



11.9.2008

CIVILTIEN

čtvrtek 13:00
L. Bačáková
Funkce umělého materiálu v moderních tkáňových náhradách a tkáňovém inženýrství

čtvrtek 14:00
E. Filová
Adrese a rsi lidských kostních buněk linie MG 63 na polyamidových kompozitech s nanohydroxyapatitem

čtvrtek 14:30
M. Kopáček, I. Bačáková, J. Strnad, J. Protyrnský, M. Nesládek, V. Lisa
Lidské kostní buňky v kulturách na titanových nosičích s povrchovými úpravami vyvolávajícími nové dentální implantáty

čtvrtek 15:00
J. Pauli, L. Bačáková, V. Starý, L. Cyrček, S. Daniš
Struktura a mechanické vlastnosti biokompatibilní vrstvy Zn na různých typech podložek

čtvrtek 15:30
K. Bačáková
Kompozity jako biomateriály

čtvrtek 16:30
T. Suchý, K. Bačík, Z. Sucharda, L. Bačáková, M. Sochor, M. Slou
Vlastnosti mikro HA/TCF aditiv na mechanické vlastnosti kompozitu na bázi polyamidové vztuže a polysiloxanové matrice

čtvrtek 17:00
J. Salacová
Kamínový kompozit sklopolysiloxan – studium struktury pro rekonstrukci a modelování

čtvrtek 17:30
M. Šupová
Problém disperze hydroxyapatitu v polymerních maticích

čtvrtek 18:00
J. Nebesářová, M. Vancová, J. Vaněček
Současné možnosti vysokorozlišovací kryo-elektronové mikroskopie při analýze povrchu biologických materiálů



12.9.2008

PÁTEK

pátek 8:30
E. Brynda
Interakce biologického prostředí s umělými povrchy

pátek 9:30
F. Hnilica, J. Veselý
Nové typy titanových slitin pro medicínské aplikace

pátek 10:00
R. Hovavá, J. Rybníček, J. Steidl, J. Horník
Mechanické vlastnosti a biokompatibilita funkčně vrstvených materiálů

pátek 10:30
D. Hrušková
Biomateriály pro výrobu kostních náhrad

pátek 11:00
A. Šimůnek
Zubní implantologie: biomateriály a jejich vhojování

pátek 11:30
P. Šimrové
Plasmové modifikovaný UHMWPE

pátek 12:00
L. Franča
Testování opotřebení kloubních náhrad

pátek 12:30
E. Třešňhová, Š. Popelka, L. Machová, V. Proks, F. Rypaček
Biomechanické modifikace poly(laktidových) povrchů: depozice funkcionalizovaných aminofinálních blokových kopolymerů



13.9.2008

SOBOTA

sobota 8:30
V. Starý, L. Bačáková, I. Kunka, Z. Tóide
Vliv drsnosti povrchu na biokompatibilitu

sobota 9:30
R. Havel, V. Starý, J. Kadlec, K. Jurek, I. Gregora, V. Vorlíček, J. Fencel
DLC vrstvy na biokompatibilních slitnách titanu

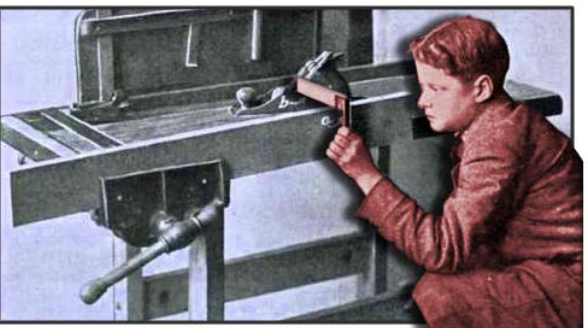
sobota 10:00
Možnosti akreditované laboratorie mechanických zkoušek

sobota 10:30
Z. Tóide, V. Starý, T. Suchý
Vytváření nových metod při hodnocení vysoké drsnosti povrchu

sobota 11:00
M. Doučková, L. Bačáková, V. Starý, P. Glogar
Vliv povrchových vlastností uhlíkových materiálů na rozprostření buněk

sobota 11:30
R. Vrbová
Povrchová úprava dentálních implantátů

sobota 12:00
J. Vaněček
Výpověď modelování v klinické praxi



BIOMATERIÁLY A JEJICH POVRCHY

Herbertov, Horní Mlýn, 11.-13.9.2008



L. Bačáková

Funkce umělého materiálu v moderních tkáňových náhradách a tkáňovém inženýrství

Fyziologický ústav AVČR, Vídeňská 1083, 142 20 Praha 4 – Krč, lucy@biomed.cas.cz

Umělé materiály se stále více dostávají do popředí v transplantační a regenerativní medicíně, zejména jako nosiče buněk pro konstrukci bioarteficiálních tkáňových náhrad moderními přístupy tkáňového inženýrství. Pro tyto aplikace je nutné, aby biomateriál nové generace nebyl pouze pasivně tolerován okolní tkání, ale choval se jako biomimetický a bioaktivní, tj. navozoval a reguloval specifické reakce buněk. Tyto reakce, mezi něž spadá především adhesní, růstová a diferenciální aktivita buněk a jejich specializovaná funkce, lze významně ovlivnit fyzikálně-chemickými vlastnostmi materiálu, například jeho smáčivostí, drsností a přítomností specifických chemických funkčních skupin či biomolekul, jako jsou ligandy pro adhesní receptory buněk. Důležitou roli hraje i stupeň elasticity či tuhosti materiálu.

V průběhu více než desetileté spolupráce naší laboratoře s celou řadou tuzemských i zahraničních fyzikálních a chemických institucí se naše studie interakce buňka-materiál týkaly rozmanitých experimentálních i klinicky užívaných materiálů, jako jsou trvanlivé i degradovatelné syntetické polymery, kovy, keramika, různé formy uhlíku a materiály kompozitní. Tyto materiály byly upravovány celou řadou technik, jako je ozáření ionty, ultrafialovým světlem, plasmatickým výbojem, broušením, leštěním, soustružením, elektroerozí, nanášením různých organických i anorganických vrstev, zvláště vrstev nanostrukturovaných (např. nanovláken fibrinu a extracelulární matrix, uhlíkových nanočástic, jako jsou fullereny, nanotuby či nanodiamanty, nebo nanokompozitních vrstev C:H a kovů). Významnou úpravou, která z umělých materiálů činila analogy přirozené extracelulární matrix, byla funkcionalizace materiálů ligandy pro integrinové adhesní receptory buněk (např. GRGDSG). Modifikované materiály byly osazovány obvykle cévními endotelovými, cévními hladkými svalovými a kostními buňkami s cílem buď inovovat stávající klinicky užívané cévní či kostní náhrady či vytvořit vlastní bioarteficiální analogy cévní stěny, kosti či srdeční chlopně, přičemž jsme využívali klasické statické kultivace buněk či kultivace buněk v průtokových a rotačních dynamických kultivačních systémech.

