



9. 9. 2009

STŘEDA

středa 14:00
E. Benda
Povrchy a analytující nultovou nebo specifickou interakci umělých materiálů s biologickým prostředím (interakce biologického prostředí s umělými povrchy)

středa 15:00
V. Brezina
Interakce živočišných buněk s „materiálem studována „in vitro“

středa 16:00
L. Jaska, J. Folt, M. Hradilová
Kovové biomateriály a koroze

středa 17:00
J. Folt, L. Jaska
Vliv aplikace léčebného přípravku obsahujícího fluoridy na dlouhodobě korozní chování titanu



10. 9. 2009

ČTVRTEK

čtvrtek 9:00
V. Škofčíl, L. Cvrček
Block copolymer povlaky a jejich charakterizace

čtvrtek 10:00
L. Himmlová, T. Goldmann, D. Kubies, V. Pešáková
Analýza povrchu nejčastěji používaných zubních implantátů

čtvrtek 11:00
M. Brtko
Koronařní stěny

čtvrtek 14:00
N. Anisimov, A. Štáfl
N. Anisimov – příprava, vlastnosti a použití

čtvrtek 15:00
M. Munzarová, M. Juklíčková
Zdravotní rizika spojená s výrobou, zpracováním a využíváním nanovláknitých materiálů v průmyslové praxi

čtvrtek 15:30
K. Balík, T. Suchý
„Měkké“ biokompozity

čtvrtek 16:30
T. Suchý, K. Balík, Z. Sucharda, M. Černý, L. Bašková, E. Filová, M. Sochor
Modifikace tkaninových kompozitů na bázi polyamidové výtuzce a polysiloxanové matrice pomocí HA/TCp nanomikro plniv, mechanická analýza a biologické hodnocení

čtvrtek 17:00
I. Janda
Cimman a biomateriály



11. 9. 2009

PÁTEK

pátek 9:00
E. Benda
Uhlíkové povlaky dopované titanem a jejich bioaktivní povrch

pátek 9:30
J. Remsa, M. Jelínek, T. Kocourek
Laserová ablace a biomateriály

pátek 10:30
J. Anisimov, F. Pešlová
Interakce povrchu s prostředím

pátek 11:00
Z. Sucharda, M. Černý, M. Šupová, S. Ryglíková
S. Ryglíková
Cap kompozitních vzorků pro zkušební in vitro kultivace buněk



12. 9. 2009

SOBOTA

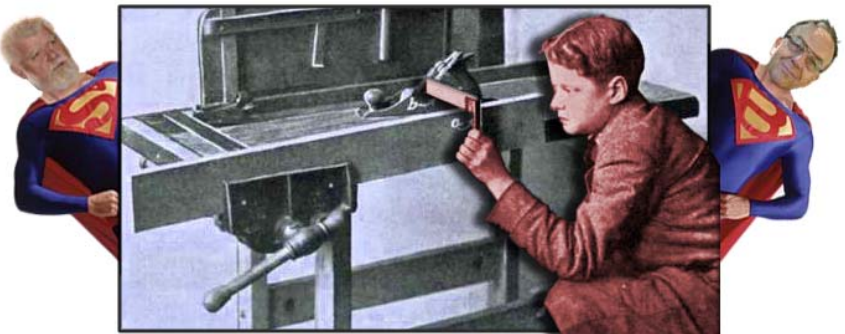
sobota 8:30
V. Škofčíl
Vliv struktury a chemického stavu povrchu uhlíkových materiálů na biokompatibilitu

sobota 9:30
D. Hrušková, Z. Sucharda, K. Balík
Biokompozity s želatinovou maticí

sobota 10:00
P. Rybolíková, J.L. Lopes, P.L. Granja, J.R. Gomes
Frictional properties of poenta-based hydrogels as synthetic cartilage

sobota 10:30
P. Mitráfov
Studium struktury a mechanických a tribologických vlastností nanokompozitních povlaků

sobota 11:00
Z. Toide
ICDAM - Inovační centrum diagnostiky a aplikace materiálů



BIOMATERIÁLY A JEJICH POVRCHY II.

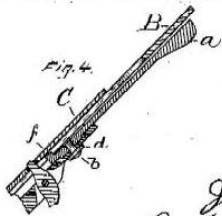
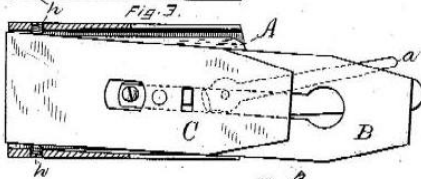
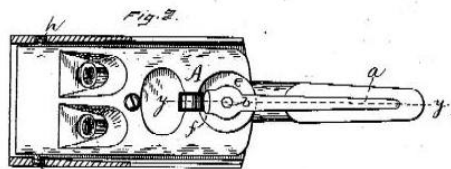
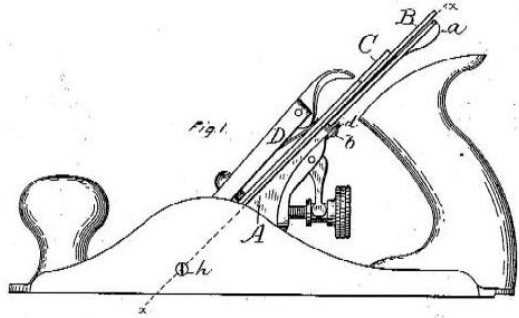
Herbertov, Horní Mlýn, 9.-12.9.2009

(No Model.)

J. A. TRAUT.
BENCH PLANE.

No. 306,877.

Patented Oct. 21, 1884.



