in Prague, Prague, CZ, hruskova@irsm.cas.cz*
***Institute of Rock Structure and Mechanics, Academy of Sciences of the Czech Republic, v.v.i., Prague, CZ*
****ELMARCO s.r.o., Liberec, CZ*

Introduction

Gelatin is a material consist of amino acids (as well as collagen), which are very important for human body. It is a material which is biocompatible, bioactive and biodegradable. That's why it is suitable material for biomedical applications such as bone grafting [1-3]. For acceptance of composite implant by human body is necessary to observe many material properties but also select a suitable surface and structure (form) of composite.

The aims of this work are the preparation of bioinspired composite materials composed of gelatin matrix, gelatin nanofibers and hydroxyapaptite (HA) powder and compare their mechanical, physical and biological properties.

Materials and Methods

Two types of biocomposites have been prepared. During the preparation were used the same materials in the same concentration, but with different structure (homogenous gelatine and gelatine nanofibers).

The first type-particle composite (GELHA) has been prepared by introduction of hydroxyapaptite (HA) powder (particle size 20-70 nm, supplied by Berkeley Advanced Biomaterials, Inc., San Leandro, CA, USA) into porcine gelatin (GEL) matrix (Fluka) and mixed by screw kneading machine (HAAKE, Thermo Electron Corporation, USA) at room temperature at a rotation speed of 15 min^{-1} for 24 hours. Mixture has been formed followed by drying at ambient atmosphere, pressure and humidity. Dried composite sample (75 wt. % GEL and 25 wt. % HA) was cut into rectangle-shaped pieces for testing of mechanical properties.

A basic material of the second type has been provided by ELMARCO s.r.o. Gelatin nanofibers loaded by HA (NF-GELHA) and has been prepared by followed procedure. Porcine gelatin was dissolved in diluted acetic acid. Nanoparticles of hydroxyapatite (20 wt. % to dry matter) were mixed into the solution. In an effort to avoid clumps creation, this mixture was 5 minutes in an ultrasonic bath. Basis weights for gelatin and nHA mixture was app.6 gsm. Nanofibers had to be cross linked (48 hours by glutaraldehyde vapours) due to water solubility. Sixty four layers of NF-GELHA have been placed into the form and pressed at 40°C under the pressure of 35 MPa for 5 minutes (Pracovni stroje Teplice, Czech Republic, type HLV 5.1). SEM images of NF-GELHA and GELHA composites are shown in the Figs. 1 and 2.

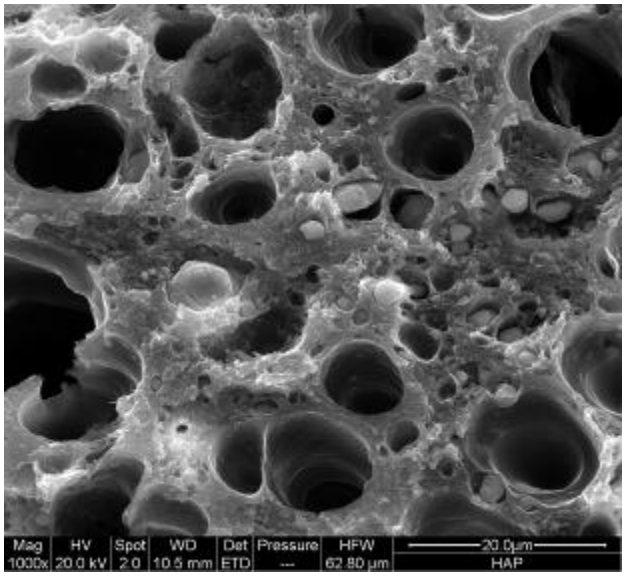


Fig. 1 SEM image of GELHA composite (magnification 1000x)

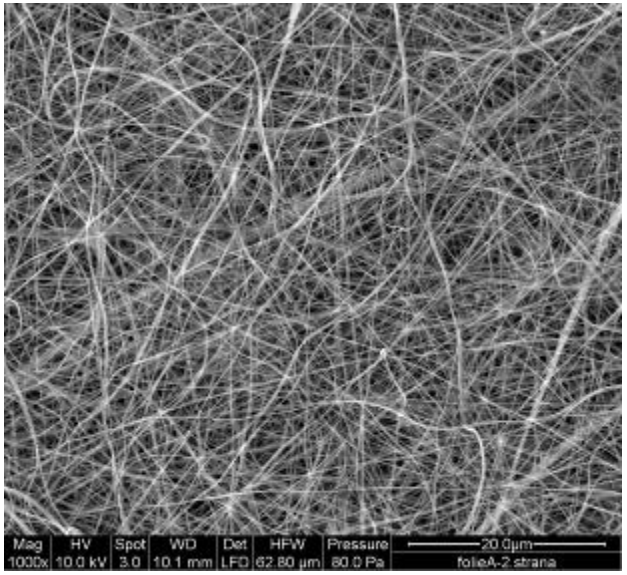


Fig. 2 SEM image of NF-GELHA composite (magnification 1000x)

Static and dynamic nanomechanical testing for both types of composites was determined with TI 950 TriboIndenter (Hysitron, Inc., USA). The ultimate tensile strength (Rm, for both types of composites) was determined by Inspekt 100 HT material tester (Hagewald Peschke, Germany) with respect to ISO 527. Comparison of static mechanical testing of both types of composites is shown in Fig. 3.

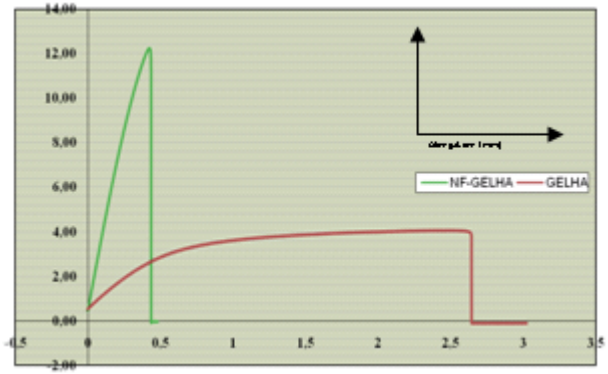


Fig. 3 Comparison of static mechanical testing

The purpose of the mechanical testing was test the behaviour of the composite and, with regard to the future potential application in bone tissue engineering, to compare these results with the properties of the human bone [1, 4].

The ultimate tensile strength (Rm) for both types of composites was determined. The results (see Table 1) indicate that tensile strength is comparable to that of human bone. According to these values, the composite GELHA is similar to cancellous bone and composite NF-GELHA show tensile strength value similar to cancellous bone. Gelatin nanofibres loaded with HA increased the tensile strength.

The behaviours of the both composite materials at mechanical tests are similar, distinct brittle cracks appeared at specific load value [7].

Table 1 Results of the mechanical tests

Material	Tensile strength Rm [MPa]
Cortical bone	50-150 [1]
Cancellous bone	10-20 [1]
GELHA	30
NF-GELHA	50

For composites preparation were used the same materials-clear laboratory gelatin and HA nanopowder. Both without any additives. Raman spectra of those base materials are shown in Figs. 4 and 5.

