

Polyetheretherketon (PEEK) – I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi

Polyetheretherketone (PEEK). Part I: Prospects for Use in Orthopaedics and Traumatology

Z. HORÁK¹, D. POKORNÝ², P. FULÍN³, M. ŠLOUF⁴, D. JAHODA², A. SOSNA²

¹ Ústav makromolekulární chemie AV ČR, skupina vývoje recyklace polymerních materiálů, Praha

² I. ortopedická klinika 1. LF UK, FN Motol, Praha

³ 1. lékařská fakulta UK, PGS, Praha

⁴ Ústav makromolekulární chemie AV ČR, skupina morfologie polymerů, Praha

SUMMARY

On the basis of current studies, polyaryletherketone (PAEK) polymers appear to be materials with great prospects for medical application. The most important member of this family of semi-crystalline thermoplastics is polyetheretherketone (PEEK) with its composites. The excellent properties of this material find their use in the treatment of various disorders of the skeletal system. At present they are used with advantage to construct spinal implants, and replacements for other orthopaedic applications and for dental and trauma medicine are at advanced stages of clinical testing.

Key words: PAEK, PEEK, polyetheretherketone, joint replacement, total hip arthroplasty.

ÚVOD

Využití polymerů ke konstrukci implantátů v ortopedii, traumatologii či spondylochirurgii představuje zásadní přínos v léčbě degenerativních chorob i traumat. V současné době lze pozorovat dva trendy ve výzkumu zaměřeném na uvedené aplikace. Jedna cesta je zlepšování vlastností stávajících polymerních materiálů – jako příklad může sloužit UHMWPE využívaný pro kluzné části umělých kloubů (8, 14, 15, 20, 33), jehož vlastnosti se do značné míry mohou řídit modifikací jeho struktury (síťování, tepelné úpravy apod.) (18, 25, 30). Druhým směrem výzkumu je hledání nových polymerů, které by vykazovaly lepší užitné vlastnosti pro danou aplikaci a delší životnost. Jde hlavně o vyšší odolnost vůči otěru (wear), vyšší stabilitu vůči oxidativní degradaci (oxidative degradation), a vyšší odolnost vůči dlouhodobému tlakovému namáhání (creep). Z komerčně vyráběných syntetických polymerů se pro uvedené účely ukazují jako perspektivní **polyaryletherketony** (PAEK) a z nich především **polyetheretherketon** (PEEK) (16, 24, 27, 37).

Polymery PAEK, především nejčastěji používaný PEEK, vykazují vynikající mechanické vlastnosti. Příkladně od roku 1980 jsou proto používány pro konstrukci dílů ve strojírenství a elektrotechnice (16, 24).

Kromě toho se polymery PAEK začaly uplatňovat při vývoji implantátů užívaných ve spondylochirurgii i aloplastice kyčelního kloubu, kde se využívá jejich srovnatelných mechanických vlastností s kostí (29). Tyto polymery vykazují modul pružnosti 3–4 GPa a navíc může být jejich tuhost zvýšena několikanásobně inkorporací vhodného ztužujícího prostředku. V několika následujících letech se prokázalo, že tyto polymery jsou dobře tolerovány živou tkání a jsou resistentní vůči degradaci *in vivo* (4). Zdálo se tedy, že jejich využití pro skeletální náhrady je otázkou krátké doby. I když některé práce prokazovaly vhodnost tohoto polymeru pro zmíněné účely (22,23), z ne zcela známých důvodů se jejich aplikace zabrdila.

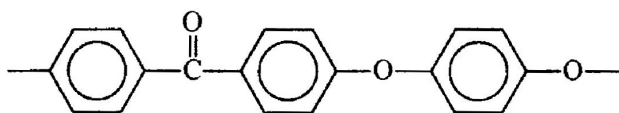
Až v roce 1998 se PEEK objevil jako materiál cílený na konstrukci implantátů; pod názvem PEEK-OPTIMA jej začala vyrábět anglická firma Invibio Ltd., když převzala od ICI výrobu technického typu Victrex

PEEK. Dostupnost velmi čistého komerčního produktu umožnila provést rozsáhlé studie vlastností tohoto polymeru a otevřela tak cestu k jeho využití v medicíně (36).

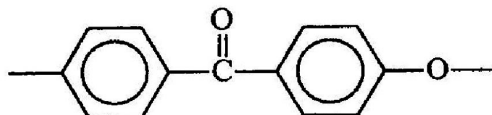
Od té doby bylo publikováno množství informací, z nichž některé byly už prakticky využity především pro konstrukci implantátů pro spondylochirurgii (19). V našem příspěvku jsme se pokusili stručně shrnout základní informace o struktuře a vlastnostech polymeru PEEK včetně příbuzných polyaryletherketonů a jejich kompozitů a zároveň i možnosti použití tohoto materiálu v lékařství.

