

Opotřebení a drsnost artikulačního povrchu u extrahovaných polyetylenů jamky Bicon-Plus

Wear and Roughness of Bearing Surface in Retrieved Polyethylene Bicon-Plus Cups

M. RANUŠA¹, J. GALLO², M. HOBZA², M. VRBKA¹, D. NEČAS¹, M. HARTL¹

¹ Ústav konstruování, Fakulta strojního inženýrství, Vysoké učení technické v Brně

² Ortopedická klinika, Lékařská fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci a Fakultní nemocnice Olomouc

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

By 7th December 2016, 4,755 Bicon-Plus cups in total were implanted in the Czech Republic. Some of them have been continuously re-operated, while the most frequent reason of failure is polyethylene wear and aseptic loosening. The present study is focused on surface analysis of retrieved polyethylene Bicon-Plus cups and the determination of the roughness of their bearing surfaces.

MATERIAL AND METHODS

In this study, we had 13 high molecular weight polyethylene cups with the average time *in situ* of 8.11 years (3.6–13.7, SD 3.2) before the retrieval. The study population was composed of 3 men, 10 women, with the mean age of 53.31 years. An optical scanning method, based on the principle of active triangulation, was used to determine wear rate. The rate of wear was identified by means of an obtained scan subsequently processed with the use of the GOM Inspect software. The roughness of surfaces was analysed with the application of Contour GT-X8 profiler using the principle of phase shifting interferometry. Measurements of surface topography of the retrieved cups were performed on the entire bearing surfaces. For the individual surface changes, a typical range of surface roughness, describing the particular wear character, was determined. By means of morphology analysis of the tested implants, three areas were identified: unworn area; area representing the worn part of the cup; and the area roughened by parallel grooving. The total surface roughness was evaluated as an arithmetic mean of the measured values. Subsequently, the values were sorted based on frequency and were classified into categories defining the particular wear mechanisms.

RESULTS

Wear rate of the retrieved acetabular cups was evaluated based on the wear direction vector and the size of linear wear. The average linear wear was equal to 0.13 mm/year (ranging from 0.26 to 2.29 mm/year), and the mean value of total volumetric material loss was 44.37 mm³/year (the range being from 51.80 to 1,119.7 mm³/year). Using the optical profilometer, a map of roughness distribution of the individual cups was obtained. For each implant, 76 values of roughness were evaluated. With the respect to average roughness, the samples were sorted to various categories describing: surface polishing; abrasive-adhesive wear; surfaces with preserved grooving; substantial plastic deformation.

DISCUSSION

The results clearly showed an increase of wear depending on implant survival; however, the tendency is not linear. This fact can be attributed to a larger amount of abrasive particles, causing an increase of wear or occurrence of surface wear in terms of micro cracks and oxidation degradation of polyethylene. This study indicates that geometry, positioning, and cup alignment during the implantation have a fundamental impact on the cup durability. Further correlation, which was observed in the case of the cup with prevailing roughness in the range from 0.1 to 0.3 µm, is a relatively wide wear vector angle determined with the use of the optical method. Considering the implants with the longest survival time with no loosening of the acetabular cup, the mean angle of direction vector was 56.8° (SD 2.1°).

CONCLUSIONS

The present study provides the results of morphology analysis of the retrieved Bicon-Plus cups. In general, relatively high wear rate, mainly of abrasive-adhesive character was identified. The dependence between wear and implant *in situ* longevity was not clearly linear, which suggests the influence of other parameters on the polyethylene wear rate. An important role of implant positioning on survival was also revealed. Moreover, it seems that it can be a more important parameter than the characteristics of the patient.

Key words: total hip arthroplasty, Bicon-Plus cup, retrieval analysis, surface analysis, wear measurement, roughness, deformation, survivorship.