Ozáření syntetických polymerů ionty, UV světlem či plazmou vedlo k vytvoření chemických funkčních skupin s obsahem kyslíku, zvýšilo smáčivost materiálu a upravilo tak adsorpci molekul extracelulární matrix zprostředkující adhezi buněk v tom smyslu, že se zvýšila dosažitelnost specifických aminokyselinových sekvencí v těchto molekulách pro adhesní receptory buněk, např. integriny. Podobný účinek měly i nanostrukturované povrchy, neboť jejich architektura se podobá geometrické konformaci molekul v přirozené extracelulární matrix. Zajímavý byl vztah stupně adheze buněk k jejich následné proliferaci. Jestliže buňky adherovaly ve vysokém počátečním počtu a velkou adhesní plochou, dříve zahajovaly diferenciální program, který se u cévních hladkých svalových buněk projevoval zvýšenou koncentrací kontraktilních proteinů alfaaktinu, SM1 a SM2 myosinu a jejich organizováním uspořádáním do vláken. Vyzrávající endotelové buňky zvyšovaly koncentraci von Willebrandova faktoru a jeho uspořádání do Weibel-Paladeho tělísek. Osteogenní diferenciace kostních buněk se projevovala především zvýšením koncentrace osteokalcinu a osteopontinu, tj. glykoproteinů schopných vázat vápník. Řízená depozice fibrinu a molekul extracelulární matrix urychlovala vývoj souvislé vrstvy zralých endotelových buněk na vnitřním povrchu klinicky užívaných polyetylenotereftalátových cévních náhrad. Navázání adhesního oligopeptidu GRGDSG, ligandu pro integrinové receptory buněk, na polylaktidový nosič prostřednictvím polyethylenoxidových řetězců navodilo adhezi, syntézu DNA a proliferaci cévních hladkých svalových buněk nejen v klasickém kultivačním médiu doplněném sérem, ale i v médiu bezsérovém. Jako perspektivní pro inženýrství cévní, chlopní i kostní tkáně se ukázalo i využití nanovláken z přirozených i syntetických degradovatelných i stabilních polymerů, jakož i keramické nanočástice.



11.9.2008

ČTVRTEK



čtvrtek 14:00

E. Filová

Adheze a růst lidských kostních buněk linie MG 63 na polyamidových kompozitech s nanohydroxyapatitem

Fyziologický ústav AVČR, Vídeňská 1083, 142 20 Praha 4 – Krč, grausova@biomed.cas.cz;
lucy@biomed.cas.cz;

čtvrtek 14:30

M. Kopeček¹, L. Bačáková¹, J. Strnad², J. Protivínský², M. Nesládek, V. Lisá¹

Lidské kostní buňky v kulturách na titanových nosičích s povrchovými úpravami vyvíjenými pro nové dentální implantáty

¹Fyziologický ústav AVČR, Vídeňská 1083, 142 20 Praha 4 – Krč

²LASAK, s.r.o. Papírenská 25, 16000 Praha 6

³CEA-LIST, Centre d'Etudes Saclay, Bat. 451, p.84, 91191 Gif Sur Yvette, France

V tomto sdělení budou prezentovány výsledky adheze, růstu a imunofluorescenční vizualizace některých adhezních a cytoskeletálních molekul a markerů osteogenní diferenciace u lidských kostních buněk linie MG 63 v kulturách na následujících skupinách materiálů:

„Ti-M“: Ti-Grade 4 (podle ISO 5832-2), obrobený na soustruhu za chlazení. Jedná se o povrch používaný pro výrobu implantátů před 30 lety.

„Ti-AE“: Vzorek Ti-M navíc pískovaný (čistý Al₂O₃, tlak 4 bary) a leptaný v kyselině za účelem zdrsnění na úrovni mikrometrů. Tento vzorek představuje standard dnešní doby. Hydrofobní kyselinou vytvořený mikrorelief v kombinaci s makroskopickou drsností vytvořenou pískováním dává dobrou schopnost osteointegrace a je používán na většině moderních dentálních implantátů.

„Ti-AAE“: Vzorek Ti-AE navíc leptaný v alkalickém prostředí. nově vyvíjená modifikace, která se od Ti-AE odlišuje více hydrofilním charakterem, vyšším měrným povrchem a porozitou.

Dále budou prezentovány výsledky adheze, růstu a maturace buněk MG 63 na vrstvách nanokrystalického diamantu dopovaného bórem a diskutováno potenciální využití těchto vrstev v stomatologické implantologii.

čtvrtek 15:00

J. Paul^{1,2}, L. Bačáková², V. Starý¹, L. Cvrček³, S. Daniš⁴

Struktura a mechanické vlastnosti biokompatibilní vrstvy ZrN na různých typech podložek

¹Ústav materiálového inženýrství, Fakulta strojní, České vysoké učení technické v Praze, Karlovo nám. 13, 121 35 Praha 2

²Oddělení růstu a diferenciace buněčných populací, Fyziologický ústav, Akademie věd České republiky, Vídeňská 1083, 142 20 Praha 4 – Krč

³HVM Plasma, Na Hutmance 2, 158 00 Praha 5

⁴Katedra fyziky kondenzovaných látek, Matematicko-fyzikální fakulta, Univerzita Karlova, Ke Karlovu 5, 121 16 Praha 2

Nitrid zirkonu je považován za slibný materiál pro zpeřňování povrchů nejrůznějších materiálů, speciálně těch, navržených pro trvalé tkáňové operace. V předcházející práci jsme studovali



čtvrtek 15:30

K. Balík

Kompozity jako biomateriály

Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR, v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, V Holešovičkách 41, 18209 Praha 8, balik@irms.cas.cz

Kompozitní materiály jsou všude kolem nás aniž si to často uvědomujeme. Jejich příprava je stará jako lidstvo samo. V medicíně jsou obecně testovány tři druhy kompozitů: vláknové, částicové a jejich kombinace.

Vláknové kompozity

Jsou ověřovány jako spojovací a náhradní prvky prvků kostí. Je využívána jejich nízká hmotnost a naopak vysoká mechanická pevnost a relativně nízký modul pružnosti. Hodnoty mechanických vlastností je možno díky orientaci výtzuže „nasměrovat“ a připravit „na míru“.

Kompozity uhlík-polymer. Byly připraveny na bázi uhlíkových vláken nebo tkanin a epoxidové pryskyřice. Vykazovaly uspokojivé mechanické vlastnosti, ale po delší expozici v organizmu docházelo k degradaci polymeru na monomer, který vykazoval biotoxicitu.

Kompozity uhlík-uhlík. Vývoj těchto materiálů začal v polovině sedmdesátých let. Kompozity na bázi uhlíkových tkanin uložených v uhlíkové matici měly ohybovou pevnost až 250 MPa (lidská kost 150 MPa) s poměrně vysokým modulem pružnosti 80 GPa (kortikální kost 15-20 GPa). Materiály vykazovaly bioneutralitu, při pokryvu hydrogelem (poly-HEMA) dokonce bioaktivitu. Jejich nevýhodou byla však složitá příprava a tedy vysoká cena a uvolňování částic uhlíku v organizmu.