STRUKTURA

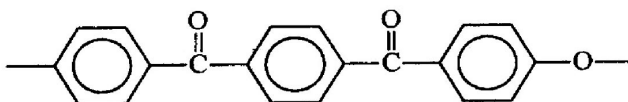
Polyaryletherketony (PAEK) se komerčně vyrábějí polykondenzací halogenovaných benzofenonů s alkalickými solemi hydrochinonu (1). Existují i další postupy (13, 25, 28) syntézy polymerů, které ve svém řetězci mají aromatická jádra vázané mezi sebou střídavě přes kyslík nebo ketoskupinu. Nejznámější z těchto polymerů je právě polyetheretherketon (PEEK):



Komerčně se vyrábí také polyetherketon (PEK):



nebo polyetherketonketon (PEKK):



Jsou známy i další polymery PAEK, které mají podobnou strukturu (1, 13, 16, 19, 24, 27–28). Molární hmotnost těchto komerčně vyráběných polymerů se obvykle pohybuje kolem 100 000 g/mol. Uvedené struktury obsahují málo ohebné ketoskupiny a benzenová jádra, což přispívá k značné tuhosti řetězců; naopak etherová vazba tuhost řetězců snižuje. Počet, řazení a poměr kyslíkových a CO spojení jednotlivých benzenových jader ovlivňuje hlavně mechanické a tepelné vlastnosti příslušného polymeru, kterými se jednotlivé PAEK polymery liší. Velmi stabilní aromatické strukturální jednotky udělují také polymeru vysokou chemickou odolnost. Vedle chemické struktury je chování těchto polymerů ovlivněno nadmolekulárním uspořádáním, především poměrem krystalické a amorfní fáze. Řetězce v krystalické fázi se uvolní a začnou se pohybovat při tzv. teplotě tání T_m , zatímco řetězce v amorfní fázi se uvolní při tzv. teplotě skelného přechodu T_g . Charakteristickým rysem těchto semikrystalických polymerů je vysoká tep-

lota tání (330–440° C), přičemž teplota skelného přechodu se pohybuje v rozmezí (143–160° C).

PEEK, jako nejvýznamnější z těchto polymerů, má hustotu 1320 kg/m³ (při krystalinitě 35 %) a teplotu tání krystalické fáze 335° C. Obsah krystalické fáze kolísá v závislosti na tepelné historii polymeru (tj. na způsobu, jakým finální výrobek nakonec vychladne na laboratorní teplotu), a to v širokém rozmezí od 0 % (prakticky amorfní forma) až do asi 40 % (semikrystalický polymer) u velmi pomalu chlazeného materiálu (16). Ortorombické krystaly PEEK vytváří jemné lamely o tloušťce několika mikronů, které mohou být organizovány do řádově větších sférolitů (17).

MECHANICKÉ VLASTNOSTI

V důsledku nepříliš rozdílné struktury na molekulární i nadmolekulární úrovni vykazují polyaryletherketony podobné vlastnosti (19). Pro konstrukci implantátů se převážně využívá PEEK a je tedy z praktického hlediska nejvýznamnější. Omezíme se proto dále především na tento typ, příp. na jeho kompozity. Pro představu o mechanických vlastnostech tohoto materiálu jsou v tabulce 1 uvedeny vybrané mechanické charakteristiky čistého polymeru PEEK a jeho kompozitu se skleněnými a uhlíkovými vlákny.

Jak je zřejmé z tabulky 1, tuhost PEEK lze významně zvýšit, přičemž houževnatost je možné udržet na přijatelné úrovni – což se při konstrukci implantátů také využívá. Z porovnání hodnot houževnatosti měřené při různě ostrém vrubu je však zřejmé, že tento materiál je poměrně citlivý na tzv. vrubový efekt. Se snížením houževnatosti materiálu účinkem lokální koncentrace mechanického napětí je tedy také nutné počítat již při konstrukci výrobků. Citlivost na vrub je u ztužených

Tab. 1. Vybrané mechanické vlastnosti základního typu a ztužených typů PEEK (16).

Vlastnost	Metoda	Jednotka	PEEK	PEEK+30 % skleněných vláken	PEEK+30 % uhlíkových vláken
Modul pružnosti v ohybu, 23 °C	ASTM D790	GPa	3,66	10,3	13,0
Pevnost v tahu, 23 °C	ASTM D638 (5 mm/min)	MPa	88	157	208
Tažnost, 23 °C	ASTM D638 (5 mm/min)	%	50	2,2	1,3
Napětí na mezi kluzu v tahu, 5 mm/min	ASTM D638 (5 mm/min)	MPa	12	–	–
Pevnost v tahu, 250 °C	ASTM D638 (5 mm/min)	MPa	10	34	43
Modul pružnosti v tahu, 23 °C	ASTM D638 (5 mm/min)	GPa	3,6	9,7	13
Vrbová houževnatost Charpy, 23 °C	BS 2782 postup 351A radius vrubu 2,0 mm	kJ/m ²	34,9	11,3	7,8
Vrbová houževnatost Charpy, 23 °C	BS 2782 postup 351A radius vrubu 0,25 mm	kJ/m ²	8,2	8,9	5,4
Vrbová houževnatost Izod, 23 °C	ASTM D256 radius vrubu 0,25 mm	J/m	83	96	85
Houževnatost Izod, 23 °C	ASTM D256	J/m	bez lomu	725	749
Tvrdost Rockwell (stupnice R)	ASTM D785	–	126	124	124