ÚVOD

Bikonická titanová šroubovací jamka byla uvedena do praxe koncem roku 1993 (Bicon-Plus®; Plus Orthopedics AG, Rotkreuz, Switzerland). Charakteristickým konstrukčním rysem této jamky jsou tenký plášť, lamelární závit a dvojitý kónus, který v porovnání s jednoduchým kónusem, například u jamky Alloclassic, šetří kost při frézování acetabula. Jamka má verzi standardní a tzv. porózní s rozšířeným povrchem zdrsňelého titanu. Podle firemních údajů jí bylo implantováno několik set tisíc. V literatuře lze nalézt studie s 10- a víceletým sledováním tohoto implantátu s výbornými klinickými výsledky a vynikajícím přežitím k 10. roku od operace (20, 28, 37). V české literatuře se jí věnovalo několik autorských týmů (2, 5, 24). Implantát se stále používá, a proto má smysl věnovat se výzkumu jeho výsledků.

Jamku Bicon používáme na naší klinice nepřetržitě od roku 1998 v primární a revizní indikaci, v posledních letech s polyetylenem RexPol (s vysokým stupněm síťování). V poslední době se setkáváme s aseptickým uvolněním implantátů, které jsme operovali v první dekádě tohoto století. Setkali jsme se také několikrát s její frakturou. Měření otěru polyetylenu se věnujeme dlouhodobě, vyvinuli jsme postupně kontaktní (9) i bezkontaktní metody (27) ke stanovení jeho míry na extrahovaných jamkách. Cílem této studie bylo změřit opotřebení extrahovaných polyetylenů u jamek Bicon-Plus a stanovit drsnost jejich artikulárního povrchu.



Obr. 1. Aseptické uvolnění jamky Bicon.

MATERIÁL A METODIKA

Pacienti

V letech 2010 až 2016 jsme reoperovali 51 jamek Bicon-Plus. Důvod k reoperaci byl 46x aseptický (aseptické uvolnění včetně centrální migrace jamky (obr. 1), opotřebení polyetylenu, periprotetické zlomeniny) a 5x byla kyčel reoperována pro infekci. Do studie s měřením ex-

trahovaného polyetylenu jsme mohli zařadit 13 vyjmutých komponent od 13 pacientů, kterým jsme extrahovali polyetylenovou vložku TEP kyčle s jamkou Bicon-Plus. U ostatních byl povrch polyetylenu při vyprošťování z kovové části jamky buď výrazně poškozen, anebo se jamku nepodařilo archivovat podle níže uvedeného protokolu. Základní informace o pacientech shrnuje tabulka 1.

Tab. 1. Základní klinické informace o pacientech

Číslo pacienta	Pohlaví	Rok narození	BMI	Strana	Datum implantace	Věk v době implantace	Primární diagnóza	Abdukční úhel [°]	Přežití implantátu [roky]	Stabilita implantátu	Důvod revize
01	m	1947	24,24	pravá	9. 1. 2003	55	PA	50,6	12,08	1	PPFF
02	ž	1963	19,23	pravá	15. 4. 2001	37	PD	35,5	10,5	1	asymptomatické, uvolnění dříku
03	ž	1957	27,55	levá	5. 4. 2002	45	PA	35,7	10	1	bolesti
04	ž	1952	24,01	pravá	30. 9. 2002	50	PA	48	10,96	2	bolesti
05	m	1960	32,51	pravá	8. 11. 2005	45	AVN	46,4	6,25	0	bolesti
06	ž	1936	34,38	pravá	13. 1. 2010	73	PA	46	4,04	2	bolesti
07	m	1940	30,86	levá	4. 1. 2006	66	PA	48	7,46	1	bolesti
08	ž	1966	21,05	levá	15. 1. 2003	36	PD	34	7,68	2	fraktura pláště jamky
09	ž	1950	23,31	pravá	3. 3. 2000	50	PA	51	13,67	0	bolesti
10	ž	1960	26,77	pravá	7. 4. 2010	49	PD	35,5	4,47	2	bolesti
11	ž	1944	26,96	levá	13. 1. 2009	64	PA	63	5,16	2	bolesti
12	ž	1933	22,04	pravá	14. 2. 2007	73	PA	40	3,58	2	bolesti
13	ž	1951	29,05	levá	3. 10. 2001	50	PA	39	9,55	1	bolesti

m = muž, ž = žena; * 0 = obě komponenty stabilní, 1 = stabilní jamka, nestabilní dřík, 2 = uvolněná jamka; AVN = avaskulární nekróza hlavičky femuru; BMI = body mass index; PA = primární artróza; PD = postdysplastická artróza; PPFF = periprotetická fraktura femuru.