Kompozity sklo-polymer. Připraveny na bázi levných skelných tkanin z E a R-skla a polysiloxanové matrice. Jejich mechanické vlastnosti byly prakticky shodné s mechanickými vlastnostmi lidské kosti, příprava jednoduchá. Po přidavku mikro částic hydroxyapatitu do matrice podporovaly vrůstání kostní tkáň. Nevýhodou byla možnost uvolňování skelných vláken.

Částicové kompozity

Budou ověřovány jako výplňový kostní materiál. Diskontinuální výtzuž je tvořena buď částicemi, často isometrickými nebo krátkými vlákny; v poslední době nanočásticemi a nanovlákny.

Kompozity hydroxyapatit-kolagen. V ÚSMH jsou studovány přípravy částicových kompozitů na bázi nanočástic hydroxyapatitu a nanovláken kolagenu uložených v kolagenové matici či želatinové matici. Cílem výzkumu je připravit materiál vykazující bioaktivitu, biodegradovatelnost bez vysokých požadavků na mechanické vlastnosti.



čtvrtek 16:30

T. Suchý¹, K. Balík¹, Z. Sucharda¹, L. Bačáková², M. Sochor³, M. Šlouf⁴

Vliv nano/mikro HA/TCP aditiv na mechanické vlastnosti kompozitu na bázi polyamidové výtuzě a polysiloxanové matrice

¹Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR, v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, V Holešovičkách 41, 18209 Praha 8, suchyt@irms.cas.cz

²Fyziologický ústav AVČR, Vídeňská 1083, 142 20 Praha 4 – Krč

³Laboratoř biomechaniky, FS ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6

⁴Ústav makromolekulární chemie, AV ČR, v.v.i., Heyrovského náměstí 2, Praha 6

Byly navrženy kompozitní materiály na bázi arylamidové tkaniny a polysiloxanové matrice pro aplikace v kostní chirurgii. Do matrice kompozitních vzorků byl pro zvýšení bioaktivity přidán nano/mikro hydroxyapatit a fosforečnan vápenatý 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. Ukazuje se, že nano příměsi mají na mechanické vlastnosti, oproti mikro částicím, příznivější vliv. Jako optimální se z hlediska konečné aplikace ve formě náhrad tvrdých tkání jeví obsah nano aditiv 10-15%obj., při jejichž přidání dochází jednak k optimalizaci tuhosti kompozitu, tak ke zvýšení ohybové pevnosti, a to bez změn ve vnitřní struktuře kompozitu.

čtvrtek 17:00

J. Salačová

Tkaninový kompozit sklo/polysiloxan – studium struktury pro rekonstrukci a modelování

Technická univerzita v Liberci, jana.salacova@tul.cz

Příspěvek pojednává o možnostech výzkumu kompozitního materiálu o složení sklo/polysiloxan. Výtuží je tkanina vyrobená z e-skla, matricí je polysiloxanová pryskyřice. Výzkum probíhá v několika na sebe navazujících oblastech - od výroby kompozitní destičky, přes studium vnitřní struktury až po modelování výsledných vlastností a vizualizaci (rekonstrukci) vnitřní struktury. Jedná se o samotnou výrobu kompozitních vzorků ve tvaru laminátu ve vysokotlakém autoklávu s možností volby materiálového složení, vytvoření příčných řezů, úpravu povrchu řezů leštěním pro mikroskopické snímání, postupné odbrušování povrchu a opětovné leštění, mikroskopické automatizované snímání, zpracování rastrového obrazu do vektorového za účelem získání obrsů strukturních prvků, rekonstrukci vnitřní struktury vizualizací a víceúrovňové modelování výsledných vlastností kompozitu.

čtvrtek 17:30

M. Šupová

Problém disperze hydroxyapatitu v polymerních maticích

Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR, v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, V Holešovičkách 41, 18209 Praha 8, supova@irms.cas.cz

Tento příspěvek je spíše literární rešerší, která se zabývá přípravou nanokompozitů obsahujících částice hydroxyapatitu (nejvíce používaného biokeramického materiálu) v polymerních maticích, s kvalitou je ekvivalentní reálné kosti. Zvláštní důraz je kladen na problém disperze, t.j. přípravu kompozitu s neagregovanými částicemi. Ačkoli homogenní disperze částic hraje klíčovou roli převážně v mechanických vlastnostech, kompozit s homogenně



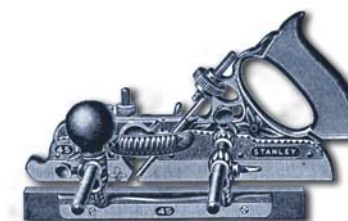
čtvrtek 18:00

J. Nebesářová, M. Vancová, J. Vaněček

Současné možnosti vysokorozlišovací kryo-elektronové mikroskopie při analýze povrchů biologických materiálů

Laboratoř elektronové mikroskopie, Biologické centrum AV ČR, v.v.i. - Parazitologický ústav, Branišovská 31, 37005 České Budějovice, nebe@paru.cas.cz

Skenovací elektronová mikroskopie je ideálním nástrojem pro sledování povrchové morfologie studovaných preparátů především díky své velké hloubce ostrosti ve srovnání s optickou mikroskopií. V současné době mikroskopy vybavené autoemisní tryskou jako zdrojem primárních elektronů přináší i velký nárůst rozlišovací schopnosti a to dokonce i při velmi nízkých hodnotách urychlovacího napětí v řádu jednotek kV. Pro biologické materiály se tak otvírá cesta pozorovat je ve zmrazeném stavu, tedy co nejbližší nativnímu stavu, bez výrazného radiačního poškození a při vysokém rozlišení na rozdíl od environmentálního skenovacího elektronového mikroskopu. Jak ukázala naše studie na spermiích jesetera sibiřského klasické chemické metody přípravy biologických preparátů, které zahrnují fixaci glutaraldehydem a oxidem osmičelým, dehydrataci acetonu řadou a sušení metodou kritického bodu, vedou ke zmenšení objemu vzorku až o 30%.





E. Brynda

Interakce biologického prostředí s umělými povrchy

Ústav makromolekulární chemie, AV ČR, v.v.i., Heyrovského náměstí 2, Praha 6



12.9.2008

PÁTEK

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. Proteiny jsou makromolekuly obsahující polypeptidové řetězce jejichž hlavní řetězec, páteř polymeru, tvořený peptidickými vazbami –CO-NH- nese v postranních řetězcích aminokyselinové zbytky. 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 adsorbují na všechny umělé povrchy s výjimkou hydrogelů připravených z vodorozpustných makromolekul (minimalizace hydrofobní interakce), které nenesou žádný elektrický náboj (minimalizace elektrostatické interakce), jako jsou elektroneutrální polysacharidy. 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. Krev je tvořena krevní plasmou, ve které jsou suspendovány krevní buňky (červené krvinky, bílé krvinky, krevní destičky). 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. Při chirurgických zákrocích je nežádoucí koagulace krve potlačována podáváním antikoagulantů. Povrchy implantovaných umělých materiálů by měly koagulaci aktivovat co nejméně.