typů PEEK nižší než u samotného polymeru. Na grafu 1 vidíme modul pružnosti PEEK ve srovnání s jinými materiály.

CREEP CHOVÁNÍ

PEEK se vyznačuje při teplotách pod bodem svého skelného přechodu (145 °C) vysokou odolností vůči creepu (19, 24). Spolu s dobrými ohybovými a tahovými charakteristikami představují creepové vlastnosti PEEK vyvážený komplex vlastností pro aplikace vyžadující dlouhodobou odolnost vůči vysokému zatížení bez trvalé deformace, což je jedním ze základních požadavků pro většinu implantátů a je to jedna z výhod tohoto materiálu oproti UHMWPE. Ztužení skleněnými nebo uhlíkovými vlákny pak vede k dalšímu zlepšení odolnosti materiálů na bázi PEEK proti creepu.

Vzhledem k aplikační sféře polyaryeterketonů a jejich kompozitů lze soudit, že odolnost vůči únavě těchto materiálů je velmi dobrá. Únavové studie konkrétních implantátů nejsou četné, a pokud existují, jsou prováděny spíše na kompozitních materiálech s matricí PEEK.

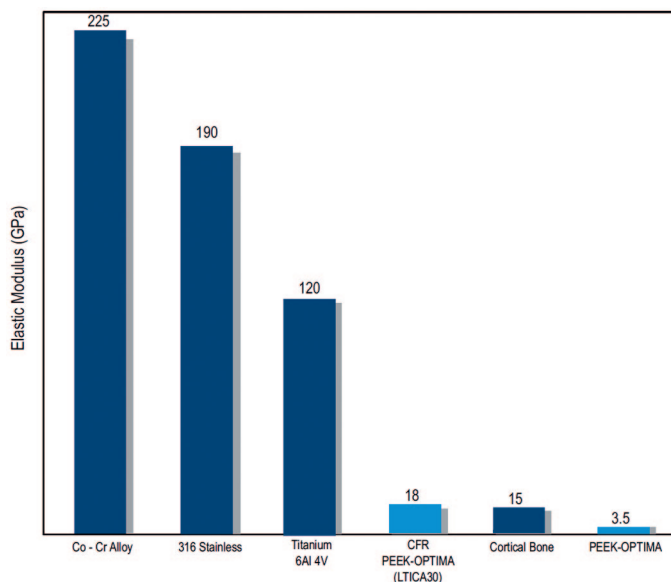
TEPELNÉ VLASTNOSTI

Na tepelné vlastnosti materiálu pro funkčnost implantátů nejsou prakticky žádné speciální požadavky, nicméně z konstrukčního hlediska, a hlavně pro režim jejich výroby standardními zpracovatelskými postupy jsou jejich hodnoty nepostradatelné. V tabulce 2 jsou proto uvedeny základní údaje o tepelných vlastnostech.

ODOLNOST VŮČI OTĚRU

Značným problémem u ortopedických implantátů, především u kluzných částí náhrad velkých kloubů, je

Graf 1. Modul pružnosti polymeru PEEK ve srovnání s kostí a kovy, užívanými v klinické praxi (podle materiálů výrobce – Invibio Ltd.). Důležitá pro klinickou praxi je podobnost hodnot kompozitu CFR PEEK-Optima a kortikální kosti.



Tab. 2. Vybrané tepelné vlastnosti základního typu a ztužených typů PEEK (16).

Vlastnost	Metoda	Jednotka	PEEK	PEEK+30 % skleněných vláken	PEEK+30 % uhlíkových vláken
Koeficient tepelné roztažnosti	ASTM D696	mm/K	47 · 10 ⁻⁶	22 · 10 ⁻⁶	15 · 10 ⁻⁶
Tepelná vodivost	ASTM C177	W/m.K	0,25	0,43	0,92
Tvarová stálost za tepla	ASTM D648 (1,82 MPa)	°C	160	315	315

odolnost vůči otěru. Tato vlastnost zásadně ovlivňuje výběr materiálu a je jedním z hlavních limitujících faktorů životnosti implantátů umělých kloubů vyráběných z UHMWPE. V případě PEEK a jeho kompozitů byla prokázána výrazně vyšší odolnost vůči otěru. Bylo provedena řada testů otěru PEEK proti kovovým slitinám, keramickým materiálům jakož i proti stejnému materiálu a bylo shodně konstatováno, že materiály na bázi PEEK vykazují řádově nižší otěrovou rychlost nežli v případě UHMWPE (5, 34). Tak např. kompozit s uhlíkovými vlákny (CFR-PEEK) měřený standardní metodou *pin-on-disk* (někdy se metoda nazývá též *pin-on-plate*) vykázal hmotnostní úbytek při artikulaci s kovovým protikusem 0,129 mm³ zatímco UHMWPE za stejných podmínek téměř desetkrát více – 1,1 mm³ (11). Výsledky otěrových testů ukazuje graf 2.