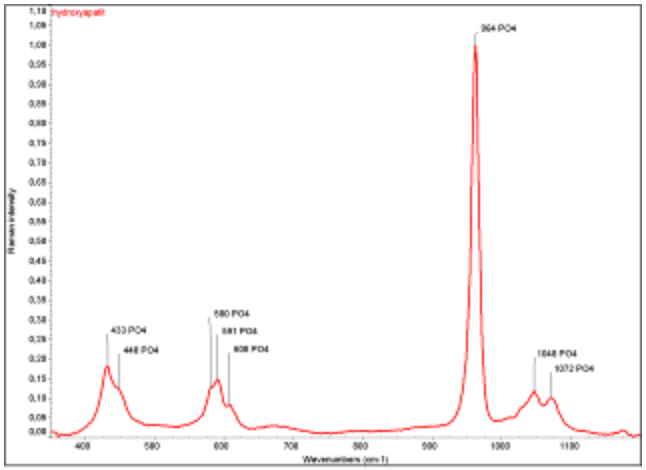


Fig.4 Raman spectra of used HA (range 400-1200cm^{-1})

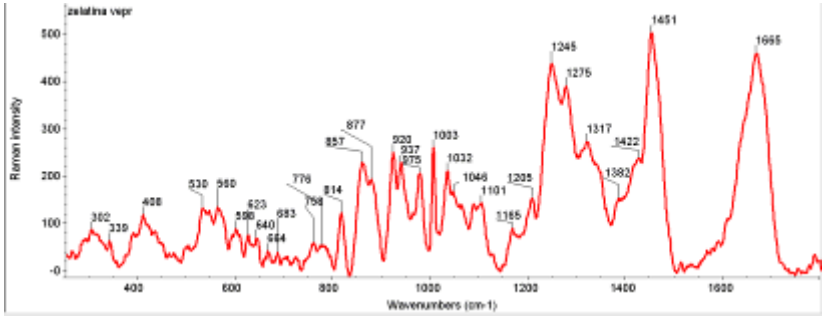


Fig.5 Raman spectra of used gelatin

HA dispersion in matrices has been similarly analyzed by Raman microscopy (Jobin Yvon, Labram HR, equipped with co focal microscope Olympus, exciting source-laser 780 nm, step 2 μm - Figs. 6, 7).

Mapping of HA dispersion in GELHA and NF-GELHA shows we better HA dispersion in NF-GELHA composite than in GELHA composite. This homogeneity can be connected and probably influence the mechanical properties of both composites [5, 6].

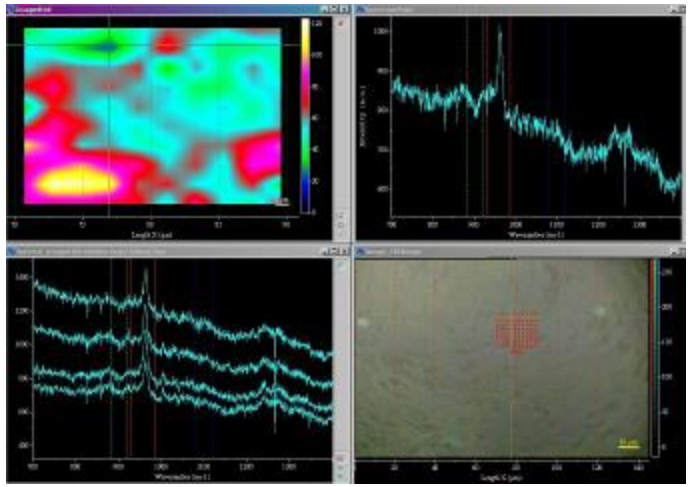


Fig.6 Mapping of HA dispersion in GELHA composite

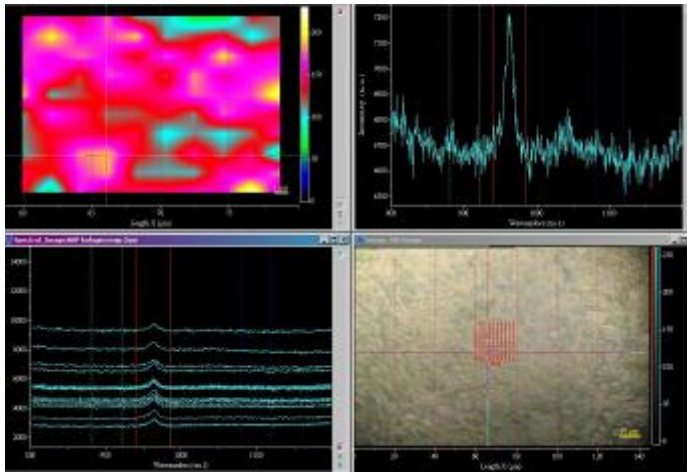


Fig.7 Mapping of HA dispersion in GELHA composite

Conclusions

This study has investigated that each form of GELATINE/HA composite has its advantages. Results confirmed the positive influence of gelatin nano-fibers on the mechanical properties of composite. Well porous structure of GELHA composite is better for cell increasing. According to these results, composites based on gelatin are suitable rather for low load applications.

Acknowledgement
This study was supported by the Grant Agency of the Czech Republic under the projects No. 101/08/H068, No 106/09/1000 and by the Ministry of Education of Czech Republic project No. MSM 6840770012.

References
[1] Murugan R, Ramakrishna S. Comp Sci and Technol. 2005:65;2386.
[2] Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW, Comp Sci and Technol. 2001:61;1189.
[3] Rhee SH, Suetsugu Y, Tanaka J. Biomaterials. 2001:22;2843.
[4] Kratochvil J, Becker W. Comp Struct. 2010:92(10);2512.
[5] Balík K, Machovic V, Černý M, Kolář F, Křena J, Matějka P, Mizera J. Mater Chem Phys. 2003:82(2);458.
[6] Rebane K, Saari P. Luminescence. 1976:12-13;23.
[7] Powell HM, Supp DM, Boyce ST. Biomaterials. 2008:29;834.

Ve dnech 15.-18. září 2010 pořádala Česká společnost pro kompozitní a uhlíkové materiály ve spolupráci s Ústavem materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, seminář zaměřený na kompozity jako biomateriály, jejich povrchové úpravy a souvislostmi jejich fyzikálních a chemických vlastností s konkrétními aplikačními možnostmi.

Sampath Kumar

Nanostructured biocomposites for hard tissue engineering

Medical Materials Laboratory, Department of Metallurgical & Materials Engineering,
Indian Institute of Technology Madras, tssk@iitm.ac.in

Dalibor Vojtěch

Výzkum slitiny NiTi (nitinolu) pro medicínu

Ústav kovových materiálů a korozního inženýrství, VŠCHT Praha, dalibor.vojtech@vscht.cz

Slitiny NiTi vykazují jev tvarové paměti a s tím spojené superelasticity. Kromě toho se vyznačují dobrou korozní odolností, pevností a biokompatibilitou. Proto jsou poměrně široce využívány v medicíně zejména pro výrobu stentů, což jsou trubicovité implantáty sloužící ke zprůchodnění tělních trubic (cévy, jícen atd.). Mechanické a funkční vlastnosti nitinolu, jakožto i jeho korozní odolnost, jsou výrazně ovlivňovány procesem výroby implantátu, zejména posledním krokem, což je tepelné zpracování, tzv. shape setting.

V prezentovaném příspěvku budou sumarizovány významné vlastnosti slitin NiTi. Budou vysvětleny jevy tvarové paměti a superelasticity. Další část bude věnována aktuálním výzkumným aktivitám na VŠCHT Praha. Tyto aktivity se soustřeďují na ovlivňování mechanických vlastností nitinolu tepelným zpracováním. Dále se výzkum zabývá modifikacemi povrchu nitinolu, které vedou ke zlepšení jeho korozní odolnosti v tělních tekutinách.