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 mezibuněčná hmota 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.

Vytváření funkčních rozhraní mezi umělými povrchy a biologickým prostředím. Tkáňové inženýrství využívá pro opravu poškozených tkání a orgánů umělé podpůrné skelety (scaffolds) sloužící k uchycení buněk a řízení jejich růstu. Jelikož buňky interagují pouze s povrchem syntetického skeletu, je výhodné použít materiál s vhodnými vlastnostmi (netoxický, biodegradabilní, a pod.), ze kterého lze vyrobit skelet vyhovující dané aplikaci svým tvarem, morfologií (vláknitá struktura, porézní houba) a mechanickými vlastnostmi odpovídajícími opravované tkáni, a následně modifikovat jeho povrch, tak aby bylo dosaženo optimálního růstu vybrané tkáně. Mezi perspektivní strategie patří pokrytí umělého povrchu a semisyntetickými hybridními makromolekulárními strukturami obsahujícími motivy biologicky aktivních biopolymerů nebo jejich strukturální analogy nebo organizovanými soubory biologických makromolekul (proteiny a polysacharidy) zajišťujícími specifické interakce s buňkami a tkáněmi. Povrchy kovů bývají nejprve modifikovány činidly obsahujícími skupinu reagující s kovem např. thiolová chemie pro reakci se zlatem a stříbrem nebo silanová chemie pro reakci s oxidy na povrchu kovů např. titanu (US Patent 6635269 - Immobilizing mediator molecules via anchor molecules on metallic implant



materials containing oxide layer) a skupinu tvořící kovalentní vazbu s biologicky aktivními prvky (aldehyd, karboxyl, amino).

pátek 9:30

F. Hnilica, J. Veselý

Nové typy titanových slitin pro medicínské aplikace

UJP Praha, Nad Kamínkou 1345, 156 00 Praha-Zbraslav

Titanové slitiny jsou používány k nahrazení poškozených tvrdých tkání, jako naoř. Umělých kyčelních a koleních kloubů, zubních implantátů atp. Doposud používané slitiny, především nejrozšířenější slitina Ti-6Al-4V, se vyznačuje některými nedostatky, zejména co se týká přítomnosti cytotoxického vanadu a hliníku, který je spojován s řadou neurologických nemocí. V posledních letech jsou hledány a zkoumány nové slitiny, které tyto nedostatky odstraňují.

pátek 10:00

M. Lodererová, J. Rybníček, J. Steidl, J. Horník

Mechanické vlastnosti a biokompatibilita funkčně vrstvených materiálů

ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Technická 4, 166 07 Praha 6

Příspěvek se zabývá hodnocením mechanických vlastností a biokompatibility funkčně vrstvených materiálů. Jedná se o inovativní přístup v oboru materiálů využitelný pro bioimplantáty. S rozvíjející se aplikací biomateriálů vzrůstají i požadavky na jejich vlastnosti a hledají se nové přístupy. Právě použití více materiálů s různými vlastnostmi v rámci jednoho výrobku umožňuje např. možnost vyhnout se technologickým spojům a s tím spojených negativních dopadů na funkčnost celku. Struktura funkčně vrstveného materiálu se napříč výrobkem mění a s ním i sledované vlastnosti.

pátek 10:30

D. Hrušková

Biomateriály pro výrobu kostních náhrad

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky Fakulty strojní-ČVUT Praha,
Ústav struktury a mechaniky hornin AVČR, v.v.i. Praha

Příspěvek je věnován novým kompozitním materiálům, které by mohli být v budoucnu použity pro výrobu kostních náhrad.

Tyto nové materiály musí být samozřejmě biokompatibilní a na rozdíl od v současnosti běžně používaných materiálů nejsou bioinertní, ale bioaktivní a biodegradabilní. Bioaktivita je velice úzce spjata s biodegradací. Předpokládá se, že použitý materiál bude bioaktivní již sám o sobě, což znamená, že bude podporovat růst kosti prakticky ihned po implantaci, kdežto biodegradace-tedy rozklad samotného implantátu by měl v ideálním případě nastoupit až 5-8 týden po implantaci. Jelikož použité komponenty, ze kterých se tyto kompozity skládají jsou tělu vlastní, produkty rozkladu mohou být tělem využity k výstavbě nové kosti během vlastní primární (potažmo i sekundární) osifikace, popřípadě vyloučeny jako běžné metabolity. Zmíněnými materiály pro výrobu těchto kompozitů jsou želatina a kolagen-jako zástupci organické části a fosforečnan vápenatý s hydroxyapatitem suplující anorganickou část kosti. Kombinací těchto čtyř základních surovin, jejich poměrů, rozdílných velikostí částic, mísením v různých prostředích a za různých podmínek nám vznikne celá škála částicových kompozitních materiálů, které mohou být použity



samostatně, nebo jako matrice vláknových kompozitů. Kompozity vyrobené ze želatiny, kde byl jako plnivo použit nanoprášek hydroxyapatitu mají ve vysušeném stavu vyhovující mechanické vlastnosti (jsou dostatečně tvrdé i houževnaté) a jsou dostatečně porézní. Totéž platí i pro kolagenové kompozity, potažmo pro kombinované kolagen-želatinové materiály. Příspěvek se zabývá výrobou, použitými postupy, materiály, zpracováním samotných kompozitů a problémy spojenými s chováním biokompozitů za různých podmínek.

pátek 11:00

A. Šimůnek

Zubní implantologie: biomateriály a jejich vhojování

Stomatologická klinika LFUK a FN v Hradci Králové

Zubní implantologie se stala běžnou součástí stomatologické péče. Implantáty lze nahradit jeden zub, skupinu zubů, stejně jako celé zubní oblouky. Z lékařského hlediska se však nejedná o jednoduchou problematiku. Implantát je vystaven působení značných žvýkacích sil, kromě toho je svým jedním koncem ukotven ve sterilní čelistní kosti, zatímco opačným koncem promínuje do septického prostředí dutiny ústní.

Zubní implantáty se až na malé výjimky vyrábějí z titanu. Vhojují se oseointegrací, při které kost přiroste těsně k povrchu implantátu. To má za následek v principu neomezenou životnost implantátu a nemožnost odstranit jej z kosti podobně jako zub, pomocí zubních extrakčních kleští.

Významným faktorem ovlivňujícím chování implantátu v organismu je jeho povrch. Nitrokostrní část implantátu má povrch texturovaný, tedy drsný, aby docházelo ke snadnějšímu a rychlejšímu vhojování. Takové povrchy se vyrábějí pomocí pískování, plazmového sprejování, anodické oxidace nebo leptání minerálními kyselinami. Některé implantáty mají titanový povrch ošetřený zásadou nebo fluoridovým preparátem, čímž se stávají chemicky aktivní.