Witnesses.
John Edwards Jr.
Eddy N. Smith

Inventor.
Justin A. Traut
By James Shepard
Att'y



9.9.2009

STREDA



středa 14:00

Eduard Brynda

Povlaky zajišťující nulovou nebo specifickou interakci umělých materiálů s biologickým prostředím (Interakce biologického prostředí s umělými povrchy)

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. Díky různým typům fyzikálních interakcí (elektrostatické mezi ionty, vodíkové vazby, Van der Waalsovy, hydrofobní) zprostředkovaných aminokyselinovými zbytky mohou proteiny interagovat mezi sebou, s jinými biologickými molekulami a umělými materiály. Bílkoviny se více či méně adsorbují na všechny umělé povrchy, nejméně na elektroneutrální hydrogely. K adsorpci primární proteinové vrstvy dochází bezprostředně na začátku kontaktu umělého povrchu s biologickým prostředím. Všechny další procesy, jako jsou následné interakce s dalšími aktivními proteiny a buňkami, se pak odehrávají na nějaké adsorbované proteinové vrstvě, 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 proliferuje pouze jsou-li 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.

Povlékání povrchu substrátů pro tkáňové inženýrství a biosenzory v Ústavu makromolekulární chemie AV ČR: Na povrchu jsou imobilizovány umělé soubory biologických makromolekul, proteiny a polysacharidy, napodobujících ECM a fibrinovou síť nebo semisyntetické struktury obsahující prvky specificky interagující s vybranými typy buněk nebo biologických látek. Mezi perspektivní strategie patří pokrytí povrchu substrátu "non-fouling" vrstvou potlačující depozici proteinů a buněk, na jejíž povrch jsou pak kovalentní vazbou připojeny aktivní prvky - peptidické sekvence ECM proteinů, lektiny, protilátky a jejich fragmenty. Pro tento účel byly vyvinuty technologie přípravy polymerních kartáčů z poly(etylen glykolu) a zwitteriontových polybetainů aplikovatelné pro "non-fouling" pokrytí polymerních i anorganických povrchů.

středa 15:00

Vítězslav Březina

Interakce živočišných buněk s materiálem studovaná „in vitro“

B.P.Medical s.r.o., breznavita@gmail.com

Biokompatibilita materiálů a to nejenom pro medicínské účely, zahrnuje řadu normovaných testů, které však ne vždy splní naše výzkumné cíle – totiž poznat nejenom zda materiál vyvolá toxickou, či mutagenní reakci, ale také znát příčinu a možnost omezení negativního působení na živou buňku. To platí nejenom na materiály pro medicínu, ale také například pro odpady, meziprodukty výroby, potraviny, potravní doplňky, kosmetiku, a vlastně pro komplexní interakci



středa 16:00

Luděk Joska, Jaroslav Fojt, Monika Hradilová

Kovové biomateriály a korozí

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

Kovy používané jako biomateriály, tj. materiály u kterých je požadována vysoká korozní odolnost, jsou buď za daných podmínek termodynamicky stabilní - ušlechtilé nebo je jejich odolnost dána vznikem bariéry na fázovém rozhraní mezi kovem a prostředím. Použitelnost první skupiny, příkladem je zlato, je limitována mechanickými, zpracovatelskými a užitnými vlastnostmi. Převážná většina kovů a slitin aplikovaných v lidském organismu patří do druhé skupiny a odvozuje svoje korozní chování od jevu, který je označován jako pasivita. Do kontaktu s tělním prostředím se nedostává kovový materiál, často neušlechtilý, ale velmi tenká a vysoce odolná pasivní vrstva. Korozní chování pak závisí na jejich vlastnostech a stabilitě.

Kovové biomateriály jsou před nasazením do reálného použití testovány celou škálou technik a je sledována řada vlastností. Hodnocení interakce mezi tělním prostředím a kovem je většinou realizováno na dvou úrovních. První úroveň jsou buněčné testy in vitro, druhou pak testy na zvířatech. Korozní testy in vitro, které by měly být součástí vývojového procesu, nejsou vždy realizovány. Korozí se pak může uplatnit hlavně při testech in vivo, které jsou dlouhodobější. Řada korozních procesů totiž potřebuje k aktivnímu rozvoji tzv. indukční periodu. Kromě toho může být korozní aktivita vyvolána pouze za určitých podmínek - složení prostředí, pH obsah kyslíku atd., jejichž vytvoření opět může záviset na čase.

V příspěvku bude na reálných případech dokumentováno, že zanedbání korozního rozboru může vést při aplikaci materiálů in vivo k nežádoucím následkům. Případ 1. - štěrbinová korozí - izoelastická endoprotéza kyčelního kloubu a korozí komponent pro dočasnou fixaci. Případ 2. - vliv léčebných gelů na titan a povlaky. Případ 3. - dentální amalgám. Třetí případ je opakem předchozích, bude dokumentován pozitivní dopad korozních procesů.



Jaroslav Fojt, Luděk Joska

Vliv aplikace léčebného přípravku obsahujícího fluoridy na dlouhodobé korozní chování titanu

Ústav kovových materiálů a korozního inženýrství, VŠCHT, Praha, jaroslav.fojt@vscht.cz

Negativní vliv fluoridových iontů na korozní odolnost materiálů používaných ve stomatologii je jevem známým již řadu let. Negativní účinky léčebných a preventivních stomatologických přípravků na korozní odolnost dentálních výrobků na bázi titanu byly popsány v řadě studií. Ty se zabývají převážně stabilitou pasivní vrstvy v závislosti na koncentraci fluoridů a pH prostředí, to jest, za jakých podmínek materiál odolává, a kdy již dochází k aktivnímu rozpouštění. Cílem naší práce bylo určit korozní chování titanu v prostředí modelových slin po předchozí krátkodobé expozici vzorku v modelovém stomatologickém přípravku s vysokou koncentrací fluoridových iontů.