Eduard Brynda

Interakce biologického prostředí s umělými povrchy – bioaktivní povlaky syntetických nosičů buněk

Ústav makromolekulární chemie AV ČR, v.v.i., brynda@imc.cas.cz

Interakce se vždy zúčastní slané vodné tekutiny obsahující rozpuštěné proteiny (krev, lymfa, oční komorová voda, mozkomíšní mok, media pro kultivaci buněk), které jsou více či méně obsažené v každém biologickém prostředí. Bílkoviny se adsorbují na všechny umělé povrchy, nejméně na elektroneutrální hydrogely. Kontakt umělého povrchu s biologickým prostředím téměř vždy začíná adsorpcí primární proteinové vrstvy. Všechny další procesy, jako jsou následné interakce s dalšími aktivními proteiny a buňkami, se pak odehrávají na nějaké vrstvě proteinů, která je těmito procesy průběžně modifikována. Kontakt s krví: Bezprostředně po kontaktu krve s cizím povrchem (povrch odlišný od neporušeného endotelia stěny cévy) dochází k adsorpci plasmatických bílkovin a adhezi, aktivaci a agregaci krevních destiček. Současně je aktivována kaskáda molekulárních reakcí mezi vzájemně se aktivujícími koagulačními faktory, na jejímž konci se u povrchu tvoří síť fibrinových vláken. Při poškození cévy vzniká tímto mechanismem krevní zátka (trombus), která zastaví krvácení. Interakce umělých povrchů s buňkami a tkáněmi: Většina savčích buněk přežívá a

BIOMATERIÁLY A JEJICH POVRCHY III
Herbertov, Horní Mlýn, 15. – 18. 9. 2010

proliferuje pouze jestliže jsou ukotveny k nějakému substrátu. V organismu tomuto účelu slouží extracelulární matrix (ECM) obsahující adhesivní bílkoviny (fibronektin, laminin a různé typy kolagenu,) ke kterým jsou buňky uchyceny prostřednictvím vazby svých transmembránových glykoproteinů integrinů. Při poranění slouží jako dočasný substrát pro uchycení buněk opravujících poškozenou tkáň fibrinová síť vytvořená koagulací krve. Specifické interakce povrchu substrátu s integriny neslouží pouze k pasivnímu ukotvení buněk ale dávají buňkám signály ovlivňující jejich další chování.

Modifikace povrchu nosičů buněk pro tkáňové inženýrství v Ústavu makromolekulární chemie AV ČR: Konstrukty cév pletené z polyesterových vláken jsou modifikovány umělými soubory biologických makromolekul napodobujících ECM a umělými fibrinovými gely s připojeným ECM makromolekulami a růstovými faktory. Na vnitrní straně je pak pěstován endotel a na vnější hladké svalové buňky. Pro náhradu 3D tkání je povrch pórů povlékán tenkými vrstvami fibrinu s cílem povzbudit neovaskularizaci. Makroporézní hydrogely pro náhradu poškozené míchy jsou upravovány kovalentně navázanými ECM proteiny nebo streptavidinem, případně neutravidinem, umožňujícím připojení biotinovaných aktivních látek, např lektinů, protilátek, rekombinantních proteinů, atd. Látky specificky interagující s buňkami mohou být imobilizovány na povrchu polymerních i anorganických konstruktů pokrytých ultratenkým kartáčem z hydrofilních polymerů, např. polymetaktylátů polymetakrylamidů, polyetylenglykolu, etc.

Lucie Himmlová[1], Tomáš Goldmann[2], Dana Kubies[3] a Vlasta Pešáková[4]

Implantační materiály pro přímou integraci do kostní tkáně

[1] Výzkumný ústav stomatologický 1. LF UK a VFN Praha, Humlova@seznam.cz
[2] Laboratoř biomechaniky, FS ČVUT v Praze
[3] Ústav makromolekulární chemie AV ČR, v.v.i.
[4] Revmatologický ústav Praha

Přímá integrace implantačního materiálu do kosti - osteointegrace, představuje přímý kontakt kosti s povrchem implantátu bez použití fixačních cementů - tzv. cementless technika. Podle množství ztracené kostní tkáně (výplně kostních defektů, náhrady celých kostí,…) a funkce nahrazované struktury (kloubní náhrady, diafýzy kostí, těla obratlů, …) jsou voleny i vlastnosti použitého materiálu.

K náhradě menších defektů nebo struktur, které nejsou zatěžovány a neohrožují pevnost kosti, jsou používány materiály, které nemusí odolávat statickému ani dynamickému zatěžování jako přirozená kost. Často jsou používány resorbovatelné materiály a po době určené vlastnostmi použitého materiálu jsou nahrazeny vlastní kostní tkání. U těchto materiálů zároveň není třeba pevné primární fixace v defektu. Pro nahrazení tkání, které nesou zatížení (dlouhé kosti, osový skelet, hlavice kloubů, splanchnokranium, zuby,…) je důležitá zejména vysoká mechanická odolnost implantovaného materiálu proti působení sil. Nejčastějšími zástupci této skupiny implantačních materiálů jsou kovy a jejich slitiny. Vzhledem k velkému a neustálému namáhání (pohyby, žvýkání) dochází k intenzivnímu zatěžování spojení kost-implantační materiál. Je proto nezbyté zajistit přímé a

pevné spojení implantátu s kostní tkání pacienta, a to i okamžitě po implantaci - tzv. primární fixaci.

Ztracenou kostní tkáň je možné nahradit tradičními přirozenými materiály (kostní štěpy, anorganické kostní matrix,…) nebo semisyntetickými materiály. Tyto materiály jsou z biologických i mechanických důvodů vytlačovány materiály syntetickými: kovovými a novějšími nekovovými. Mezi kovové materiály řadíme zejména titan a jeho slitiny. Skupina nekovových implantačních materiálů se rychle rozrůstá. Patří sem keramické materiály (korundová, kalciumfosfátová a zirkoničitá keramika), bioskla, polymery, např. neresorbovatelné jako poly(aryl-ether ketony) (PEAK, PEEK), nebo na bázi polybutylentereftalátu (PBT) nebo resorbovatelné na bázi poly(L-laktidu) a různé kompozitní materiály, např. polymerní vyztužné uhlíkovými vlákny. Každý z implantačních materiálů má svá omezení, která jej vylučují jako ideální kostní náhradu. Proto se zkoumají nové úpravy povrchu materiálů stávajících (modifikace povrchu nebo povlakování jinými materiály), nebo na základě poznatků z klinické praxe se hledají materiály zcela nové.

Příspěvek vznikl za podpory projektu Interní Grantové Agentury Ministerstva zdravotnictví ČR č. NS 10577-3.

Vítězslav Březina

Interakce buňka-materiál

Stomatologické výzkumné centrum, LF MU Brno, brezinavita@gmail.com

Pro ověření biokompatibility materiálů, je jako první řešena otázka toxicity a mutagenity v podmínkách in vitro, tedy cytokompatibilita. Již na této základní úrovni se setkáváme s několika rozpory v hodnocení toho, jak tyto parametry hodnotit. Je to aktuální zvláště u materiálů běžně používaných v dentální kurativě, z nichž řada působí cytotoxicky, nicméně jejich účinek na tkáně je krátkodobý a lokálně omezený. Jiná situace je u materiálů implantačních, kde je vysloven striktní požadavek na dlouhodobé působení materiálu ve specifické tkáni. Popřípadě požadavek na degradaci materiálu po splnění jeho podpůrné funkce. Je tedy zřejmé, že kritéria výběru vhodných materiálů je potřeba normativně upravit, a nalézt nové metody jak tato citlivá hlediska aplikovat do praxe výběru. Významnou roli hraje adaptabilita buněk, respektive cílové tkáně. Neméně významnou roli hraje vzájemná komunikace mezi buňkami. Nacházíme výrazné morfologické změny povrchu buněk rostoucích nejenom na různých materiálech, ale také morfologické změny povrchu buněk rostoucích na různě upravených površích materiálů. Nacházíme změny v lokomočních aktivitách buněk a změny v adherenci buněk na povrch materiálu.

Lenka Gajdošová, J. Škriniarová, M. Marton, M. Veselý

Správanie sa ľudských buniek nasadených na kvázi-diamantovom povrchu

Fakulta elektrotechniky a informatiky, Slovenská technická univerzita, SR,
lenka.gajdosova@stuba.sk

V našom príspevku sa zaoberáme rastom ľudských HaCaT buniek na kvázi-diamantových uhlíkových vrstvách (DLC vrstvy, z angl. diamond-like carbon). Skúmame ich adhéziu a usporiadanie na týchto tenkých vrstvách. Počas rastu za pomoci PVD metódy nadobudli DLC vrstvy dusíkovo terminovaný povrch. Čistota vrstvy bola určená Ramanovou spektroskopiou a štruktúra povrchu rastrovacou elektrónovou mikroskopiou. Vrstvy boli ďalej za pomoci masky litograficky štrukturované a následne za pomoci kyslíkovej plazmy (60 sccm, 1 a 2 min, 20 Pa, 200W) nadobudli kyslíkovo terminovaný povrch. Vplyv plazmy na hydrofóbno-hydrofilné vlastnosti vrstvy bol overený za pomoci merania kontaktného uhla vrstvy (veľkosť kontaktného uhla pri vrstvách bez kyslíkovej vrstvy bola cca 60°). Po sterilizácii vzoriek (185 °C, 4 hodiny) boli na vzorky s DLC vrstvou nasadené ľudské HaCaT bunky s hustotou $1x10^4$ až $1x10^5$ buniek (veľkosť vzorky 1x1 cm^2). Bunky rástli v živnom médiu v inkubátore, ktorý im zabezpečoval stabilné podmienky. Po inkubačnej dobe 72 hodín boli bunky na povrchu zafixované a fluorescenčne zafarbené. Kvantita a distribúcia buniek na povrchu vzorky bola zmapovaná pomocou fluorescenčného mikroskopu; veľkosť, výška a zloženie bunky pomocou optického a atomárneho silového mikroskopu.