Jedním ze špičkových titanových chemicky modifikovaných povrchů implantátů je povrch Bio (Lasak s.r.o., Praha) české provenience. Vyrábí se působením kyseliny a poté zásady na spikovaný titan. Experimentálně u něj byly prokázány prvky bioaktivity.

V některých případech se zubní implantáty povlakuji tenkou vrstvou bioaktivního materiálu, obvykle hydroxyapatitu. Vazba tohoto typu implantátu ke kosti by měla být nejen fyzikální, ale i chemická (biointegrace). Tím je zajištěna vysoká schopnost vhojování, ale z dlouhodobého hlediska je biokeramická vrstva považována za rizikový faktor, a proto se od těchto typů implantátů pomalu ustupuje.

pátek 11:30

P. Špatenka

Plazmově modifikovaný UHMWPE

Technická univerzita v Liberci

pátek 12:00

L. Franta

Testování opotřebených kloubních náhrad

Laboratoř biomechaniky, FS ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6

Významným instrumentem předpovídajícím otěrové chování nových konstrukcí endoprotéz a materiálových dvojic může být simulace „in vitro“. V technické praxi není možné dosáhnout shodných dynamických podmínek „in vivo“, které jsou v kloubu po implantaci. Kinematika a



dynamika zatěžovací síly musí simulovat skutečné pohyby pacientů. Simulace při podmínkách rozdílných od podmínek „in vivo“ může přinášet chybné informace o otěrovém chování. Významnými parametry z pohledu realistické simulace je proměnlivé zatížení, rozsah pohybu smýkání a odvalování, experimentální teplota a množství lubrikantu. Simulace za podmínek neodpovídajících „in vivo“ může přinášet chybně vypovídající výsledky. Zajímavým přínosem z tohoto pohledu může být aplikace výsledků nových klinických studií zabývajících se průběhy zatěžování a pohybů. Standardní testovací zařízení simulují především normální relativně pomalou chůzi. Kupříkladu normální chůze představuje pouze malou část z denních aktivit pacientů. Publikované práce popisují, že chůze tvoří přibližně 10% z denní pohybové aktivity člověka. Z experimentálních výsledků můžeme určit pohyby při nižší dochází k největšímu zatěžování kloubních komponent. Mezi nejvíce nepříznivé patří jogging, chůze z a do schodů, chůze po nakloněné rovině, normální chůze a další aktivity. Při chůzi po schodech se uvádí maximum zatěžovací síly od 5,4 do 6,2 BW (Body Weight). Při normální chůzi činilo toto maximum 3,1 BW. V porovnání normální chůze a chůze po nakloněné rovině je výsledná maximální zatěžovací síla rovněž větší při chůzi po nakloněné rovině než u chůze po rovině. Měření silových účinků na kloubní komponenty provedlo množství autorů. Výsledky vykazují značný rozptyl naměřených hodnot. To je způsobeno zejména relativně nízkým počtem vzorků (pacientů), rozdílnými podmínkami při experimentech a dále například různými způsoby měření a vyhodnocování výsledných zatížení. Z měření různých autorů jsou patrné určité trendy a charakteristické průběhy zatěžovacích křivek.

pátek 12:30

E. Třesohlavá, Š. Popelka, L. Machová, V. Proks, F. Rypáček

Biomimetické modifikace poly(laktidových) povrchů: depozice funkcionalizovaných amfifilních blokových kopolymerů

Ústav makromolekulární chemie AV ČR, Heyrovského nám. 2, 162 06 Praha 6

Biodegradabilní polymery na bázi polyesterů, jako např. poly(laktid) (PLA), jsou důležitými materiály v oblasti tkáňového inženýrství. Jedním z podstatných faktorů, které ovlivňují chování buněk v kontaktu s polymerem, je specifická distribuce bioaktivních molekul podporujících buněčnou adhezi na povrchu biomateriálu. Takovými molekulami mohou být peptidové sekvence odvozené ze struktury proteinu mezibuněčné hmoty (např. sekvence –RGDS- fibronektinu). V naší laboratoři jsou pro přípravu funkcionalizovaných biomimetických povrchů biomateriálů na bázi PLA používány amfifilní blokové kopolymeru poly(laktid)u (PLA) a poly(ethylenoxid)u (PEO), které na konci PEO bloku obsahují výše zmiňované peptidové sekvence, přičemž se předpokládá jejich vliv na migraci, růst a diferenciaci buněk.

Představa o topografii povrchů, zvláště pak o distribuci adhezních skupin (RGDS) na površích, které je možné získat depozicí amfifilních kopolymerů na povrch biomateriálu, případně jejich samoorganizací („selforganization“) na rozhraní biomateriál/voda, je získávána pomocí modelové studie. V ní používáme analogické blokové kopolymeru, které jsou, namísto RGDS peptidových sekvencí na konci PEO bloku, funkcionalizovány biotinem (PLA-*b*-PEO-biotin).

Modelové povrchy jsou připravovány rotačním nanášením PLA-*b*-PEO-biotin kopolymeru ve směsích s neutrálním kopolymerem s methoxy skupinou na konci PEO bloku, PLA-*b*-PEO-OMe, na podložku, která je tvořena homogenním filmem poly(L-laktid)u na silanizovaném anorganickém substrátu.

S využitím specifických interakcí biotinu s bílkovinou avidinem byla sledována přístupnost funkčních skupin na povrchu. Povrchově vázaný avidin (protein, 66kDa) byl vizualizován pomocí mikroskopie atomárních sil (AFM) v „tapping modu“. Za účelem vizualizace individuálních funkčních skupin bylo využito objemnějších značek (avidin vázaný na nanočástice, velikost cca



40nm) a jejich vizualizace pomocí „tapping modu“ a „akustického modu“ mikroskopu atomárních sil (AFAM).

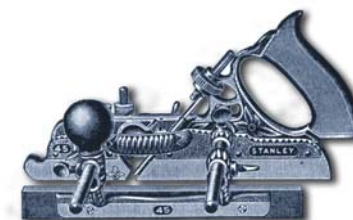
Byla potvrzena role kopolymeru PLA-*b*-PEO-OMe, jako neutrálního pozadí funkčních skupin, při odstínění nespecifické adsorpci proteinů na polymerní povrch.

Získané výsledky prokázaly dostupnost biotinových skupin, jako modelu adhezních peptidových struktur, na površích tvořených vrstvou blokového kopolymeru pro interakci s avidinem, reprezentujícím v tomto modelu receptorový protein buněčné membrány.

Použitím objemnějších značek, jako jsou avidinem modifikované mikrokuličky, umožňuje AFM detekci povrchové topografie individuálních funkčních skupin, přičemž je předpokládána analogická distribuce i –RGDS- peptidových sekvencí.

Využití biotinu jako reprezentativní skupiny ve funkčních PLA-*b*-PEO kopolymerech a značení avidinem v kombinaci s AFM představuje praktickou metodu pro studie topografie povrchů funkcionalizovaných materiálů.