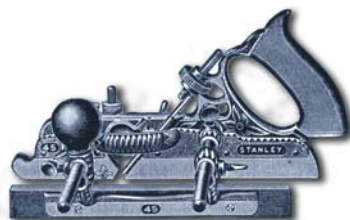
Měření byla realizována se vzorky titanu grade 2 ve fyziologickém roztoku (pH neupravené, 5,8 a 4,2) s obsahem 5000 ppm fluoridových iontů a v modelovém roztoku slin při teplotě 37°C. Pro popis korozního chování bylo použito snímání časových závislostí samovolného korozního potenciálu, měření polarizačního odporu a elektrochemická impedanční spektroskopie. Stav povrchu po expozici byl zkoumán fotoelektronovou spektroskopií (XPS).

Přítomnost fluoridových iontů vedla k degradaci pasivní vrstvy titanu i při mírně kyselém pH. Po přesunu vzorku z agresivního prostředí do modelových slin docházelo k postupné obnově pasivní vrstvy, vzorky však nedosahovaly korozní odolnosti neovlivněného materiálu. Při poklesu hodnoty pH na 4,2 a v přítomnosti 5000 ppm fluoridových iontů docházelo téměř okamžitě k aktivaci titanu a následně tvorbě povrchové vrstvy bohaté na fluor. Tato vrstva významně ovlivnila korozní chování při následné expozici v modelových slinách. Negativní vliv expozice ve fluorech byl patrný i po několika desítkách hodin. Výsledky studie ukazují, že i krátkodobá aplikace léčebného přípravku dlouhodobě snižuje korozní odolnost titanu a může mít negativní následky pro organismus.



10. 9. 2009

ČTVRTEK





čtvrtek 9:00

Jiří Vyskočil, Ladislav Cvrček

Biokompatibilní povlaky a jejich charakterizace

HVM Plasma, s r.o., Praha, Jiri.Vyskocil@hvm.cz

Přijmutí implantátu živou tkání je komplikovaný proces, který je z velké části ovlivněn ději odehrávajícími se na jeho povrchu. Vzájemný kontakt povrchu implantátu s živou tkání vyvolává celou řadu následných reakcí, které vypovídají o jeho snášenlivosti v biologickém prostředí a jsou rozhodující pro stanovení tzv. biokompatibility. Biokompatibilní materiál se posuzuje podle interakce s prostředím, zejména podle cytotoxického působení, podle toxikologických a alergických reakcí, podle karcinogenních či mutagenních reakcí, podle vlivu na infekční procesy, podle rozsahu a kvality biodegradace. Materiál nesmí vyvolávat zánětlivou reakci a uvolňovat potenciálně toxické látky. Posuzujeme-li biokompatibilitu ve vztahu povrchu implantátu k živé tkáni lze následně reakce rozdělit do tří hlavních skupin podle aktivity: biotolerantní, bioinertní a bioaktivní. Metodika testování biokompatibility je také pevně stanovena normou ISO 10 993 a je nezbytným krokem pro schválení použití nového materiálu v lékařských aplikacích.

Bez pochopení dějů odehrávajících se na povrchu implantátu by nebylo možné optimalizovat vlastnosti povrchu a proto je hlavní pozornost soustředěna na testování adheze buněk, bioaktivitu povrchu, aplikace povlaku jako difúzní nebo korozní bariéry, tribologie a z estetického hlediska i barvu.

Povrch lze upravit řadou metod od mechanických úprav (broušení, leštění, tryskání) a chemické leptání přes vakuové procesy iontového leptání – nereaktivního nebo reaktivního nebo nanášením povlaků chemickými a elektrochemickými metodami, nástřikem (plazmovým, detonačním dělem), a metodami CVD, PACVD a PVD. Zvláštní pozornost je potřeba zaměřit také na přípravu povrchu před samotnou úpravou (mechanické nebo chemické leštění a zdrsnění). V některých případech lze vlastnosti upravit také následnými procesy (elektrochemie, chemie).

Pro charakterizaci upraveného povrchu lze použít řadu metod, ať už se jedná o základní metody (měření tloušťky a adheze povlaku, chemické složení, drsnost povrchu) nebo specializované (tribologie, reaktivita a difúze, povrchové vlastnosti – smáčivost, barevnost), a měření biokompatibility (růst buněk, adheze proteinů apod.)

Pochopení vztahů mezi reakcí živé tkáně a povrchu implantátu umožnilo zlepšit vlastnosti implantátů a zejména prodloužit jejich životnost. Mezi úspěšné aplikace patří povlakované kovové implantáty kyčelních a kolenních kloubů, dentálních implantátů, srdečních chlopní, stentů, atd. V poslední době se začínají také testovat plastové dentální implantáty, pro které může být povlakování z hlediska biokompatibility nezbytné.

čtvrtek 10:00

Lucie Himmlová, Tomáš Goldmann, Dana Kubies, Vlasta Pešáková

Biokompatibilní povlaky a jejich charakterizace

VÚ stomatologický, Praha, himmlova@seznam.cz

Povrchové vlastnosti implantačních materiálů ovlivňují adhezi a proliferaci buněk pojivové tkáně i adhezi proteinů. Zároveň přítomnost krve v chirurgické ráně a adheze proteinů na povrch implantátu je nezbytná pro úspěšné hojení. Studie vlivu povrchových úprav komerčně dostupných zubních implantátů (c.p. titan a slitina Ti₆Al₄V s různými povrchovými úpravami, CrCoMo slitina, ZrO₂ keramika, polyethylen a uhlíkový kompozit) byla zaměřena na porovnání vlivu povrchových úprav na buněčné reakce a koagulaci krve. Vliv fyzikálně chemických vlastností povrchů implantátů (drsnost, volná povrchová energie, smáčivost) na adhezi a proliferaci buněk lidské pojivové tkáně byl sledován na fibroblastech a osteoblastech. Syntetická aktivita (TNF- α , IL-8,



MMP-I, TIMP-I, BAP) byla hodnocena v supernatantu po kultivaci. Tvorba krevního koagula byla pozorována v SEM na vzorcích jednotlivých materiálů ponořovaných do čerstvě odebrané plně králičí krve.