Získané výsledky naznačujú, že bunky rastú v zhlukoch v monovrstve a zdieľajú navzájom informáciu o dosiahnutí konca vzorky. Bunky sú eliptického tvaru a narastajú do veľkosti desiatok mikrometrov. Jadro bunky tvorí približne tretinu až polovicu objemu bunky a nemusí sa nachádzať vyslovene v strede bunky. Sterilizácia vzorky pred nasádzaním buniek ruší kyslíkové zakončenie povrchu vzorky (čo bolo potvrdené výsledkami z merania kontaktného uhla pred kyslíkovým terminovaním, po terminácii a po sterilizácii vzorky), a preto nie sme schopní pozorovať istú selektivitu pri usporiadavaní sa buniek na povrchu vzorky. Tieto kožné bunky sú odolné voči mnohým vonkajším nepriaznivým vplyvom. Ich vyhýbanie sa nebiokompatibilnému rezistu či nižšia selektivita na povrchu pokrytom rezistom nie je preto pozorovateľná. Tieto výsledky komentujeme s ohľadom na ďalšie využitie DLC tenkých vrstiev v biotechnológii a pre bioelektronické aplikácie.

Tento príspevok bol vytvorený v Centre excelentnosti CENAMOST (APVV kontrakt VVCE-0049-07) spolu s podporou projektov LPP-0246-06, APVV-0548-07, VEGA01/0857/08 a VEGA 01/0689/09.

Marian Marton[1], M. Vojs[1], E. Zdravecká[2], M. Varga[1], L. Michalíková[1], T. Ižák[1], M. Veselý[1], R. Redhammer[1]

Bio-mechanické tenké vrstvy na báze uhlíka pre použitie v medicíne

[1] Slovenská Technická Univerzita, Fakulta Elektrotechniky a Informatiky, Katedra Mikroelektroniky, SR, marian.marton@stuba.sk
[2] Katedra technológií a materiálov, FME TU of Košice, SR

Hlavnými problémami, ktoré sprevádzajú implantovanie cudzích telies do organizmu sú aj mechanické (opotrebenie) a chemické (korózia) poškodenie implantátu, toxicita a imunitná reakcia organizmu. Diamantu podobné uhlíkové (DLC) vrstvy a vrstvy nitridu uhlíka (CN) sú vďaka unikátnym vlastnostiam ako je biokompatibilita, vysoká tvrdosť, oteruvzdornosť, nízky koeficient trenia a nízka chemická reaktivita sľubnými kandidátmi na povlakovanie umelých implantátov používaných v medicíne. V práci sa venujeme optimalizácii podmienok depozície mechanicky odolných, biokompatibilných tenkých vrstiev na báze uhlíka pre použitie na úpravu povrchov umelých náhrad kĺbov a implantátov. Na CoCrMo a Ti6Al4V zliatinové substráty sme deponovali DLC a CN vrstvy odprašovaním grafitového terča pulzným jednosmerným výbojom v atmosfére pracovných plynov. Skúmali sme vplyv predpätia, prietoku plynov a použitia medzivrstvy na mechanické a tribologické vlastnosti vrstiev. Odolnosť vrstiev deponovaných pri rôznych predpätiach voči elektrochemickej korózii sme skúmali potenciodynamickými polarizačnými testami v roztoku 0,89 hm. % NaCl. Vplyv depozičných podmienok na zloženie a štruktúru vrstiev sme charakterizovali pomocou SEM, AFM, GDOES a Ramanovej spektroskopie.

Poďakovanie: Práca bola vypracovaná v Centre Excelencie „CENAMOST" (Agentúra pre podporu vedy a výskumu, kontrakt č. VVCE-0049-07) s podporou projektov APVV-0628-06, APVV-0548-07, SK-CZ-0139-09, LPP-0094-09, LPP-0246-06, LPP-0149-09 a VEGA 1/0807/08, 1/0857/08, 1/0746/09, 1/0390/08.

Karel Balík, Tomáš Suchý

Vývoj biokompozitů v USMH AV ČR, v.v.i. od roku 1996 do 2009

Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, ÚSMH AV ČR, v.v.i., balik@irsm.cas.cz

Pozornost je věnována chronologickému vývoji:
- kompozitů uhlík-uhlík
- kompozitů na bázi skelných vláken, polysiloxanu a hydroxyapatitu
- kompozitů s polyamidovou výztuží, polysiloxanem a nano-hydroxyapatem a nano-fosforečnanem vápenatým
- částicových kompozitů na bázi nano hydroxyapatitu
- měkkých kompozitů na bázi nano-vláken a nano-prášků.

Jsou popsány přípravy, vlastnosti, zejména strukturní a mechanické a uvedeny výsledky in vitro a in vivo testů. Navržené aplikace jako spojovací prvky kostí či jejich náhrady jsou doplněny výčtem předností či nedostatků.

Daniela Hrušková[1, 2], M. Žaloudková[2], J. Šepitka[1], Z. Sucharda[1], K. Balík[2], M. Sochor[1]

Srovnání mechanických vlastností částicové a nanovlákenné formy želatina /HAP biokompozitu

[1] Laboratory of Biomechanics, CTU in Prague, danulka@seznam.cz
[2] Institute of Rock Structure and Mechanics, Academy of Sciences of the Czech Republic

K výrobě těchto kompozitů byla použita želatina, jakožto alternativní materiál zastupující organickou složku kosti a hydroxyapatit (dále HAP) nahrazující anorganickou složku kosti. Byla použita vepřová želatina Fluka, hodnota bloom téměř 300 a hydroxyapatit (velikost částic 20-70 nm, Berkeley Advanced Biomaterials, Inc., San Leandro, CA, USA) ve stejném objemovém zastoupení jak u vlákenného tak u částicového kompozitu.

Základní nanovlákenný materiál byl vyroben firmou ELMARCO s.r.o. Vlákna měla garantovaný obsah hydroxyapatitu 20% (hmotnostních) v základní-mokrou cestou připravené matrici. Tento materiál, stejně tak jako měřené vzorky, můžeme popsat jako vláknový kompozit bez přednostní orientace vláken, tedy s náhodnou orientací (ve všech směrech). Ze stejných materiálů ve stejném objemovém zastoupení byl vyroben také částicový kompozit.

Vzorky obou kompozitů pak byly podrobeny obrazové analýze, fyzikálním zkouškám a jejich mechanické vlastnosti byly zkoušeny na nanoindentoru TI 950 TriboIndenter (Hysitron, Inc., USA) a na trhačce Inspekt 100 HT (Hagewald · Peschke, Germany). Porovnání výsledků jednotlivých zkoušek nám může pomoci určit, která struktura a povrch materiálu bude lepší pro přijetí implantátu organismem.

Radka Vrbová[1], Karel Balík[2], Zbyněk Sucharda[2], Miroslav Sochor[1]

Biologické hodnocení umělých materiálů – korelace mezi in vivo a SBF testy

[1] Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, FS ČVUT v Praze, radkavrbova@seznam.cz
[2] Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, ÚSMH AV ČR, v.v.i.