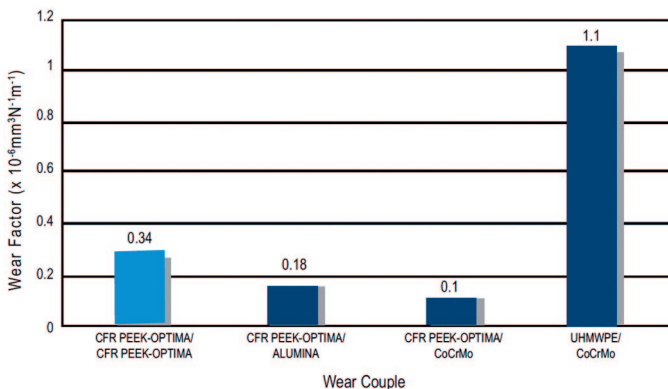
CHEMICKÁ ODOLNOST

Chemická struktura uděluje PEEK výbornou chemickou odolnost vůči většině organických i anorganických kapalin (16, 19, 24). Rozpouští se pouze v koncentrované kyselině sírové a podléhá degradaci účinkem koncentrované kyseliny dusičné. Odolnost vůči hydrolyze je vynikající. PEEK trvale odolává i působení přehřáté vodní páry (výhoda pro tepelnou sterilizaci). V tabulce 3 jsou uvedeny změny důležitých mechanických vlastností charakterizující odolnost PEEK vůči nejčastěji užívaným chemikáliím (16).

VLIV IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

Na rozdíl od UHMWPE je PEEK vysoce rezistentní vůči ionizujícímu záření (21, 31, 32), které se používá

Graf 2. Výsledky otěrových testů polymeru PEEK-Optima při párování s různými materiály – srovnání s UHMWPE (z materiálů výrobce – Invibio Ltd.).



Tab. 3. Odolnost PEEK vůči vybraným chemikáliím po 7 dnech expozice při teplotě 23 °C.

Prostředí	Změna hmotnosti (%)	Pevnost v tahu (% původní hodnoty)	Tažnost (% původní hodnoty)
Aceton	1,3	92	95
Benzen	0	95	94
Diethyléter	0	98	103
Dimethylformamid	0	100	108
Ethylacetát	0	100	107
Ethylalkohol	0	95	97
Ethylenglykol	1,1	105	110
Formaldehyd	3,5	106	111
Heptan	0	92	97
Methylalkohol	1,1	100	104
Tetrachlormethan	0	95	96
Toluen	0	100	106
Trichlorethylen	0,8	100	110
Xylen	0	106	111
Benzín	0	100	107
Petrolej	0	99	104
Hydroxid sodný, konc.	4,3	92	94
Kys. dusičná, 40%	0,4	104	107
Kys. dusičná, konc.	2,9	75	2
Kys. chlorovodíková, konc.	2,0	108	111
Kys. sírová, 30%	1,3	96	101
Kys. sírová, konc.	Rozpouští se		
Peroxid vodíku, 28%	0,7	98	103

při úpravách vlastností a někdy též při sterilizacích komponent kloubních náhrad. Aromatické struktury jsou mnohem odolnější vůči štěpení než alifatické řetězce polyolefinů. Navíc pokud aplikací – paprsků nebo urychlených elektronů nějaké volné radikály vzniknou, tak velice rychle rekombinací v důsledku velké mobility elektronů podél polymerního řetězce. Měření ESR (elektronová spinová rezonance; výsledkem ESR měření je v tomto případě koncentrace radikálů v materiálu) prokázala, že žádný vzniklý radikál nemá životnost delší než 20 min a že tedy případnou degradaci iniciovanou radikály s dlouhou životností lze vyloučit (21). V souvislosti s aplikací PEEK v atomových reaktorech a leteckém průmyslu byl tento materiál testován radiacími dávkami o několik řádů vyššími, než jsou hodnoty používané pro sterilizaci a přesto nedošlo k významnější degradaci. Publikované údaje ukazují, že výrobky z PEEK lze takto sterilizovat na vzduchu, a to dokonce opakovaně, beze změn užitných vlastností. Radiční odolnost PEEK tedy umožňuje širší použití sterilizačních technik pro implantáty vyrobené z tohoto polymeru ve srovnání s UHMWPE.