Proliferace klesala s klesající hodnotou polární složky volné povrchové energie γ^p . Materiály na bázi titanu dosahovaly relativně vysokých hodnot proliferace u obou typů buněk zejména z důvodu vyšší hodnoty γ^p , nízká proliferace uhlíkového kompozitu byla způsobena pravděpodobně téměř nulovou hodnotou γ^p . Nicméně u fibroblastů byla výrazným podpůrným faktorem také nízká drsnost povrchu a hydrofilita. Oproti tomu osteoblasty preferovaly povrchy s vyšší drsností nebo zavedení funkčních skupin do povrchové vrstvy a vliv hydrofility se ukázal jako minoritní. Krevní koagulum se tvořilo až na výjimky nejrychleji na titanových površích.

Mezi sledovanými materiály se jako nejvýhodnější z hlediska rychlého vhojení do kostní tkáně ukázal materiál na bázi titanu s povrchovou úpravou leptáním. Na jeho povrchu osteoblasty proliferovaly nejlépe a produkovaly nejvyšší množství osteogenních markerů a nejnižší množství zánětlivých cytokinů. Fibrinová síť i celé krevní koagulum se na jeho povrchu tvořilo rychleji ve srovnání s ostatními sledovanými materiály. Povrchová úprava plasmatickým nástřikem titanu se ukázala jako slibná z pohledu proliferace. U implantátu s výrazně hrubým povrchem však není možné dodržet požadavek atraumatického zavedení.

Studie vznikla za podpory projektu Interní Grantové Agentury Ministerstva zdravotnictví ČR č. NS 10577-3 a za podpory výzkumným záměrem MŠMT č. 6840770012.

čtvrtek 11:00

Miroslav Brtko

Koronární stenty

Kardiocentrum, Kardiologická klinika Lékařské fakulty University Karlovy a Fakultní nemocnice, Hradec Králové, brtkom@seznam.cz

Kardiovaskulární onemocnění jsou stále nejčastější příčinou úmrtí v České republice, přičemž více než polovinu kardiovaskulárních úmrtí má na svědomí ischemická nemoc srdeční (ICHS). Ischemickou nemoc srdeční lze v principu léčit třemi způsoby: 1/ medikamentózně, 2/ chirurgickou revaskularizací srdečního svalu („bypassovou“ operací) nebo 3/ perkutánními výkony na srdečních tepnách. Metoda perkutánní transluminální koronární angioplastiky (PTCA) vstoupila do klinické praxe v roce 1977. Nejprve byla prováděna prostá balonková plastika na srdečních tepnách, která byla záhy doplněna o implantaci intrakoronárních stentů. Tím se jednak zlepšily krátkodobé i dlouhodobé výsledky perkutánních intervencí na srdečních tepnách, jednak se vyřešila problematika hrožícího uzávěru srdeční tepny při dilataci prostým balonkem. Koronární stenty jsou nejčastěji vyráběny z nerezové oceli nebo z chrom-kobaltové slitiny; jsou buď pleteny z drátu nebo laserem vyřezávány z kovové trubičky a potom krimpovány na dilatační balonek. Největší nevýhodou těchto tzv. prostých stentů je výskyt restenózy v dilatovaném místě. Jedná se o reakci cévní stěny na dilatační inzult a přítomný materiál stentu, která spočívá ve vycestování hladkých svalových buněk přes oka stentu do lumina tepny s produkcí mezibuněčné hmoty. Celý tento proces vede k zužování tepny v ošetřeném místě až k jejímu uzávěru. Pravděpodobnost restenózy se zvyšuje s délkou stentu, s tloušťkou strat stentu a inverzně s diametrem stentu. Stenty se navzájem liší nejen použitým materiálem, ale i konstrukcí strat a jednotlivých ok. Konstrukce stentu pak s sebou nese různou flexibilitu stentu při zavádění, radiální sílu, která je důležitá hlavně při ošetřování významně kalcifikovaných stenóz, a velikost a tvar oka stentu, které hrají roli při pronikání okem stentu do bočné větve. Problém restenózy téměř vyřešila nová generace stentů – tzv. drug-eluting stenty (lékové stenty). Jedná se o kovové stenty, které mají na svém povrchu vázán polymer s antiproliferativní látkou (nejčastěji sirolimus nebo paclitaxel a jejich analoga). Antiproliferativní látka se po implantaci stentu po určitou dobu uvolňuje do cévní



stěny a tím brání reakci, která vede k restenóze. Bohužel antiproliferativní látky brání pokrytí stentu vlastní tkání (cévní výstelkou – endotelem) a tím zvyšují pravděpodobnost pozdního výskytu krevní sráželiny (trombu) v lumen cévy. Toto riziko lze podstatně snížit dlouhodobým užíváním léků, které zabraňují srážení krevních destiček a tím výrazně omezují výskyt trombózy. Možným řešením jak restenózy, tak pozdní trombózy, mohou být biodegradabilní stenty, se kterými jsou zatím jen limitované zkušenosti.

čtvrtek 14:00

Oldřich Jirsák

Nanovlákná – příprava, vlastnosti a použití

Technická univerzita v Liberci, oldrich.jirsak@tul.cz

Suroviny a technologie pro přípravu nanovláken, formy nanovláknenných útvarů. Základní vlastnosti nanovláken. Příklady použití nanovláken.

čtvrtek 15:00

Marcela Munzarová, Martina Jukličková

Zdravotní rizika spojená s výrobou, zpracováním a využíváním nanovláknenných materiálů v průmyslové praxi

Elmarco s.r.o., Liberec, marcela.munzarova@elmarco.com

Příspěvek je věnován výsledkům testování úniku nanovláken při jejich výrobě a výsledkům testování biokompatibility nanovláken v organismu s ohledem na případná zdravotní rizika související s jejich výrobou a zpracováním, případně s použitím produktů s obsahem nanovláken.