Hlavní pozornost při vývoji nových typů biomateriálů se soustřeďuje na studium jejich povrchu, který hraje klíčovou roli při interakci s biologickým prostředím. Také v oblasti dentální implantologie je vyvíjena řada systémů, jejichž cílem je urychlit oseointegraci a zajistit dlouhodobou funkčnost implantátů při zatížení. Zájem je směřován na bioaktivní povrchy a materiály, jejichž mechanické vlastnosti se přibližují mechanickým vlastnostem kostní tkáně.

Studie je zaměřena na hodnocení vlastností nanokompozitního povlaku na bázi polydimethylsiloxanu s různým obsahem nanočástic hydroxyapatitu aplikovaného na titanový substrát. Testovány byly fyzikálně-mechanické vlastnosti povlaku a rovněž jeho biologické chování v podmínkách in vitro.

Jakub Strnad, Zdeněk Strnad

Povrchové úpravy titanu v dentální implantologii

LASAK, s.r.o., strnad@lasak.cz

Titan a jeho slitiny nachází široké uplatnění při výrobě kostních implantátu díky schopnosti osseointegrace – tvorby mechanicky funkčního rozhraní s kostí bez vmezeřené měkké tkáně při pozorování optickým mikroskopem. Díky této vlastnosti dosahují např. dentální implantáty vysoké úspěšnosti především v posledních desetiletích. V šedesátých a sedmdesátých letech minulého století dosahovaly dentální implantáty bez povrchové úpravy úspěšného vhojení často pouze u 85% případů, především v neideálních podmínkách, například při nedostatečné primární stabilitě nebo při související nízké kvalitě kosti. V devadesátých letech došlo i proto k významnému vývoji povrchových úprav titanu za účelem dosažení kvalitnější osseointegrace.

Příspěvek podává přehled hlavních v současné době komerčně dostupných povrchových úprav a pomocí experimentální studie demonstruje vliv chemicky upraveného, bioaktivního povrchu BIO (LASAK, spol. s r.o.) na osseointegraci implantátu. Stabilita implantátů byla měřena pomocí metody RFA v časových intervalech 0, 1, 3, 9, 12 týdnů po implantaci do tibie psů. V časových bodech 2, 5 a 12 týdnů byl histomorfometricky vyhodnocen kontakt s kostní tkání (BIC). Rozdíl v rychlostech osseointegrace testovaného a referenčního povrchu byl vyhodnocen na 0.8ISQ/týden během prvních 9 týdnů vhojování. Rychlost růstu sekundární stability implantátu byla úměrná rychlosti růstu BIC pro počáteční úsek vhojování do 5 týdnů. Povrchové vlastnosti jako např. velikost povrchu implantátu, drsnost, kontaktní úhel, hydroxylace, které se lišily pro oba sledované povrchy, mohou představovat faktory, ovlivňující rychlost osseointegrace.

Antonín Šimůnek

Jak se implantují zuby – aneb od vědy k praxi

Stomatologická klinika FN a LF UK v Hradci Králové, simunek@email.cz

Autor představuje koncept implantologické léčby, určený pacientům s dosluhujícím chrupem, kde je plánována výměna obou zubních oblouků za fixní mosty nesené implantáty. V první fázi jsou extrahovány všechny horní zuby, v téže době je zavedeno deset provizorních implantátů a ty jsou okamžitě zatíženy fixním mostem. Ve druhé době jsou vytaženy dolní zuby a podobným způsobem je během jednoho dne nacementován most na osmi provizorních implantátech. Po zhojení extrakčních ran jsou horní provizorní implantáty odstraněny, ihned jsou nahrazeny osmi definitivními implantáty ve spojení s oboustranným sinus liftem (přidáním kosti do čelistní dutiny) a během několika hodin je zhotoven provizorní most. Ve čtvrté době je demontována protetická náhrada v dolní čelisti, ihned je zavedeno pět implantátů a ty jsou opět okamžitě zatíženy provizoriem. Po dotvoření kosti v čelistních dutinách jsou CAD-CAM technologií vyrobeny oba definitivní fixní mosty v rozsahu od šestky k šestce. Léčba trvá téměř jeden a půl roku, ale pacient má po tuto dobu pouze fixní provizoria. Všechny zákroky probíhají ambulantně a v místní anestezii.

BIOMATERIÁLY A JEJICH POVRCHY III
Herbertov, Horní Mlýn, 15. – 18. 9. 2010

Bohumil Smola, Ivana Stulíková

Hořčíkové slitiny pro odbouratelné implantáty

Univerzita Karlova v Praze, Matematicko-fyzikální fakulta, smola@met.mff.cuni.cz

Odbouratelné kovové materiály obsahující prvky, které jsou stopovými prvky v lidském organismu, jsou novým směrem ve využití pro zátěžové degradabilní implantáty. Účelem těchto implantátů je podpořit regeneraci postižených tkání a mechanismem postupné náhrady implantátu okolní tkání omezit reoperace na minimum. Výhodou odbouratelných kovových materiálů proti ostatním biodegradabilním materiálům jako jsou polymery, keramiky nebo bioaktivní skla pro ortopedické použití a vaskulární stenty je jejich vyšší napětí potřebné k plastické deformaci, vyšší houževnatost a hodnota Youngova modulu srovnatelná s Youngovým modulem kosti.

V současné době se jedním z možných kandidátů jeví hořčíkové slitiny. Hořčík má velmi nízkou hustotu srovnatelnou s hustotou kosti a blízkou hodnotu Youngova modulu. Houževnatostí pak převyšuje alespoň o řád keramiky jako např. hydroxyapatit. Mg je čtvrtým nejhojnějším kationem v lidském těle a jeho fyziologické množství je zhruba 1 mol v 70 kg dospělém člověku. Přibližně polovina z tohoto množství je uložena v kostech.

Největší nevýhoda Mg v mnoha inženýrských aplikacích, tj. jeho nízká korozní odolnost ve zředěných elektrolytech, se stává zajímavou výhodou při jeho odbourávání in vivo, neboť kromě samotné rychlosti koroze tyto aplikace vyžadují tvorbu rozpustných, netoxických korozních produktů snadno vylučitelných močí. Při korozi hořčíku vzniká vodík, který se na postiženém místě může hromadit v bublinách značně komplikujících proces hojení. Rozhodující je přitom nejen rychlost koroze, ale též rozpustnost vodíku a jeho rychlost difúze v okolní tkáni. Svou významnou roli zde hraje též podíl vody v dané tkáni.

Čistý hořčík pro většinu žádaných aplikací koroduje příliš rychle a navíc jeho napětí potřebné k plastické deformaci je příliš nízké. Je proto potřeba legovat ho dalšími prvky. Zatím se současný výzkum obrací k vzácným zeminám, manganu, vápníku a zinku o koncentracích desetiny až jednotky procent. Cílené tepelné zpracování pak umožňuje v mnoha případech tvorbu částic intermetalických fází, které jsou orientované vůči hexagonální matrici Mg. Podle tvaru, velikosti, číselné hustoty a orientaci precipitátu vůči matrici lze pak dosáhnout precipitačního zpevnění v širokém intervalu napětí. Nejúčinnějšími překážkami pro bazální skluz jsou destičky přechodových fází rovnoběžné s prismatickými rovinami matrice v trojúhelníkovém uspořádání.

Opracování hořčíkových slitin díky jejich hexagonální struktuře vyžaduje nutně zvýšené teploty, při kterých však může docházet k nechtěným fázovým transformacím a tak i nechtěné změně následných vlastností. V této oblasti je tedy potřeba detailního výzkumu, aby bylo možno odpovědně navrhnout složení a způsob zpracování materiálu s požadovanými vlastnostmi. Takto navržené materiály je pak potřeba testovat z hlediska korozní odolnosti in vitro a přistoupit k testům jejich aplikovatelnosti – cytokompatibilita, testy na zvířatech pro konkrétní aplikaci apod.