BIOKOMPATIBILITA

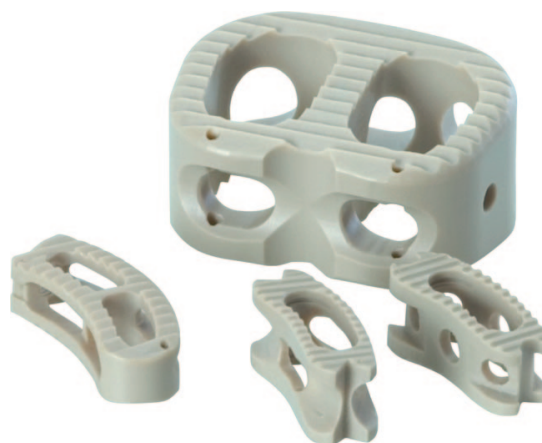
Když se počátkem osmdesátých let ukázala možnost využití polyaryletherketonů pro implantáty, rozběhl se výzkum zaměřený na interakci těchto materiálů s živou tkání (12, 26, 35, 37) s cílem postihnout jejich případ-

né toxické vlivy, imunitní odezvu jakož i adhezi ke kostní tkáni. Výsledky rozsáhlých testů založených na dlouhodobém kontaktu s buněčnými kulturami jakož i četné studie na zvířatech potvrdily, že materiály na bázi PEEK se dobře snášejí s živou tkání. Nebyl nalezen mutagenní ani karcinogenní vliv těchto materiálů ani jiné toxické efekty. PEEK je v biologickém slova smyslu v podstatě inertní, a proto existují snahy zlepšit jeho spojení s kostí – tedy zlepšit jeho bioaktivitu. Toho lze dosáhnout přidávkem vhodných komponent jako jsou fosfáty vápníku (hydroxyapatit, trikalciumfosfát), se kterými jsou již v klinické praxi velké zkušenosti (7, 20). Takto modifikovaný PEEK údajně vykazuje vyšší adhezi ke kostní tkáni a zvyšuje se i modul pružnosti, ale kompozit vykazuje horší pevnost i houževnatost, protože na rozdíl od skleněných či uhlíkových vláken je mezi polymerem a částicemi fosfátů malá adheze. Potvrzuje se známá zkušenost, že u polymerních kompozitů hraje podstatnou roli povaha částic použitého aditiva (velikost částic a jejich distribuce, povrchová úprava atd.) a hlavně jeho koncentrace. Existují informace o kompozitech PEEK-HA s obsahem hydroxyapatitu do 40 %, o úpravách složek kompozitu aplikací plazmatu zahrnující různé strukturování povrchu včetně nanášení kovů (Ti). Lze konstatovat, že optimální složení kompozitů a technologie jejich přípravy je předmětem intenzivního výzkumu.

KLINICKÉ APLIKACE

Páteřní implantáty

Materiály na bázi polyaryletherketonů byly poprvé použity v klinické praxi na počátku 90. let (2, 3) jako prvky užívané při stabilizaci páteře. Tyto implantáty byly vyvinuty americkou firmou DePuy Spine a měly nahradit původní vyrobené z titanu. Titan jako konstrukční materiál má pro tento účel dvě nevýhody – má příliš vysoký modul pružnosti a je rtg kontrastní. Vysoká tuhost fixačního zařízení z titanu může jednak podporovat *stress shielding* a inhibovat regeneraci kosti, jednak jeho nepropustnost pro rentgenové záře-



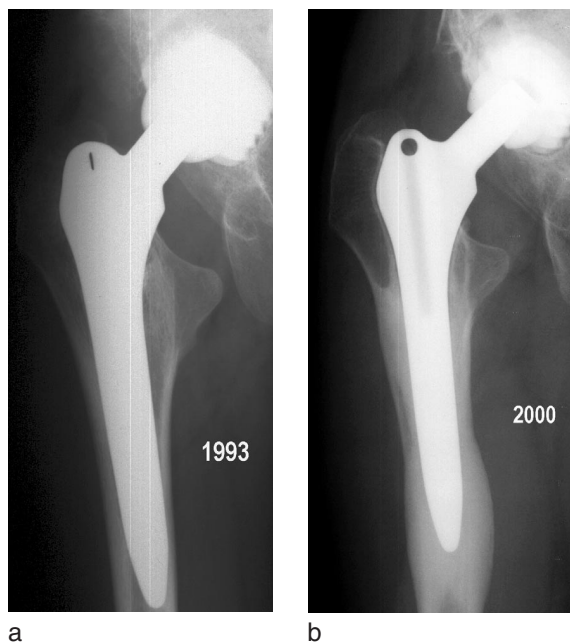
Obr. 1. Příklad implantátů pro spondylochirurgické aplikace.

ní může omezovat kontrolní diagnostiku. Použitím materiálů na bázi PAEK, které jsou radiolucentní a vykazují modul pružnosti bližší okolní kosti, se tato omezení vyloučí.