V rámci této studie je sledován i vliv distribuce biomimetických skupin na takto funkcionalizovaných površích na adhezi a diferenciaci buněk.





V. Starý¹, L. Bačáková², I. Kunka¹, Z. Tolde¹

Vliv drsnosti povrchu na biokompatibilitu

¹Ústav materiálového inženýrství, Fakulta strojní, ČVUT v Praze

²Fyziologický ústav AV ČR, Praha-Krč

Definice pojmů: Povrchová vrstva vzniká modifikací základního materiálu; povlak vzniká nanesením jiného materiálu na podložku - povrchové vrstvy i povlaky mají obvykle tloušťku desítek nanometrů až jednotek milimetrů. Povrch je rozhraní mezi materiálem a prostředím, v krajním případě jediná povrchová vrstva atomů (je to teoretický pojem). Povrch z inženýrského hlediska můžeme charakterizovat především drsností a dále např. jeho tvrdostí, modulem pružnosti (což se už netýká pouze povrchu,) a dalšími fyzikálně-chemickými charakteristikami. Důležité pro biokompatibilitu je však to, jak "vidí" povrch buňky. Drsnost povrchu, nebo v širším smyslu jeho morfologie, má na adhesi, růst a množení (proliferaci) a specializaci (diferenciaci) buněk velmi významný vliv. Tento vliv je jasně prokázán, jeho vysvětlení není však zatím zcela jasné.

Drsnost povrchu můžeme definovat jako funkci $z = f(x,y)$, kde x,y jsou souřadnice bodů na průmětu povrchu, z je vertikální souřadnice. Tato funkce je spojitá, její záznam je výšková mapa (2D profil) nebo liniový profil (označuje se 1D). K určení těchto charakteristik se používá několika základních metod, což je měření odrazu světla, přesněji jeho úhlového rozdělení, měření profilu povrchu pomocí dotykových nebo bezdotykových měřičů drsnosti a mikroskopické metody, umožňující bezdotykové měření pomocí tzv. konfokálního mikroskopu nebo metody užívající stereo metodu.

1. Přehled metod měření drsnosti, jejich charakteristika a získaný popis povrchu

- 1D a 2D parametry drsnosti; parametry např. R_a , R_q , R_v , R_p , R_{pm} , R_t , R_z , R_{sk} , R_{ku}), frekvenční (např. S_m , S , HSC , P_c) a smíšené (např. Δ_q , L_q , L_0 , L_r) a odpovídající 2D,
- Abbotova křivka,
- Autokorelační funkce profilu povrchu a autokorelační délka,
- Parametr ORDER který je definován tak, že pro různé drsné povrchy je ORDER=0 pro náhodné rozdělení výšek, ORDER=100 pro perfektní periodický profil.
- Fraktalová analýza.

2. Měření drsnosti

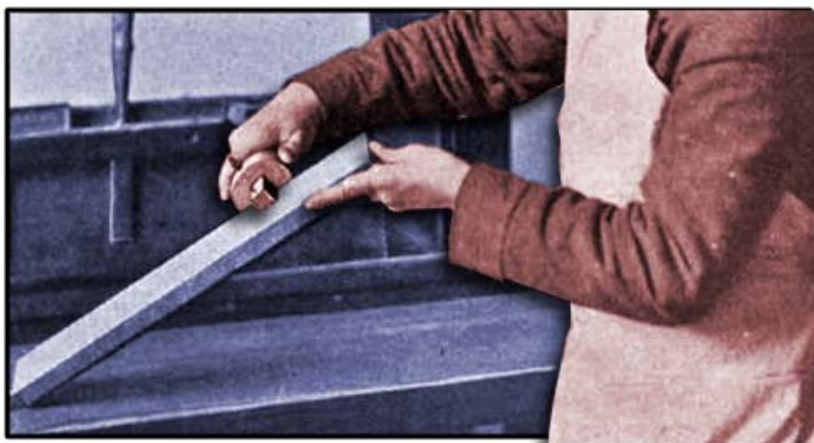
Kontaktní profilometry: poloměr hrotu $\sim 2 \mu\text{m}$, vzdálenost měřených bodů (l_{\min}) = $\sim 2 \mu\text{m}$, základní délka (cut-off) (l_{\max}) = $\sim 0.8 \text{ mm}$;

Bezkontaktní profilometry: bezkontaktní optické zařízení využívající projekce a detekce laserového svazku odráženého mikroreflektory - digitální kamera registruje interferenční proužky, které se vyhodnocují; délkové rozlišení (krok svazku) $10 \mu\text{m}$, min $0.8 \mu\text{m}$, výškové rozlišení= 1.2 nm , měřená plocha $12 \times 10 \text{ mm}$, tj. cut-off (l_{\max}) = 2 mm

Konfokální mikroskopy: délkové rozlišení (průměr svazku) $0.5 \mu\text{m}$, min. $0.12 \mu\text{m}$, výškové rozlišení = 10 nm , měřená plocha pro objektiv $10 \times$: $1.28 \times 0.96 \text{ mm}$, tj. cut-off (l_{\max}) = 0.25 mm

Stereo - SEM: podélné rozlišení SEM $\sim 10 \text{ nm}$, při digitálním snímání 1 pixel, tzn. že hodnota závisí na zvětšení a velikosti matice (v našem případě zvětšení $1000 \times$ a matici 1024×1024 to je $\sim 0.12 \mu\text{m}$), výškové rozlišení - při náklonu $\beta \pm 10^\circ$ je $0.12 / (2 \sin \beta)$, tj. $0.34 \mu\text{m}$.

SPM - Scanning Probe Microscopy: AFM - Atomic Force Microscopy (Mikroskopie atomových sil); podélné rozlišení (poloměr hrotu) $\sim 20 \text{ nm}$, výškové rozlišení = 0.1 nm , měřená plocha např. $5 \times 5 \mu\text{m}$, tj. cut-off (l_{\max}) = $1 \mu\text{m}$



13.9.2008

SOBOTA



3. Jak závisí biokompatibilita na drsnosti?

Buňky na uhlíkatých materiálech: podložka - C-C kompozit, vrstva - pyrolytický uhlík, Ti-C:H, DLC, doktorská práce ing. M.Douděrové (spolupráce FgÚ AV ČR a UMI FS ČVUT)

Buňky na Ti a jeho slitinách (Ti6Al4V), K.Anselme, M.Bigerelle- definice parametru ORDER, adhesní síly a doby oddělení buněk.

4. Proč? - Upevnění buňky k povrchu

Adhesní receptory jsou spojeny do specifických **nano- nebo mikrodomén** na buněčné membráně, nazývané **fokální adhesní plaky** (focal adhesion sites, focal adhesions); zde receptory komunikují se strukturálními a signálními molekulami (talin, vinculin, fokální adhesní kináza), těmi jsou navázány přes aktin na cytoskelet.