Luděk Joska, Jaroslav Fojt

Vrstevnaté struktury pro stomatologické implantáty

Vysoká škola chemicko-technologická, Praha, ludek.joska@vscht.cz

V příspěvku budou diskutovány vlastnosti povlaků, hlavně z hlediska jejich aplikace ve stomatologii. Povlakování vrstevnatými strukturami je v principu dáno dvěma důvody. Prvním z nich je vytvoření bariéry mezi kovovým materiálem implantátu a tělním prostředím v situaci, kdy lze očekávat negativní odezvu organismu pacienta na implantát. Druhým, a z praktického hlediska daleko významnějším, důvodem je zvýšení bioaktivity povrchu implantátu. Příspěvek bude zaměřen na vrstvy TiN, ZrN a DLC, které jsou, stejně jako hydroxyapatit, na povrch vhodnou technologií nanášeny. Nitridy titanu a zirkonia působí pouze bariérovým efektem, v případě DLC/legovaných DLC vrstev je očekáváno i pozitivní ovlivnění biokompatibility. Odlišnosti v chování těchto vrstev budou demonstrovány na základě interakce s fyziologickým roztokem a fyziologickým roztokem obsahujícím fluoridové ionty při sníženém pH.

Opačným způsobem, tj. růstem přímo z materiálu, je vytvářena nanostrukturovaná vrstva na povrch titanu a jeho slitin. V tomto případě je technologie „povlakování" založena na tvorbě nanostrukturovaného oxidu titaničitého vznikajícího oxidací titanu/slitiny titanu. Takto vytvořené vrstvy mají řadu zajímavých vlastností.

Zdeněk Tolde[1], D. Tondl[1], E. Anisimov[1], P. Bradna[2]

Mechanické vlastnosti povlaku pro ochranu zubní skloviny

[1] ČVUT v Praze, Fakulta strojní, zdenek.tolde@fs.cvut.cz
[2] Výzkumný ústav stomatologický, VFN a 1. LF UK, Praha

Ve spolupráci s „Výzkumným ústavem stomatologickým, VFN a 1. LF UK, Praha" je vyvíjen nový povlak na ochranu zubní skloviny „CaP gel". Povlak je vyvíjen k zacelování drobných defektů v zubní sklovině. Cílem této práce je zkoumání mechanických vlastností povlaku, ve vztahu k základnímu materiálu zubní sklovině. U povlaku byla měřena nanotvrdost a adhezní vlastnosti k substrátu (zubní sklovině). Byly zjišťovány metody přípravy vzorků, stejně jako možnosti zobrazování v elektronovém mikroskopu. Výstupem je potvrzení předpokladu nižší tvrdosti povlaku spolu s jeho křehkostí.

Milada Šírová, Blanka Říhová

Reakce imunitního systému na polymerní nosiče genů nebo léčiv

Mikrobiologický ústav AV ČR, v.v.i., sirova@biomed.cas.cz

Použití nejrůznějších biomateriálů v medicíně se významně rozšiřuje, a své nezastupitelné místo mezi nimi mají většinou chemicky modifikované přírodní nebo syntetické polymery. Jsou součástí kloubních náhrad, krevních pump, tvoří dialyzační

BIOMATERIÁLY A JEJICH POVRCHY III
Herbertov, Horní Mlýn, 15. – 18. 9. 2010

membrány, cévní náhrady a výztuže, vyztužovací síťky, nitrooční čočky aj. Jednou ze zásadních podmínek úspěšného využití biomateriálů je požadavek nevzbuzovat v organismu nežádoucí imunitní odpověď, která může snížit funkčnost biomateriálu nebo zabránit jeho opakované aplikaci, ale i indukovat vážný život ohrožující stav. Imunitní systém se skládá z mechanismů přirozené a specifické imunity a zprostředkovává reakce jako je zánět, tvorba protilátek a buněčná cytotoxicita. Ty umožňují rozpoznávat vlastní struktury od cizích a jsou nezbytné pro organismus především jako obranný systém proti infekcím. Imunitní odpověď ale může být aktivována i po kontaktu s biomateriálem. Je velmi obtížné, ne-li nemožné, vyvinout biomateriál, který by byl pro imunitní systém dokonale inertní, a ověření imunokompatibility každého biomateriálu je tak nezbytnou součástí jeho vývoje.

Genová terapie je léčebný postup, kdy je do buněk vložena genetická informace (úsek DNA), která kóduje vadný nebo chybějící protein. Naše laboratoř v rámci evropského projektu testovala imunokompatibilitu kationických polymerů, které jsou využitelné jako nosiče genů pro genetickou léčbu některých kardiovaskulárních onemocnění nebo defektů sítnice oka. Projekt navrhuje do místa poškození umístit umělou membránu (implantát), na němž bude uchycena příslušná DNA v komplexu s polymerním nosičem, a takto se zajistí genetická úprava okolních buněk. Pro zakotvení komplexů DNA s nosičem a zároveň pro zlepšení kontaktu implantátu s buňkami je jeho povrch pokryt hydrogelem na bázi želatiny. Jako příklad ověření bio- a imunokompatibility uvedeme některé naše výsledky s dvěma typy hydrogelů a vybranými kationickými polymery, získané několika metodami in vitro a v myším modelu in vivo. Polymerní nosiče mohou sloužit také jako transportní systémy léčiv.

Františka Pešlová[1], Evgenyi Anisimov[2], Marián Kridla[3]

Úpravy povrchů titanových slitin pro bioaplikace

[1, 2] ČVUT v Praze, FS, Ústav materiálového inženýrství, frantiska.peslova@fs.cvut..cz
[3] Trenčianská Univerzita A.Dubčeka, Fakulta priemyselných technologií v Púchove, SR

Povrchy objektů jsou charakteristické tím, že jsou ze svého okolí aktivovány podněty, které na nich mohou vyvolat určité procesy, jejichž důsledky se zpětně projevují jako interakce z objektu do jejich okolí. V případě, že okolím jsou živé buňky, které mají také své chování, bude velmi záležet na kvalitě vlastností prvků a vazeb struktury daného povrchu.

Práce se zabývá studiem struktur vybraných materiálů, které na základě tepelného působení mění své mechanické a fyzikální vlastnosti, čím ovlivňují i samotný povrch. Jedná se o čistý titan a titanovou slitinu VT6, které se používají jako implantáty do lidského organismu. Sledovaný povrch je buď krátkodobě, nebo dlouhodobě vystaven vysokým teplotám.

Dagmar Holoubková, Ivan Pohl, Jan Mistrík, Barbora Sedmíková

Polydioxanonový biodegradabilní stent; inovace metody obrábění materiálu vodním svazkem

ELLA-CS, s.r.o., jan.mistrik@ellacs.cz

Biodegradace čili biologický rozklad je speciálním případem degradace, při níž dochází k rozkladu působením biologických činitelů. Rychlost biodegradace v lidském těle je do značné míry závislá na prostředí, ve kterém probíhá (např. pH). Dalšími faktory ovlivňujícími rychlost degradace jsou chemická struktura materiálu (podíl amorfní a krystalinické složky polymeru, hydrofilie atd.) nebo tloušťka implantovaného materiálu.

V současnosti vyrábí firma ELLA-CS jícnový biodegradabilní samoexpandabilní pletený stent (BD Stent), který je indikován pro uvolnění nezhoubných zúžení (benigních stenóz) jícnu, u kterých selhala standardní léčba. Jde zejména o:

- stenózy (peptické, kaustické nebo anastomotické nebo
- achalázie (křečovité stažení dolního svěrače jícnu, jehož příčina není přesně známa).

BD Stent je od roku 2007 CE značkový zdravotnický prostředek, který má na svém kontě mnoho klinických úspěchů.

Hydrolytická degradace jícnového polydioxanonového stentu se projevuje jako pokles radiální síly a morfologickými změnami vlákna. Toto bylo studováno in vitro ve fyziologickém roztoku při konstantní teplotě 37 °C.

Velmi významný přínos pro rozšíření indikací výše zmíněného BD Stentu by znamenalo jeho pokrytí biodegradabilní fólií. Ke stávajícím indikacím by pak přibyla:

1) Léčba dehiscencí v anastomóze neboli rozvolnění stehů mezi resekovanými částmi jícnu nebo jícnu a žaludku po resekci nebo úplném odstranění jícnu postiženého nádorem nebo jizevnatým zúžením (stenózou);

2) Léčba prasknutí stěny jícnu, ke kterému dochází např. při dilatační léčbě jícnových stenóz;

3) Léčba získaných jícnových píštělí, tj. různým způsobem vzniklých komunikací (kanálků) mezi jícnem a sousedními orgány (obvykle průdušnicí-tracheou nebo velkou průduškou-bronchem).