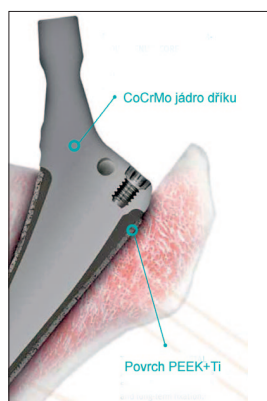
Pro páteřní implantáty bylo zkoušeno několik typů polyarylethetkonů jako PEK, PEEK, PEKEK jakož i jejich kompozity (19). Klinicky byly ověřovány v zásadě dva typy těchto kompozitů. U prvního typu kompozitů šlo o zvýšení tuhosti kompozitu, u druhého se jednalo o zvýšení bioaktivity. Do polymerní matrice se vnášela jako ztužující složka obvykle uhlíková vlákna, která udělovala finálnímu kompozitu lepší mechanické charakteristiky, nebo se do polymeru dispergovaly fosfáty vápníku (hydroxyapatit, trikalciumfosfát) zlepšující nebo urychlující spojení s kostí, ale bez výrazných efektů na ostatní užité vlastnosti materiálu.

Úspěšné klinické ověření těchto materiálů umožnilo konstrukci implantátů, spacerů a osteosyntetických prvků, které jsou komerčně vyráběny (19). Vedoucí firma v produkci materiálů na bázi PEEK je již zmíněný britský výrobce Invibio Ltd. Z jeho komerčního typu PEEK-OPTIMA bylo od roku 1999 vyrobeno jen v USA více než dva milióny implantátů (6). Díky možnosti řízení důležitých vlastností přidávkem různých typů a množství ztužujících vláken lze získat materiály v širokém rozsahu vlastností vhodných pro celou škálu výrobků. Modul pružnosti lze údajně nastavit od 4 do 150 GPa, výrazně je také možné ovlivnit pevnost, odolnost vůči otěru či získat materiál o specifické radioopacitě. Příklad implantátů pro spondylochirurgické aplikace vyráběných z PAEK polymerů je uveden na obrázku 1.

Prakticky všechny klinické studie konstatují úspěšné použití materiálu při stabilizaci páteře. O jeho výho-



Obr. 2. Příklad rozvoje stress-shielding efektu v okolí hrotu dřívku po TEP kyčle Walter-Motorlet v průběhu 7 let.



Obr. 3. Sendvičový dřívek firmy Zimmer, omezující vznik stress-shielding efektu: jádro ze standardního CoCrMo, na něm vrstva PEEK, pro zajištění osteointegrace na povrchu spěkaná titanová vlákna.

dách svědčí skutečnost, že po patnáctiletých zkušenostech s klinickou aplikací PAEK přední výrobci uvažují o dalším použití těchto materiálů v konstrukci implantátů.

Kloubní náhrady

Materiály na bázi PEEK nejsou při výrobě implantátů pro kloubní aloplastiku, navzdory prokázané vhodnosti tohoto materiálu, standardně využívány. Tradiční slitiny kovů, různé typy keramiky a UHMWPE jsou většinou odborníků považovány, do značné míry oprávněně, za úspěšné konstrukční materiály pro kloubní náhrady s přijatelnou průměrnou životností. Z tohoto hlediska se aplikace dlouhodobě klinicky nevyzkoušených typů může jevit jako potenciální riziko. Nicméně v posledním desetiletí se nashromáždila řada informací zahrnující studie na pokusných zvířatech i klinické údaje z humánní medicíny, které dostatečně demonstrují výhody materiálů na bázi PAEK (10). V 90. letech bylo testováno několik typů dřívku k protéze kyčelního kloubu s cílem, mimo jiné, omezit tzv. stress shielding (9) (obr. 2, 3). Je to především kompozit PEEK ztužený uhlíkovými vlákny (CFR-PEEK), který byl porovnáván s různě modifikovaným UHMWPE (18). Bylo zjištěno, že odolnost tohoto kompozitu vůči otěru je ve všech případech výrazně vyšší.

Implantáty v traumatologii

K osteosyntéze se používají v traumatologii ztužené syntetické polymery od 80. let. Jsou to tzv. reaktoplasty (většinou epoxidy) ztužené přidávkem vhodných aditiv. Nevýhodou těchto materiálů je jejich obtížnější tvarové formování do požadovaného tvaru. Mnohem snadnější formování termoplastů by odstranilo uvedený problém. Byly proto provedeny studie s řadou termoplastických polymerů včetně PEEK (6) a potvrdilo se, že především PEEK ztužený uhlíkovými vlákny vykazuje výhodnou kombinaci mechanických vlastností jakož i vysokou odolnost proti únavě materiálu. Navzdory této skutečnosti, analogicky jako v případě kloubních náhrad, se tento materiál nedostal do stadia klinického využívání.