Jako nejpravděpodobnější riziko bylo vyhodnoceno riziko související s vdechováním nanovláken. Negativní zdravotní účinky respirabilních vláken jsou způsobené zejména fyzikálními faktory, hlavně tím, že vlákna penetrují do dýchacího ústrojí hlouběji, než by se dalo očekávat na základě jejich geometrických rozměrů. Vlákna se totiž často orientují ve směru proudnic vzduchu a místo jejich depozice je tedy spíše ovlivněno jejich průměrem než délkou. V tenkých kapilárách dolních cest dýchacích se pak mohou zapřít a dlouhodobě dráždit dýchací cesty (např. azbestóza, fibrózy, atd.). Přehledně se těmito otázkami zabývá např. Spengler et al. (2000).

Únik nanovláken při výrobě byl testován při provozu těchto zařízení - laboratorního zařízení Nanospider NS lab, NS industrial line, NS Melt lab. Použitá metoda měření - určení variability koncentrace aerosolových částic v provozu mapováním lokálních koncentrací pomocí přenosného kondenzačního čítače částic P-trak. Dosažené hodnoty byly porovnány s koncentracemi ve venkovním ovzduší a koncentracemi dosaženými v klidovém stavu.

Biokompatibilita polymerních a anorganických nanovláken byla testována metodou zavedení sterilního implantátu testovaného nanovláknenného materiálu do podkožní tkáně potkana.



čtvrtek 15:30

Karel Balík¹, Tomáš Suchý^{1,2}

„Měkké“ biokompozity

¹ÚSMH AV ČR v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Praha, balik@irms.cas.cz

²Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, FS ČVUT v Praze

Éra „tvrdých“ kostních náhrad, kdy úspěšným výsledkem výzkumu byl materiál vykazující stejné mechanické vlastnosti jako lidská kost a prokazující biomechanickou, v lepším případě i jistou bioaktivitu, prakticky skončila. V tkáňovém inženýrství se špičková světová pracoviště (např. NUS Singapur) zabývají vývojem „měkkých“ materiálů, které vykazují bioaktivitu a naprostou degradovatelnost. Smyslem moderních studií je přiblížit se co nejvíce k chemickému a fázovému složení lidské kosti. Základem trojrozměrného scafoldsu je volba vhodného elektrospinningu. Zdá se, že nevhodnější se zatím jeví tažení nanovláken na bázi kolagenu, či směsi kolagenu a kyseliny polyaktidové na vodní hladinu. Vysušená trojrozměrná síť nanovlákná je posléze mineralizována hydroxyapatitem či fosforečnanem vápenatým.

čtvrtek 16:30

Tomáš Suchý^{1,2}, Karel Balík¹, Zbyněk Sucharda¹, Martin Černý¹, Lucie Bačáková³, Elena Filová³, Miroslav Sochor²

Modifikace tkaninových kompozitů na bázi polyamidové výztuže a polysiloxanové matrice pomocí HA/TCP nano/mikro plniv, mechanická analýza a biologické hodnocení

¹ÚSMH AV ČR v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Praha, suchyt@irms.cas.cz

²Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, FS ČVUT v Praze

³Fyziologický ústav AV ČR v.v.i., Praha

Byly navrženy kompozitní materiály na bázi polyamidové tkaniny a polysiloxanové matrice pro aplikace v kostní chirurgii. Do matrice kompozitních vzorků byl pro zvýšení bioaktivity přidán nano/mikro hydroxyapatit (HA) a fosforečnan vápenatý (TCP) v množství 2, 5, 10, 15, 20 a 25%obj. Byl ověřován vliv aditiv na mechanické vlastnosti a současně byly pomocí obrazové analýzy studovány změny ve vnitřní struktuře kompozitů. Biologické hodnocení vlivu příměsí bylo studováno in vitro pomocí kultivace lidských kostních buněk linie MG 63 a pomocí loužení kompozitů v simulovaném tělním roztoku (SBF) a dále pomocí histologických výbrusů z in vivo testů.

čtvrtek 17:00

Ivan Janda

Cimrman a biomateriály

Mikrobiologický ústav AVČR v.v.i., Praha, janda@biomed.cas.cz

Tato historická studie dokládá, že první, kdo začal studovat a vyvíjet biomateriály, byl český génius Jára Cimrman, a to již od poloviny roku 1895. V příspěvku budou předneseny důkazy o nesmírné tématické šíři Mistrova záberu a zdůrazněna bude důležitost jeho vynálezů pro soudobou technologii.



Ladislav Cvrček, Jiří Vyskočil

Uhlovodíkové povlaky dopované titanem a jejich bioaktivní povrch

HVM Plasma, s. r.o., Praha, Ladislav.Cvrcek@hvm.cz

Pro úspěšnou aplikaci ortopedických i dentálních implantátů v aplikacích vyžadujících srůstání implantátu s kostí je rozhodující, jakým způsobem bude reagovat okolní tkáň na povrch samotného implantátu. Jednou z možností přizpůsobení povrchových vlastností implantátu těmto požadavkům je jeho povlakování. V případě interakce povrchu implantátu s kostní tkání mohou být vhodným kandidátem uhlovodíkové vrstvy dopované titanem, kde určité množství titanu výrazně ovlivňuje bioaktivitu povrchu. Provedenou optimalizací tohoto množství bylo nalezeno takové chemické složení povlaku, které kromě bioaktivity zajišťuje také dobré mechanické vlastnosti i chemickou stabilitu. Povlak by tedy neměl být resorbován okolní tkání, jako v případě hydroxyapatitu a mohl by se stát jeho perspektivní náhradou.