Závěrem přednášky bude stručně prezentován evropsky projekt ConforM-Jet, ve kterém je firma Ella-CS partnerem. Předmětem projektu je inovace metody obrábění materiálu vodním svazkem za účelem vyhotoveni jeho netriviálních předem definovaných 3D povrchu. Jedna z potenciálních aplikaci teto metody je výroba kostních náhrad ze slitin Ti6Al4V.

BIOMATERIÁLY A JEJICH POVRCHY III
Herbertov, Horní Mlýn, 15. – 18. 9. 2010

Jan Mikšovský[1], Miroslav Jelínek[1], Jan Remsa[2], Tomáš Kocourek[2]

Povrchové vlastnosti biokompatibilních materiálů připravovaných pomocí pulzní laserové depozice

[1] Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, jan.miksovsky@fbmi.cvut.cz
[2] Fyzikální ústav AV ČR v.v.i, Praha

Studovali jsme fotokatalytické vlastnosti tenkých vrstev oxidu titaničitého (TiO_2) připravovaných pomocí pulzní laserové depozice (PLD). Připravili jsme více než sto vzorků za různých depozičních podmínek. Našim cílem bylo připravit dobře fotokatalytické krystalické vrstvy TiO_2 (anatasové a rutilové fáze) za co nejnižších teplot tak, aby mohly být využity pro aplikace v medicíně. Ve spolupráci s pracovníky ÚFCH JH AV ČR, bylo vyzkoušeno několik metod pro určení fotokatalytických vlastností. Vzorky byly testovány a ověřovány pomocí následujících metod: XRD, FTIR, kontaktní úhel a povrchová energie, AFM, profilometrie a transmisivity. Výsledky byly studovány s ohledem na tlak a směs plynů při depozici, použitou hustotu energie laseru, teplotu substrátu, výkonu radio-frekvenčního výboje v komoře, použitém substrátu, složení výchozího materiálu, deponované tloušťce a geometrickém uspořádání uvnitř komory. Podařilo se nám nalézt vhodné depoziční podmínky, za kterých dochází k růstu krystalických fází TiO_2 i za nízkých teplot (200°C až 90°C), a při kterých měly vytvořené vrstvy dobré fotokatalytické vlastnosti.

U vrstev jsme také testovali mechanické vlastnosti a to mikrotvrdost a Youngův modul. Pro tato měření bylo použito nanoindentační hlavy z rozšíření AFM mikroskopu Solver Next. Získané výsledky byly pro vybrané vrstvy porovnány s výsledky získanými na přístroji Hysitron TriboIndenter® TI950 v Laboratoři biomechaniky FS ČVUT. Začali jsme také s testováním mechanických vlastností pomocí scratchtestů a snahou do budoucna je testovat pomocí scratch testů adhezní vlastnosti tenkých vrstev k substrátu. Děkujeme za podporu grantu Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České Republiky MSM 6840770012.

Jiří Kukačka[1, 2], David Vajtr[3]

Analýza kovů a metaloidů v laboratorní medicíně

[1] Ústav klinické biochemie a patobiochemie, UK 2. LF a FN Motol, jiri.kukacka@lf2.cuni.cz
[2] Katedra biomedicínské techniky, FBMI, ČVUT v Praze
[3] Ústav soudního lékařství a toxikologie, UK 1. LF

Kovy a metaloidy, které nacházíme v lidském organizmu ve stopovém množství, plní buď úlohu esenciálních mikronutrientů s definovanou denní dávkou (Zn, Se, Fe) nebo bez přesného stanovení denní dávky (Cu, Mn, Cr, Co, Mo a jiné), případně jejich biologická funkce u člověka není zcela objasněna (Li, Ni, Sn, V, B a jiné) nebo patří do skupiny prvků s prokazatelně toxickými vlastnostmi již při malých koncentracích v organizmu (Pb, Hg, Cd, Tl, As, Be, Al a jiné). Zcela zvláštní postavení pak má skupina kovů a metaloidů, které se buď v elementární podobě nebo jejich sloučeniny využívají v medicíně pro terapeutické nebo diagnostické účely. I když jsou kovy a jejich sloučeniny v medicíně využívané člověkem od nepaměti, prvním skutečně moderním kovovým terapeutikem, který se

zasloužil před zhruba 45 lety o vznik zcela nového vědeckého oboru a to bioanorganické chemie, byla platina, přesněji její komplexní sloučenina cisplatina. V současné době se kovy a jejich sloučeniny v medicíně kromě již zmíněných platinových cytostatik uplatňují i jako tzv. neplatinová cytostatika (Ga, Ru, Ti, Ge, Mn a jiné), antibiotika (Fe), léky proti osteoporóze (Sr), psychofarmaka (Li), chemoterapeutika v léčbě arthritidy (Au), antacida (Bi), vazače fosfátů (La), radiofarmaka (Tc), kontrastní a jiné látky používané v zobrazovacích metodách (např. Ba, Gd), antiparazitika (Sb) a celá řada dalších.

V rutinní klinickobiochemické praxi nalezlo význam stanovení jen omezeného spektra kovů a metaloidů, prakticky se jedná o esenciální mikronutrienty měď, zinek, železo a selen, v laboratořích provádějících TDM navíc lithium. Limitujícím faktorem je dostupnost a využitelnost analytických technologií pro stopovou prvkovou analýzu. Vedle málo zastoupených technik jako je voltametrie, ICP-AES nebo NAA se v klinických laboratořích kromě plamenové AAS začíná prosazovat AAS s elektrotermickou atomizací. Na našem pracovišti jsme v posledních 5 letech zavedli do praxe vyšetření některých toxických kovů v biologickém materiálu (Pb, Cd), jinak dostupných pouze na úzce specializovaných toxikologických pracovištích, ze skupiny stopových prvků stanovení selenu, manganu a volného železa a z oblasti TDM v ČR zřejmě ojedinělé stanovení platiny a stroncia v biologickém materiálu pomocí AAS s plamenovou a elektrotermickou atomizací.

Vladimír Starý[1], Margita Douděrová[1], Lucie Bačáková[2]

Závislost smáčivosti povlaků na bázi uhlíku na drsnosti povrchu a její vliv na biokompatibilitu

[1] Ústav materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, vladimír.stary@fs.cvut.cz
[2] Fyziologický ústav, AV ČR v.v.i., Praha

V práci je studována závislost smáčivosti materiálů na bázi uhlíku na drsnosti povrchu. Materiály ve formě povlaků na podložkách 2-D C-C kompozitů byly připraveny ve firmách Tesla Vršovice a HVM Plasma s.r.o, Praha, kompozity byly připraveny v ÚSMH AV ČR, v.v.i. v Praze. Připravený povlak pyrolitického uhlíku (PyC) byl broušen a leštěn, na takto připravený povrch byl pak nanesen povlak Ti-C:H nebo DLC (diamantu podobný uhlík). Takto vznikly tři řady vzorků z různou drsností a různým materiálem na povrchu. Na těchto površích byl měřen kontaktní úhel destilované vody. Drsnost povrchu byla charakterizována 2D parametry drsnosti, kontaktní úhel byl měřen zařízením Surface Energy Evaluation System (SEE Systém, výrobce Ústav fyzikální elektroniky, Přírodovědecká fakulta, Masarykova universita Brno). Měření proběhlo na VŠCHT v Praze, na Ústavu inženýrství pevných látek (prof. Václav Švorčík, DrSc). Velikost kontaktního úhlu je vyhodnocena automatickým softwarem, dodávaným se systémem. Pro měření byla jako kapalina použita destilovaná voda a pro dávkování kapek se používala jednotně dávka 10ml. Měření probíhalo za standardních podmínek při pokojové teplotě. Byla sledována závislost kontaktního úhlu na několika parametrech drsnosti: Ra, Rsk, Rku a Rsm.