Buňka se váže

- přímo k povrchu, slabá vazba
- k aminokyselinovým sekvencím vazebních proteinů, specifická a silná vazba.
- Další možnosti, jak může ovlivnit morfologie adhesi a růst buněk:
- Neohébné svazky mikrovláken mezi fokálním plakem na konci lamely a oblastí jádra vedou při ohybu ke zkracování lamely.
- Fokální plaky mají eliptický tvar, takže upřednostňují směr rýh příp. hřebenů, což způsobí polarizaci cytoskeletu i buňky.
- Fokální plaky (délka $\sim 10 \mu\text{m}$) působí kontaktní vedení buněk; když jsou rýhy užší, fokální plaky jsou schopné připojení jen na hřebenech. Aby se do rýh vešly, musí se natočit a tím orientují i aktinová vlákna.
- Tvar povrchu (mikrotextura) silně ovlivňuje smáčivost - ta potom následně ovlivní uspořádání a konformaci ECM proteinů, které jsou adsorbovány na povrchu a na které se vážou buňky; vazba proteinů je pravděpodobně odlišná např. podél hran.
- Cytoskelet je dynamický systém a vnější síly jsou na něj přenášeny z fokálních plaků. Buňky se snaží dosáhnout stavu rovnováhy vnitřních i vnějších sil, optimální pro diferenciaci. Různé rozdělení sil na texturovaném povrchu vede k jejich optimálnímu tvaru i orientaci.

sobota 9:30

R. Havel¹, V. Starý¹, J. Kadlec², K. Jurek³, I. Gregora³, V. Vorlíček³, J. Fencí⁴

DLC vrstvy na biokompatibilních slitinách titanu

¹Ústav materiálového inž., Fakulta strojní, ČVUT v Praze, 121 35 Praha

²SVÚM a.s., 190 11 Praha 9 - Běchovice

³Fyzikální ústav AV, 162 00 Praha 6

⁴Beznoska s.r.o., 272 01 Kladno

Základními materiály pro výrobu implantátů tvrdých tkání jsou obvykle kovové slitiny s vhodnými mechanickými a korozními vlastnostmi. V současné době je velmi rozšířené užívání titanu a jeho slitin. Pro výrobu drůtky kyčelního kloubu se používá elektroeroze, technologický proces, kdy při elektrickém výboji ve směsi olejů dochází k úběru materiálu z povrchu. Toho je možné využít jednak k obrábění a jednak k dosažení vhodné drsnosti povrchu, což může principiálně zlepšit kontakt materiálu s živou tkání především z hlediska adheze. V této práci jsme studovali vrstvy (povlaky), které vznikají na povrchu Ti a jeho slitin během elektroeroze. V našich předchozích studiích jsme odhadli jejich tloušťku přibližně na $0.5 \mu\text{m}$, a metodami ESCA, RBS a ERDA jsme zjistili, že ve vrstvách jsou přítomny C, O, Ti a H. Z měření současně vyplynulo, že jejich chemické složení závisí na hloubce a jejich tloušťka je nehomogenní. V této práci jsme určili tloušťku vrstvy i její nehomogenitu jednak přímou metodou z příčných řezů sledovaných v řádkovacím elektronovém mikroskopu a jednak výpočtem z intenzit emitovaného rtg. záření



užitím metody elektronové mikrosondy (EPMA) a programu StrataGem pro určení tloušťky a složení vrstev (SAMX, Francie). Tím byla ověřena možnost nepřímého měření tloušťky a složení vrstvy metodou EPMA, která je pro určování tloušťky mnohem jednodušší než metoda příčných řezů.

sobota 10:00

R. Sedláček

Možnosti akreditované Laboratoře mechanických zkoušek

Laboratoř biomechaniky, FS ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6

Laboratoř mechanických zkoušek (LMZ) je pracoviště umístěné na ČVUT v Praze, Fakultě strojní a je součástí Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechatroniky. Laboratoř je vybavena špičkovým testovacím systémem MTS 858.2 Mini Bionix, který je specifický tím, že je schopen provozovat současně zatěžování osovými silami a momenty síly. U osové síly je rozsah systému 0 až 25 kN, u momentu síly 0 až 100 Nm. Jedná se o hydraulický plně počítačem řízený testovací systém s možností 24-hodinového provozu. Nedávno tento systém prošel celkovou modernizací a rozšířením. Nyní je zcela unikátně vybaven speciálním simulátorem, který umožňuje zatěžování s 8 stupni volnosti (3 posuvy + 5 rotací). Tento simulátor je ojedinělý v celé Evropě. Svoji konstrukcí je primárně určen k náročnému testování páteře. Úpravou konfigurace je však možno simulátor používat i k jiným experimentům.

Testovací systém je vybaven rozmanitým příslušenstvím umožňujícím realizaci různých experimentů. Pro měření velmi malých sil je systém vybaven speciálními velmi citlivými siloměry s měřicími rozsahy $\pm 50/100/250/500 \text{ N}$ a $\pm 10 \text{ N}$. Pro hodnocení délkové roztažnosti laboratoř používá extenzometr s pracovními rozsahy $\pm 0,4/4 \text{ mm}$ a speciální bioextenzometr určený pro měkké tkáně. Pro měření příčné deformace je laboratoř vybavena diametrálním extenzometrem s pracovním rozsahem $\pm 1 \text{ mm}$ pro vzorky o průměru 3,6 až 13 mm. K pozorování zkušebních položek je používán stereomikroskop NIKON SMZ 1500 umožňující kvalitní prozkoumání povrchů, lomových ploch i struktury testovaných vzorků. Pro záznam a zpracování obrazu je laboratoř vybavena digitální kamerou NIKON DN100 a vyhodnocovacím softwarem LUCIA NET. Digitální kameru lze také využít ve spojení se speciální mikrosoudou VOLPI, s jejímž využitím lze provádět mikroskopické sledování a vyhodnocování šíření trhlin v materiálu při cyklickém zatěžování.

LMZ je zkušební laboratoř č. 1379 akreditovaná Českým institutem pro akreditaci, o.p.s. a splňuje požadavky mezinárodní normy ČSN EN ISO/IEC 17025. Pravidelný dozor nad dodržováním akreditačních kritérií prováděný akreditačním orgánem vede k neustálému rozvoji systému řízení kvality a zvyšování jakosti služeb. LMZ je jedinou laboratoří v České republice, která má akreditovány zkušební postupy pro mechanické testování a hodnocení keramických materiálů používaných pro výrobu chirurgických implantátů.