Výzkum nadále pokračuje a je pravděpodobné, že se PEEK, resp. kompozity na jeho bázi, nakonec díky svým vlastnostem prosadí jako materiál pro výrobu osteosyntetických implantátů pro traumatologickou praxi.

ZÁVĚR

Polyaryletherketony (PAEK), se na základě dosavadních studií ukazují jako perspektivní materiály pro různé aplikace v medicíně. Nejvýznamnější z této skupiny polymerů je polyetheretherketon (PEEK) a jeho kompozity. Vynikající užité vlastnosti těchto materiálů jsou výhodné pro řešení různých onemocnění skeletu. V současné době se využívají s úspěchem pro konstrukci páteřních implantátů a v pokročilém stadiu klinických zkoušek jsou i náhrady pro využití v ortopedii, stomatologii a v traumatologii. Vedle přímého užití při výrobě implantátů se PEEK užívá už řadu let ve výrobě operačních instrumentů, katétrů, komponent k pacemakerům a laparoskopickým instrumentům, stentům atd.

Polyaryletherketony mají oproti stávajícím materiálům následující výhody:

- umožňují lepší tvarování a snižují výrobní náročnost implantátů, poněvadž lze použít relativně jednoduchých výrobních postupů pro zpracování termoplastů;
- snadno a bez nebezpečí degradace se sterilizují ionizujícím zářením, chemicky i tepelně;
- vykazují výrazně vyšší odolnost vůči otěru ve srovnání s ostatními polymery a redukují tak nebezpečí osteolýzy;
- snižují *stress shielding*, protože jejich tuhost je mnohem blíže k hodnotám tuhosti kostí než v případě kovových či keramických materiálů;
- zlepšují možnosti kontroly průběhu kostního hojení a okolních tkání pomocí zobrazovacích metod, protože např. při rentgenových vyšetřeních jsou patrné a současně „průhledné“, nezkrslují obraz;
- nemalé možnosti se otvírají i při léčbě nádorových onemocnění skeletu, kde po implantaci komponent z uvedených materiálů by bylo možné pokračovat v aktinoterapii patologického procesu.

Literatura

1. ATTWOOD, T. A., DAWSON, P. C., FREEMAN, J. L., HOG, R. L., ROSE, J. B., STAMLAND, P. T.: Synthesis and properties of polyaryletherketones. *Polymer*, 22: 1096, 1981.
2. BRANTIGAN, J. W., STEFFEE, A. D.: A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Two-year clinical results in the first 26 patients. *Spine*, 18: 2106–2107, 1993.
3. BRANTIGAN, J. W., STEFFEE, A. D., GEIGER, J. M.: A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Mechanical testing. *Spine*, 16(6 Suppl.): 277–282, 1991.
4. BROWN, S. A., HASTINGS, R. S., MASON, J. J., MOET, A.: Characterization of short-fibre reinforced thermoplastics for fracture fixation devices. *Biomaterials*, 11: 541–547, 1990.
5. DEVINE, J.: Developing PEEK polymers as a bearing material for implants. *Medical Device & Diagnostic Industry*, May, 2006.
6. DEVINE, J.: Implantable grade PEEK-Optima polymer: Biocompatibility, Biostability and Performance. *TribOS Newsletter*, 2009.
7. GALLO, J., LANDOR, I., ČECHOVÁ, I., JAHODA, D.: Comparison of Hydroxyapatite-Coated Stems in Total Hip Arthroplasty after a Minimum 10-Years Follow-up. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 339–346, 2008.
8. GALLO, J., MRÁZEK, F., PETŘEK, M.: Podíl imunogenetických faktorů na vzniku a rozvoji periprotetické osteolýzy. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 247–252, 2007.
9. HAGEL, A., HEIN, W., WOHLRAB, D.: Experience with the MayoR Conservative Hip System. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 288–292, 2008.
10. JIRMAN, R., VAVŘÍK, P., HORÁK, Z.: Individuální 3D tibiální augmentace pro náhrady kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 60–64, 2009.
11. JOYCE, T. J. et al: A multidirectional wear screening device and preliminary results of UHMWPE articulating against stainless steel. *Biomedical Mater. Engng.*, 10: 241–249, 2000.
12. KATZER, A., MARQUARDT, H., WEESTENDORF, J., WENING, J. V., FOSTER, G.: Polyetheretherketone cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 24: 1749–1759, 2002.
13. KEMMISH, D. J.: U.S. Pat. 6,909,015, 2003.
14. KOVANDA, M., HAVLÍČEK, V., HUDEC, J.: Předčasné aseptické uvolňování dřívku CF-30. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 59–64, 2007.
15. KOVANDA, M., HAVLÍČEK, V., HUDEC, J.: Výpočtové modelování mechanických interakcí dřívků Poldi-Cech, CF-30, MS-30 a PFC s cementem a kostní tkání. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 110–115, 2009.
16. KRULIŠ, Z.: Polyetheretherketon. In: Sova, M., Krebs, J. (editors): *Termoplasty v praxi*. Praha, Dashofer Verlag 2001, část 4, díl 12, str. 1.
17. KUMAR, S., ANDERSON, D. P.: Crystallization and morphology of poly(etheretherketone). *Polymer*, 27: 329, 1986.
18. KURTZ, S. M.: *The UHMWPE Handbook*. London, Elsevier Academic Press 2004.
19. KURTZ, S. M., DEVINE, J. N.: PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28: 4845–4869, 2007.
20. LANDOR, I., VAVŘÍK, P., JAHODA, D., POKORNÝ, D., BAL-LAY, R., SOSNA, A.: Dlouhodobé zkušenosti s kombinovaným hydroxyapatitovým povrchem ARBOND v osteointegraci implantátu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 172–178, 2009.
21. LI, H. M., FOURACRE, R. A., GIVEN, M. J., BANFORT, H. M., WYSOCKI, S., KAROLCZAK, S.: Effects on polyetheretherketone and polyethersulfone of electron and gamma irradiation. *Dielect Elect Insulation IEEE Trans*, 6: 295–303, 1999.
22. LIAO, K.: Performance characterization and modeling of a composite hip prosthesis. *Exp. Tech.*, 33–38, 1994.
23. MAHARAJ, G. R., JAMISON, R. D. Intraoperative impact: characterization and laboratory simulation on composite hip prostheses. In: Jamison, R. D., Gilbertson, L. N. editors: *STP 1178: Composite Materials for Implant Applications in the Human Body: Characterization and Testing*. Philadelphia, ASTM 1993, 98–108.
24. MAY, R.: Polyetheretherketones. In: Mark, H. F., Bikales, N. M., Overberger, C. G., Menges, G., Kroschwitz, J. I., editors: *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*. New York, John Wiley and Sons 1988, 313–320.