pátek 9:30

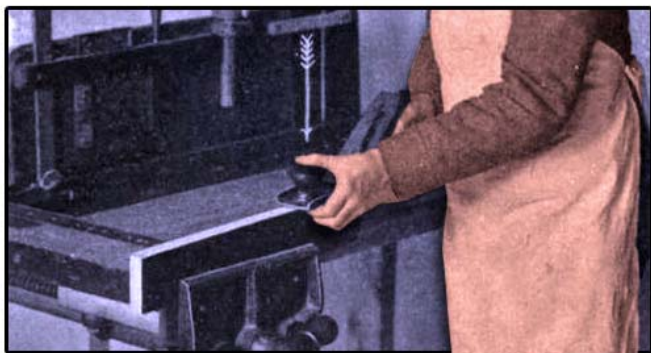
Jan Remsa¹, Miroslav Jelínek^{1,2}, Tomáš Kocourek^{1,2}

Laserová ablace a biomateriály

¹ Fyzikální ústav AV ČR v.v.i., Praha, jremsa@gmail.com

² ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno

Přednáška shrnuje poznatky o pulsní laserové depozici (PLD). Přednosti PLD se projevily hlavně při depozici vícesložkových a dopovaných materiálů jako např. vysokoteplotních supravodičů, feroelektrik, elektrooptických materiálů, aj. Výhodou metody je, že k ablaci materiálu z terče dochází v důsledku jeho interakce s laserovým zářením. Interakce s částicemi plynné fáze v depoziční komoře je poměrně slabá, což umožňuje deponovat vrstvy v širokém rozsahu depozičních tlaků. Další výhodou je, že téměř všechny materiály absorbují záření vlnových délek pod 250 nm, což jsou vlnové délky současně nejběžnější používaných depozičních excimerových laserů. Klíčovými rysy této technologie jsou schopnost reprodukovat složení terče a depozice multivrstvových systémů pomocí jednoduché výměny terčů. Prostorová směrovost plasmového obláčku z terče snižuje riziko kontaminace deponovaných vrstev nežádoucími příměsími. Po hardwarové stránce je PLD velmi jednoduchá. Systém se skládá z laseru, depoziční komory, terče a (ohřívaneého) držáku podložek. Z hlediska nákladů je podstatná pořizovací cena laseru. Na druhé straně je možné s jedním laserem sdílet depozice různých vrstev (více depozičních komor = více experimentů) a lze realizovat i další technologické operace (laserová litografie, modifikace povrchů, laserové žhání, vrtání, atd.). Z hlediska omezení PLD technologie se jedná o dva problémy: pokrytí velkých ploch a o vytváření kuliček (nehomogenit) ve vrstvě. Pokrytí velkých ploch je problematické vzhledem k dopředné úhlové směrovosti plazmového obláčku (přenosu materiálu z terče). Velké plochy lze v zásadě pokrýt skenováním laserového svazku po terči a pohybem podložky vzhledem k plasmovému obláčku. Možností jak snížit nehomogenity povrchu vrstvy je celá řada. Optimální variantu pro docílení dokonalé povrchové morfologie vrstvy je třeba stanovit pro každý materiál a vhodné depoziční podmínky experimentálně. Laserovou depozicí byla deponována škála materiálů s velmi rozdílným aplikačním zaměřením. Nové možnosti otevírá také kombinace PLD s dalšími technikami. Např. přídavné výboje pro disociaci a aktivaci reakčních plynů v komoře (radiofrekvenční výboj, jeho modulace, atd.) umožňují studium zcela nových materiálů. Kombinace PLD a magnetronu zase umožňuje vytváření gradientních, nanokompozitních a nanokrystalických vrstev. Perspektivní je i kryogenní laserová technologie MAPLE (Matrix Assisted Pulse Laser Evaporation), která zpřístupnila nanášení a studium tenkých



11. 9. 2009

PÁTEK



vrstev organických materiálů. Dále bude na příkladech demonstrována aplikovatelnost PLD a MAPLE pro studium planárních vlnododových laserů, tenkovrstvových čidel plynů a v lékařství.

V posledních letech se ukazuje, že jen málo materiálů je opravdu biokompatibilní. Proto je cílem vyvinout tenké biokompatibilní vrstvy pro pokrytí materiálu implantátu a touto cestou zlepšit biokompatibilní a mechanické vlastnosti. Poslední část příspěvku je soustředěna na vrstvy hydroxyapatitu (HA), jeho modifikace dopací stříbrem a na diamantu podobný uhlík (DLC). PLD dovoluje jednoduše kontrolovat obsah dopantů, krystalické a jiné vlastnosti vrstev těchto vrstev. Charakteristiky vrstev jsou určovány pomocí profilometru, SEM, WDX, XRD a optické transmise. Antibakteriální vlastnosti HA, stříbra a dopovaných vrstev HA stříbrem byly studovány "in vivo" pomocí buněk Escherichia coli K12 C600.

Děkujeme za podporu grantu Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky MSM6840770012, a výzkumnému záměru AVOZ 10100522.

pátek 10:30

Jevgenij Anisimov, Františka Pešlová

Interakce povrchů s prostředím

Ústav materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, anisimov@seznam.cz

Povrch má funkci přebírat působení okolí na součást, technický objekt (TO) z daného materiálu. Povrch musí zabezpečovat odolnost vůči poškozování, se zachováním všech strukturálních, tribologických, optických, geome-trických a funkčních vlastností materiálu.

Pokud materiál součásti nebo TO má společný rys, který lze specifikovat jako vnější zatížení povrchu, které vyvolá na povrchu objektu jeho aktivaci je třeba počítat s reakcí daného materiálu. Reakce povrchů se může projevit vznikem nebo rozvinutím degradace, kterou lze na technickém objektu hodnotit jako přípustnou nebo nepřípustnou.

Charakteristickou vlastností každého povrchu pevné fáze je změna symetrie sil působící v mikroobjemu materiálu, podle charakteru struktury. Zatím co uvnitř objemu jsou tyto síly v různých směrech navzájem vykompen-zo-vány, povrchová vrstva je v tomto smyslu „nenasyčená“.