V rámci neakreditovaných zkoušek se v laboratoři provádí testování biomateriálů a implantátů, které jsou buď nově vyvíjeny a tudíž pro ně ještě nejsou stanoveny normy se zkušebními postupy, nebo pro ně byly normy nově vydány a probíhá jejich zpracování. Jako příklad lze uvést kompozitní materiály (testování mechanických vlastností) a UHMWPE (zkoušení ořetů) nebo meziobratlové rozpěrky, kyčelní náhrady, dentální implantáty, mitrální náhrady atd. Další skupinou zkoušek je testování biologických materiálů a stanovování jejich mechanických vlastností, např. tahové zkoušky oční rohovky nebo tepenné stěny, ohybové zkoušky osteoporotických krysích femurů, tlakové zkoušky chrupavky atd. Dále pak je prováděno testování materiálů při statickém i dynamickém zatěžování. Samostatnou skupinou je provádění kalibrací nově vyvíjených přístrojů a přípravků, sloužících například k snímání silových účinků nebo hodnocení vlastností materiálů.

Laboratoř mechanických zkoušek je neustále modernizována a rozšiřována novým zařízením a měřidly, které zvyšují její uplatnění nejenom při spolupráci s ostatními institucemi ve výzkumné



činnosti, ale i v komerční sféře. V případě zájmu lze akreditovat další zkušební postupy, které by rozšířily nabízené služby.

sobota 10:30

Z. Tolde¹, V. Starý¹, T. Suchý²

Porovnání měřících metod při hodnocení vysoké drsnosti povrchu

¹České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, Karlovo náměstí 13, 121 35 Praha 2

²Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR, v.v.i., Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, V Holešovičkách 41, 182 09 Praha 8

Cílem této prezentace je představit závěry měřících metod pro vyhodnocování drsnosti povrchu na vzorcích s velmi vysokou drsností. Byly srovnávány vzorky Ti a TiAlV (ISO 5832-2 a 5832-3) s titanovou vrstvou připravenou metodou plazmového nástřiku nebo připravené elektroerozí materiálu s případnou chemickou úpravou. Takto připravené vrstvy jsou nebo by v budoucnu měly být aplikovány v biomedicíně.

Vyhodnocení probíhalo metodou dotykového měření (přístroj Talysurf 6 fy. Taylor-Hobson, UK) a metodou bezdotykového měření (přístroj MarSurf TS 50/4 - Mahr GmbH, Goettingen, Germany). V experimentu bylo použito 5 sérií vzorků po 14 kusech. Jednotlivé série se od sebe lišily použitou technologií výroby a předvýrobními operacemi. Na každém vzorku bylo provedeno měření drsnosti na třech náhodně vybraných liniích, u bezdotykové metody byla navíc zjišťována plošná povrchová drsnost. Tyto hodnoty byly následně statisticky vyhodnoceny.

V závěru budou prezentovány soubory naměřených hodnot a porovnání výsledků jednotlivých měřících metod. Dále pak zamýšlení nad důvodem naměřených odchylek s přihlédnutím k odlišnému materiálu, metodě úpravy povrchu a odlišnosti použitého zařízení.

sobota 11:00

M. Douděrová¹, L. Bačáková², V. Starý¹, P. Glogar³

Vliv povrchových vlastností uhlíkových materiálů na rozptřeni buněk

¹Ústav mater. inženýrství, Fakulta strojní, ČVUT v Praze

²Fyziologický ústav Akademie věd České republiky, Praha

³Ústav struktury a mechaniky hornin, Akademie věd České republiky, Praha

Živočišné buňky velmi dobře snášejí uhlík i řadu materiálů na bázi uhlíku. Například kompozity vyztužené uhlíkovými vlákny a s uhlíkovou maticí jsou biokompatibilní a mohou mít při vhodné přípravě i mechanické vlastnosti, obdobné mechanickým vlastnostem tvrdých tkání. To z nich činí materiál vhodný pro implantáty v ortopedii a zubní chirurgii. Na biokompatibilitu materiálů mají významný vliv jejich povrchové vlastnosti, které se projevují na rozhraní živé tkáně a materiálu, tj. v přímém kontaktu buněk s povrchem materiálu. Biokompatibilitu je pro její exaktní posuzování při experimentech *in vitro* chápat jako soubor parametrů, hodnotících kvantitativně adhezi, proliferaci, diferenciaci a morfolologii buněk, a dále schopnost buněk produkovat proteiny a enzymy podle své funkce v organismu

Z literatury a našeho předchozího studia vyplývá, že interakce buněk s povrchem materiálu je ovlivněna jednak morfologií povrchu materiálu (např. drsnost, porozita, atd.), jednak chemickým stavem povrchu (smáčivost, povrchová energie, přítomnost radikálů a různých chemických skupin na povrchu, atd.). Vhodnou změnou těchto vlastností je možné docílit zlepšení biokompatibility, např. zvýšení počtu adherovaných buněk, jejich větší rozptřeni atd. Jednou z perspektivních úprav chemického stavu povrchu je i vytvoření povlaku (tenké nebo tlusté vrstvy) z vhodného materiálu. Drsnost povrchu je pak možno upravovat broušením a leštěním.



V našem příspěvku se zaměřujeme na povrch kompozitu uhlík-uhlík s vrstvou amorfního uhlíku a-C:H, gradientní vrstvy Ti+C, příp. vrstvy pyrolitického grafitu (PyG). Vrstvy a-C:H byly připraveny na katedře makromolekulární fyziky MFF UK ve vysokofrekvenčním plasmatickém výboji v n-hexanu; tloušťka vrstev byla ~30 nm. Gradientní vrstvy Ti+C byly připraveny v HVM Plasma, a.s. metodou PECVD s využitím planárního magnetronu ve výboji v argonu, který byl postupně nahrazován C₂H₂. Vzniklá vrstva má tloušťku ~3 μm a gradientní složení s nanokrystalickou strukturou; povrch vrstvy má vysokou koncentraci volných vazeb. Na kompozitu uhlík-uhlík s různou drsností a připravenou tenkou vrstvou a-C:H nebo Ti+C byly pěstovány hladké svalové buňky krys a určena jejich plocha, která je jedním z parametrů, které umožňují hodnotit biokompatibilitu materiálů.

Závěrem děkujeme prof. H Biedermanovi, DrSc. a dr. P. Širokému, CSc. za přípravu vrstev.

sobota 11:30

R. Vrbová

Povrchová úprava dentálních implantátů

Výzkumný ústav stomatologický - 1. LF UK a VFN, Vinohradská 48, 120 21, Praha 2, RadkaVrbova@seznam.cz

Dentální implantáty jsou v moderním zubním lékařství často využívány k náhradám chybějících zubních tkání. Existuje mnoho typů dentálních implantátů, jejichž použití se řídí konkrétní klinickou situací. Důležitou roli při vhojování implantátů hraje jejich povrchová úprava. Cílem této práce je ověřit vliv nového bioaktivního povlaku na kvalitu spojení kost - implantát v rámci „in vivo“ experimentu. Povlak nanosený na titanovém povrchu je tvořen polymerním materiálem na bázi polysiloxanu s částicemi hydroxyapatitu.

sobota 12:00

P. Janíček

Výpočtové modelování v klinické praxi

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Odbor aplikované mechaniky a biomechaniky, FSI VUT v Brně, Technická 2896/2, 616 69, Brno, janicek@fme.vutbr.cz