Polyetylenová vložka do jamky Bicon-Plus

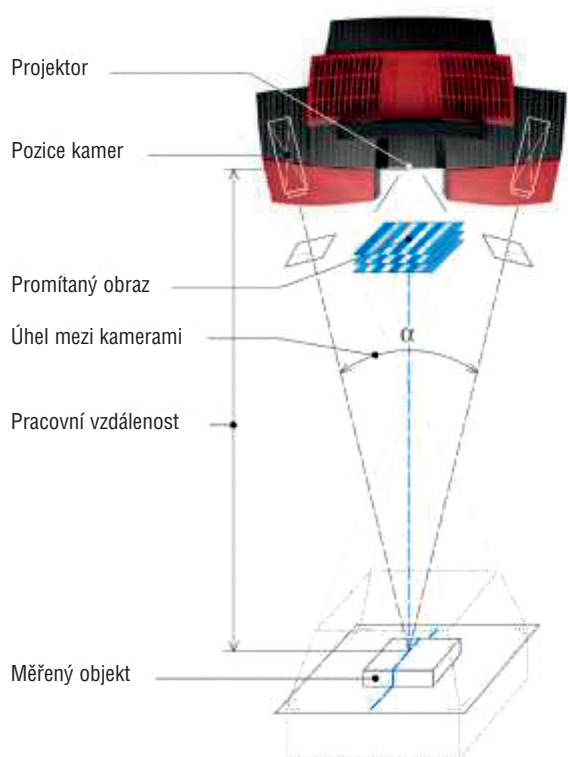
Acetabulární vložka z vysokomolekulárního polyetylenu GUR 1020 (Ticona) byla vyrobena technologií „compression molded“ podle normy ISO 5834-2. Sterilizace probíhala gama zářením (2,5 Mrad; 1 rad = 0,01 Gy) v inertním prostředí dusíku. Zámek vložky fungoval výborně. Polyetylenová vložka artikulovala s keramickou hlavicí.

Extrakce a archivování

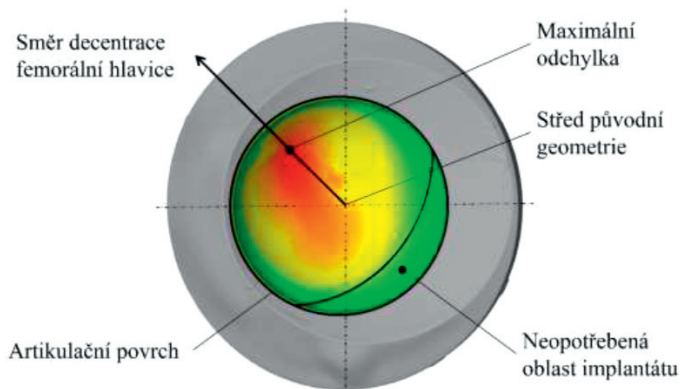
Extrahované polyetyleny byly ihned po vyjmutí z těla mechanicky očištěny a sterilizovány v roztoku Sekusept Aktiv (Ecolab GmbH, Düsseldorf, Německo). Po vysušení a zabalení byly jamky archivovány za standardní pokojové teploty. Následně byly poslány do laboratoře spoluautorů k měření otěru.