25. MORO, T. et al.: Wear resistance of artificial hip joints with poly(2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholin) grafted polyethylene. *Biomaterials*, 30: 2995–3001, 2009.
26. MORRISON, C., MACNAIR, R., MACDONALD, C., WYKMAN, A., GOLDIE, I., GRANT, M. H.: In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials*, 16: 987–992, 1995.
27. RIGBY, R. B.: Polyetheretherketone. In: Margolis, J. M. editor: *Engineering Thermoplastics: Properties and Applications*. New York, Marcel Dekker, Inc. 1985, 299–314
28. ROSE, J., STAMILAND, P.: U.S. Pat. 4,320,224, 1982.
29. SKINNER, H. B.: Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 235: 224–236, 1988.
30. SLOUF, M., MIKESOVA, J., FENCL, J., STARA, H., BALDRIAN, J., HORAK, Z.: Impact of Dose-Rate on Rheology, Structure and Wear of Irradiated UHMWPE. *J. Macromol. Sci., Part B: Physics* 48: 587–603, 2009.
31. VAUGHAM, A. S., STEVENS, G. C.: Irradiation and the glass transition in PEEK. *Polymer*, 42: 8891–8895, 2001.
32. VAUGHAM, A. S., STEVENS, G. C.: On crystallization, morphology and radiation effect in polyetheretherketone. *Polymer*, 36: 1531–1540, 1995.
33. VAVŘÍK, P., LANDOR, I., TOMAIDES, J., POPELKA, S.: Střednědobé výsledky u náhrad kolenního kloubu Medin Modular. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 30–34, 2009.
34. WANG at al: Suitability and limitations of carbon fiber reinforced PEEK composites as bearing surfaces for total joint replacement. *Wear*, 225–229:724–729, 1999.
35. WENZ, L. M., MERRITT, K., BROWN, S. A., MOET, K., STEFFEE, A. D.: In vitro biocompatibility of polyetheretherketon and polysulfone composites. *J. Biomed. Mater. Res.*, 24: 207–215, 1990.
36. WILLIAMS, D.: New horizons for thermoplastic polymers. *Medical device technology*, 12: 8–9, 2001.
37. WILLIAMS, D. F., MCNAMARA, A., TURNER, R. M.: Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *J. Mat. Sci. Letters*, 6: 199–190, 1987.

Korespondující autor:

Doc. MUDr. David Pokorný, CSc.

I. ortopedická klinika 1. LF UK, FN Motol

V úvalu 84,

Praha 5

E-mail: david.pokorny@LF1.cuni.cz

Práce vznikla v rámci řešení grantových projektů: MŠMT ČR 2B06096 a Eureka- Osteosynt.

Barevná obrazová dokumentace byla dotována z grantových prostředků.