Volný povrch je vystavený působení plynného, kapalného nebo pevného média, v němž je různý obsah chemických prvků, s větší nebo menší aktivitou na strukturu materiálu. .

Fyzikální vlastnosti jsou potom dané atomovou i elektronovou strukturou a mohou se proje-vit jako specifické vlastnosti při zatížení povrchu.

Vlastnosti povrchu jsou dané podmínkami technologie zpracování a samotné výroby. Jednotlivé výrobní operace zanechávají svou stopu ne jen na povrchu, ale i do určité hloubky materiálu, která se mění podle způsobu zpracování i vložené energie.

Odolnost materiálu, v závislosti na vnějším působení, se projevívá různou změnou povrchu, která ovlivní celkovou životnost součásti, nebo TO.

pátek 11:00

Zbyněk Sucharda, Martin Černý, Monika Šupová, Šárka Rýglová

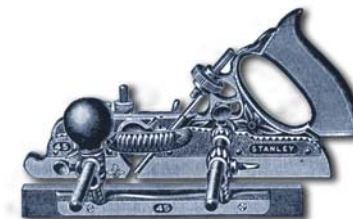
Problematika metodiky přípravy CaP kompozitních vzorků pro zkoušky in vitro kultivace buněk

ÚSMH AV ČR v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Praha, sucharda@irms.cas.cz

Sledování in vitro kultivace buněk na vzorcích částicových kompozitů je vstupní a rozhodující zkouškou jejich vhodnosti jako biomateriálu. Aplikovaná metodika přípravy se stává kompromisem mezi dostupnou a užitou technologií a předpokládanými ději chemickými (možnými



reakcemi mezi pojivem a plnivem), fyzikálními (shlukování částic, sedimentace částic) a požadavky na strukturu a geometrii povrchu vzorku. Příspěvek popisuje řešení této problematiky především na částicových kompozitech siloxanový polymer/CaP částice a vzorcích, jejichž účelem je hodnocení vlivu plniva na kultivaci buněk.





Vladimír Starý

Uhlovodíkové povlaky dopované titanem a jejich bioaktivní povrch

Ústav materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, vladimir.starý@fs.cvut.cz

V práci je studována biokompatibilita materiálů na bázi uhlíku, především její závislost 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 pak probíhala kultivace buněk linie MG63. Drsnost povrchu byla charakterizována 2D parametry drsnosti, biokompatibilita byla zjišťována měřením hustoty buněk 1 a 4 dny po začátku kultivace, jejich průměrné plochy po 1 dnu kultivace; z hodnot hustoty po 1 a 4 dnech byla určována doba zdvojnásobení počtu buněk v kultuře. Byla sledována závislost těchto parametrů na parametrech drsnosti. Na pyrolitickém uhlíku a Ti-C:H se vyskytuje určité minimum hustoty při $R_a \sim 3 \mu\text{m}$, u DLC hustota buněk po 1 dni kultivace s klesající drsností roste. Toto minimum je spojeno u PyC a Ti-C:H s maximem plochy buněk, které je prokázáno statisticky významně. Pro DLC plocha buněk s klesající drsností statisticky významně roste. Nakonec je ukázáno, že příprava povrchů s různou drsností mechanickým broušením a leštěním je vhodný způsob pro přípravu modelových povrchů ke studiu jejich biokompatibility.



12.9.2009

SOBOTA

sobota 9:30

Daniela Hrušková^{1,2}, Zbyněk Sucharda¹, Karel Balík¹

Biokompozity s želatinovou maticí

¹ÚSMH AV ČR, v.v.i. Praha, danulka.h@seznam.cz

²Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS ČVUT v Praze

Želatina jako součást degradabilních biomateriálů pro výrobu kostních náhrad se používá zejména kvůli svému chemickému složení. Jde prakticky o derivát kolagenu (tzv. glutin), přičemž vazby, které drží aminokyseliny ve známé kolagenové trojřoubovici pohromadě jsou narušeny, řetězce zkráceny, tím pádem je želatina aktivnější a tělem lépe zpracovatelná než samotný kolagen (rychlejší distribuce aminokyselin).

Základním použitým materiálem pro výrobu těchto kompozitů byla želatina (ve formě prášku, vláken a gelu) reprezentující organickou část kosti a hydroxyapatit (dále jen HAP) zastupující složku anorganickou (nano a mikroprášek).

První skupinou jsou kompozity lisované bez přídavku rozpouštědla, za zvýšené teploty (tlak i teplota konstantní), kde jsou želatina i HAP ve formě prášku.

Druhou skupinu tvoří kompozity z nanovláknenné tkaniny vyrobené firmou Elmarco, Liberec. Vláknena byla plněna nanopráškem HAPu již při samotném zvlákňování. Tato tkanina pak byla navrstvena a slisována.

Třetí skupina kompozitů byla vyrobena tzv. mokrou cestou, kdy byl HAP přidán do rozpuštěné želatiny a vzorky pak vysušovány do požadované vlhkosti.

Příspěvek je věnován porovnání několika typů kompozitů stejných materiálově, lišících se strukturou. Dále se zabývá výrobou, použitými postupy, porovnáním materiálových vlastností jednotlivých skupin kompozitů a jejich chováním za různých podmínek.



sobota 10:00

Pavla Rybolová, J. L. Lopes, P. L. Granja, J. R. Gomes

Frictional properties of poema-based hydrogels as syntetic cartilage

FS ČVUT v Praze, ribolka@gmail.com

Polymeric hydrogels have proven their usefulness in biomedicine in a large span of applications, such as contact and intraocular lenses, molecular imprinting, wound dressing, drug delivery systems and tissue engineering. Nowadays, synthetic hydrogel materials, such as poly(glycolic acid) (PGA), poly(vinyl alcohol) (PVA), poly(vinyl pyrrolidone) (PVP), among others, have been gaining further interest in the forms of blends and other combinations that result in improvements in their mechanical and tribological properties. In this work, poly (2-hydroxyethyl methacrylate) (pHEMA)-based hydrogels were studied as potential substitute materials for deteriorated articular cartilage by assessing their in vitro frictional behaviour using a conventional pin-on-plate tribometer. The interest of investigating such materials relies on their biocompatibility as well as on their capability to absorb water and maintain a given mechanical rigidity, as required for this specific utilization.