Dále byla studována závislost počtu buněk N1, které na daném povrchu adherují po 1 dni kultivace, a jejich rozprostření A na typu a drsnosti povrchu a na kontaktním úhlu. Předpokládáme, že teoreticky může počet buněk záviset na drsnosti (při konstantním kontaktním úhlu) i na kontaktním úhlu (při konstantní drsnosti). Bylo tedy třeba odpovědět

na otázku: Která část těchto závislostí (N1 = f(Ra,θ), A = f(Ra,θ)) je způsobena závislostí N1 a A na Ra a která přímou závislostí těchto veličin na θ. V našem příspěvku se pokusíme o matematické řešení tohoto problému.

Zuzana Říhová[1], Vladimír Starý[1], Lucie Bačáková[2]

Study of the structure and mechanical properties of nanostructured biocompatible coatings on Ti alloys

[1] Ústav materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, vladimír.stary@fs.cvut.cz
[2] Fyziologický ústav, AV ČR v.v.i., Praha

The work concerns about the research of stability of biocompatible nanostructured TiO2 surfaces which are deposited on Ti6Al4V alloy and it considers contact angles changes of ethylenglykol and distilled water. Surface energy was calculated from measured contact angles according to the model Owens –Wendt. Stability is significant for provision and innovation of biocompatibility coating.

In the first stage we have measured contact angles changes of TiO_2 surfaces before and after sterilization. In the next stage we have examined temporal contact angles changes of TiO_2 surfaces in different environments. The morphology of the deposited layers was observed by scanning electron microscope (SEM).

Acknowledgment: This work was supported by the project KAN101120701 of Grant agency of Academy of Science of Czech Republic. We thank to Ing. Jirků from firm Medin, a.s., Nové Město na Moravě for providing the samples.

Evgeniy Anisimov

Studium distribuce prvků slitiny Ti-39Nb

ČVUT v Praze, FS, Ústav materiálového inženýrství, evgeniy.anisimov@fs.cvut.cz

Práce se zabývá studiem povrchu slitiny Ti-39Nb z hlediska distribuce chemických prvků, velikosti strukturálních útvarů a jejich změn vlivem termicko-mechanického zpracování, které pak bude mít odraz na kvalitě opatření této slitiny ochranným povlakem.

Tomáš Suchý

Biologické hodnocení umělých materiálů – korelace mezi in vivo a SBF testy

Laboratoř biomechaniky člověka, FS ČVUT v Praze, suchyt@biomed.fsid.cvut.cz

Potřeba návrhu umělých biomateriálů, které vytváří pevné spojení s kostí, vede ke dvěma zásadním otázkám – jaké druhy materiálů jsou schopné pevného spojení s kostí a jsou in vivo testy na zvířecích modelech jediným způsobem k testování spojení s kostí? Na počátku devadesátých let Tadashi Kokubo navrhl metodu, která umožňuje stanovení míry

bioaktivity umělých materiálů pomocí simulované tělní tekutiny (SBF), která má téměř shodnou koncentraci iontů jako lidská krevní plasma. Základem této metody je předpoklad, že vazba umělých materiálů s kostí je přímo závislá na vytvoření apatitové vrstvy na jejich povrchu během implantace a že tato apatitová vrstva může být reprodukována také pomocí loužení v SBF. Od počátku devadesátých let se testování bioaktivity umělých materiálů pomocí SBF značně rozšířilo (databáze Scopus obsahuje pod klíčovým slovem SBF více než dva tisíce záznamů). Přestože tvorba apatitové vrstvy v SBF je pokládána za podstatný předpoklad k úspěšnému spojení s kostí in vivo, korelace mezi in vivo bioaktivitou a schopností vytvářet apatitovou vrstvu v SBF nebyla dosud dostatečně demonstrována a v odborné literatuře se vyskytuje pouze malé množství srovnávacích studií.

Acta geodynamica et geomaterialia is an international multidisciplinary journal on geophysics, geodynamics, geomechanics, geology, geodesy, materials engineering and mineral raw materials processing. The main purpose of Acta geodynamica et geomaterialia enables a possibility to publish the results of scientific works and contribute to information exchange among scientists, engineers and others professionals. The journal is included in the Science Citation Index Expanded and Journal Citation Reports/Science Edition and in the SCOPUS. Topical information is on internet address: http://www.irsm.cas.cz

IMPACT FACTOR (IN 2009): 0.275

Issues, price list:
Acta geodynamica et geomaterialia appears regularly every quarter of a year. The price of one issue is 15 EUR including VAT plus carriage charges. Back issues can be obtained on request. Bank connection: Czech National Bank, 115 03 Prague 1, Na Příkopě 28, account no. 10825081/0710 variable symbol 0823, IBAN: CZ92 0710 0000 0000 1082 5081, BIC (SWIFT): CNBACZPP

Subscription office:
J. Netrestová
IRSM AS CR, V Holešovičkách 41,
182 09 Prague 8, Czech Republic
Tel.: (+420) 266 009 318
E-mail: irsm@irsm.cas.cz

Editor-in-Chief :
Zdeňka Schenkova
e-mail: zdschenk@irsm.cas.cz
Phone: (+420) 266 009 337

Executive Editor:
Monika Šupová
e-mail: supova@irsm.cas.cz
Phone: (+420) 266 009 221

Technical Editor:
Jaroslava Svítilová
e-mail: svitilova@irsm.cas.cz
Phone: (+420) 266 009 258

Submissions:
Acta Geodynamica et Geomaterialia accepts original papers in English concerning all aspects of mentioned disciplines. Authors should submit one hard copy of their contributions and identical text file written in MS Word (any version) and in case of need other files (figures, tables etc.) by e-mail or on USB flash dick or CD-ROM to one of the Executive Editors. The Editorial Board on the basis of reviews of at least two referees makes the decision upon their publication. The Editorial Board cooperates with foreign referees. Author first named will receive one volume of the journal and twenty reprints free of charge.

Journal Policy:
It is Acta Geodynamica et Geomaterialia policy to publish only original and unpublished research work therefore Acta Geodynamica et Geomaterialia does not wish to receive any papers on research work that has already been reported in parts or contains already published text, data, figures, tables or other illustrations or any copyright materials whatsoever that has been submitted or accepted for publication either in a journal or conference proceedings elsewhere in any form, in print or in electronic media. When submitting a manuscript, authors should sign an Author Declaration that the research work contained in their manuscript is completely original and unpublished. If redundant or duplicate publication is attempted or occurs authors should expect immediate editorial action to be taken including prompt rejection of the submitted manuscript. Submission of any manuscript that contains redundant or duplicate publication of the same or very similar research work violates the policies of this journal. It is authors' responsibility to obtain

written copyright permissions from other sources for reproduction of any figures, tables, photos, illustrations, text or other copyright materials from previously published work.

Manuscript:
The manuscript should be organized in the following order: title, full name of all authors, their affiliations and addresses including phone number, fax number and e-mail address, abstract (100 – 200 words in length), keywords, main body of paper and references.

Tables:
Tables at maximum size 24x16 cm and minimum font size 9 pt should be given in text or on separate pages. Tables must be written really as tables (in columns), not as text (in rows). Captions of all tables should be on separate page.

Figures:
Photographs, drawings and maps are acceptable only in a good quality (minimum 600 dpi). Maps should include coordinates. Descriptions of axes should be at sufficient size in due to possibility of reducing. Figures may be placed in a text or given as separate files. Permitted formats of figure files are only (*.doc, *.xls, *.ppt, *.bmp, *.pcx, *.tif, *.jpg, *.gif). Figures are to be referred as Fig. Arabic numeral and should be numbered consecutively, according to their sequence in the text. Figure captions should be typed on the separate sheet and placed at the end of manuscript. Required size of the figures in the manuscript should be included to the list of captions. Color illustrations (minimum 1200 dpi) may be published at author's expenses. For colour pictures the authors will be charged EUR 85,- per page including VAT.