Several formulations of hydrogels containing pHEMA and poly(methyl methacrylate) (PMMA) were prepared, by varying the starting HEMA monomer content before the polymerization process. Proportions from 10 to 90 (wt-%) of HEMA were used to evaluate the frictional response of the hydrogels. Reciprocating sliding of the polymeric pins against bovine cartilage was carried out using saline solution (PBS) as lubricating medium. The tests were performed at variable normal applied load ($10 \leq W \leq 30N$) and constant stroke length (8 mm) and frequency of the oscillating motion (2 Hz).

The low friction coefficient values (≈ 0.02) combined with the preservation of the mating surfaces (hydrogel and bovine cartilage) indicate the potential of the tested hydrogels to be used as substitutes of natural cartilage.

sobota 10:30

Petr Mutafov

Studium struktury a mechanických a tribologických vlastností nanokompozitních povlaků

Ústav materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, petr.mutafov@seznam.cz

Tato bakalářská práce se zabývá experimentálními metodami používanými pro hodnocení mechanických a tribologických vlastností povlaků Ti-C:H.

První kapitola teoretické části popisuje teorii tření, opotřebení a povlakování. Následující kapitola je zaměřená na ucelený přehled nejpoužívanějších experimentálních metod pro hodnocení vlastností povlaků.

V experimentální části jsou zkoumány vzorky s rozdílným způsobem nanosení povlaku. Experiment se skládá z měření chemického složení metodou XPS, měření tvrdosti a měření tribologického chování vzorků.



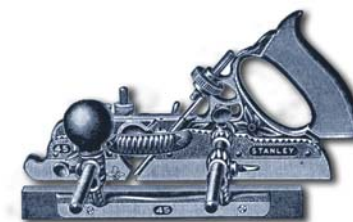
sobota 11:00

Zdeněk Tolde

ICDAM-Inovační centrum diagnostiky a aplikace materiálu

Ústav materiálového inženýrství, FS ČVUT v Praze, zdenek.tolde@fs.cvut.cz

V letošním roce se na ústavu materiálového inženýrství na Karlově náměstí otvírá ICDAM. Centrum je zaměřeno na výzkum duplexních vrstev, tribologické zkoušky, elektronovou mikroskopii a další. Cílem tohoto příspěvku bude seznámit účastníky s přístrojovým vybavením a možnostmi centra.



"POSTER SECTION" **NEW**

Šárka Rýglová

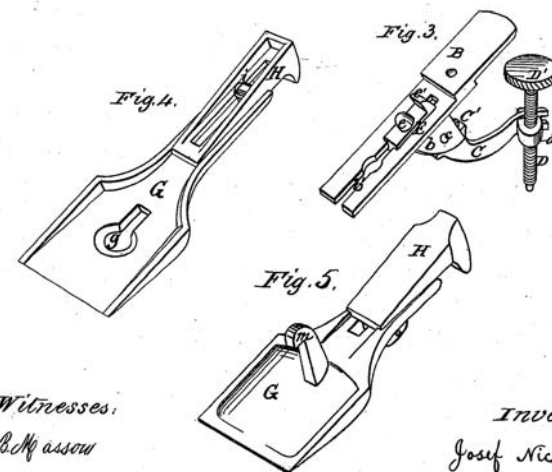
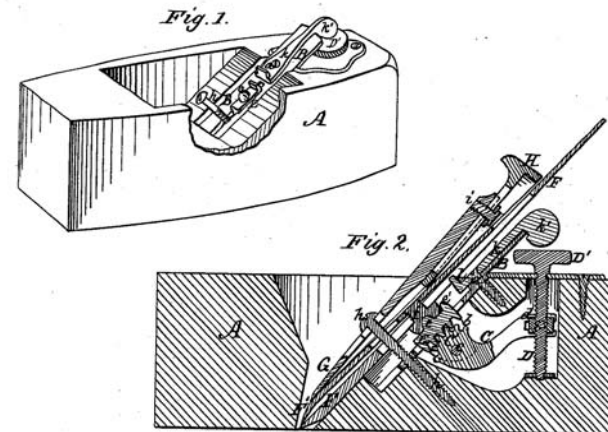
Částicový kompozit jako možný biomateriál pro meziobratlovou rozpěrku

ÚSMH AV ČR v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Praha, ryglova@irms.cas.cz

Cílem této experimentální práce byl návrh technologie laboratorní přípravy kompozitů s částicovou výztuží a termosetickou maticí, stanovení vlivu velikosti částic výztuže a objemového plnění v kompozitu na modul pružnosti v tlaku a tlakovou pevnost. Účelem bylo stanovit vhodný typ výztuže a optimální objemové plnění. Jako výztuže bylo použito dvou typů nano/mikro plniv, hydroxyapatit (HA) a fosforečnan vápenatý (TCP), jako matrice byl použit polydimethylsiloxan (PDMS). V experimentální části se jednalo o vyřešení dvou hlavních problémů, a to dosažení co nejdokonalější homogenizace částicové výztuže v matici a vypracování takového vytvrzovacího postupu, jehož výsledkem by byl kvalitní kompozitní vzorek. Vzorky s nano částicovou výztuží dosáhly obecně vyšších hodnot modulu a pevnosti. Ty se pohybovaly v rozmezí hodnot udávaných pro lidskou kortikální a spongiózní kost.

NEW

J. NICHT.
BENCH-PLANE.
No. 173,177. Patented Feb. 8, 1876.



Witnesses:
W. B. Masson
Edmund Masson

Inventor:
Josef Nicht
By atty A. B. Stoughton