Metodika měření otěru

Pro stanovení otěru u artikulárních povrchů extrahovaných polyetylenových vložek byla použita optická skenovací metoda (21). Měření bylo realizováno s využitím skeneru ATOS Triple Scan od společnosti GOM. Princip metody je založený na aktivní triangulaci. Analyzovaný objekt je nasvícený úzkopásmovým modrým světlem, přičemž se využívá takzvaná proužková projekce. Využívaná technologie se nazývá „blue light technology“. Jednou z výhod této technologie je nezávislost na okolních světelných podmínkách (10). Obrazce promítané na objekt jsou snímány dvěma kamerami, které jsou uloženy ve skenovací hlavě. Ze získaných obrazů a na základě znalosti úhlu mezi snímacími kamerami je možné pomocí triangulačních algoritmů získat prostorové souřadnice jednotlivých bodů na skenovaném objektu



Obr. 2. Schéma principu optického skenování.



Obr. 3. Odchylová mapa opotřebení extrahovaného implantátu.

(obr. 2). Výsledkem skenovacího procesu je tak získání velkého počtu bodů na povrchu objektu. V případě skenování acetabulární jamky s průměrem 28 mm je na jejím artikulárním povrchu získáno přibližně 200 000 bodů. Hustota bodů poskytuje možnost přesnější vizualizace povrchu.

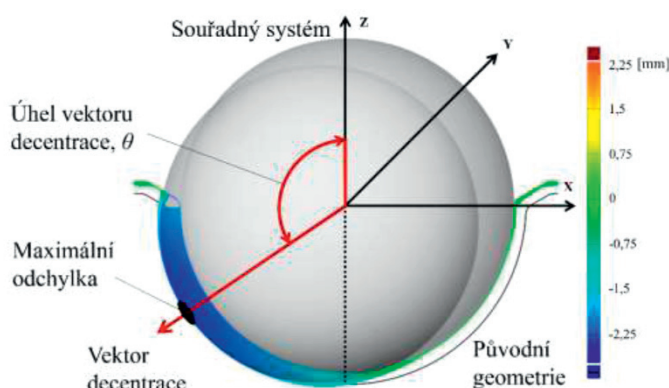
Následně jsou data polygonizována za pomoci software GOM Inspect, čímž je získána geometrie povrchu jamky. Tuto geometrii je možné dále editovat. V prvním kroku byla odstraněna všechna poškození způsobená chirurgem při explantaci, která do objemového úbytku jamky v těle pacienta nesmí být započítána. V dalším kroku byla odstraněna nadbytečná data, jako je například okolí analyzované jamky. K analýze byl zachován jen artikulární povrch explantátu a jeho blízké okolí. Následně jsou povrchová data transformována na objemové těleso.

Získaná geometrie byla následně proložena ideální koulí, takzvaným primitivem, o nominálním průměru odpovídajícím průměru neopotřebované části jamky. Tím bylo možné stanovit odchylky od ideální geometrie v jednotlivých směrech, a následně tak definovat neopotřebovanou oblast acetabulární jamky a směr nárůstu opotřebení. Na základě definovaného neopotřebovaného povrchu byla softwarově vytvořena rekonstrukce původní geometrie implantátu (obr. 3).

Model skenu extrahovaného implantátu byl následně porovnán s rekonstruovanou původní geometrií. Tímto postupem je možné stanovit množství úbytku materiálu v těle pacienta, směr nárůstu opotřebení a velikost decentrace femorální hlavičky. Jedním z parametrů, který definuje rozsah opotřebení, je směrový vektor opotřebení, často také označovaný jako vektor decentrace, který je určen maximální odchylkou opotřebované artikulární oblasti vůči původní geometrii. Tento vektor svírá s vertikální osou jamky (osa z) takzvaný úhel vektoru decentrace (obr. 4), (26).

Metodika měření drsnosti

Pro stanovení drsnosti povrchu extrahovaných jamek byl využit profilometr Contour GT-X8 od společnosti Bruker. Optický profilometr pracuje na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Profilometr využívá vlnovou délku světla pro porovnání optických drah světla mezi analyzovaným povrchem a referenčním po-



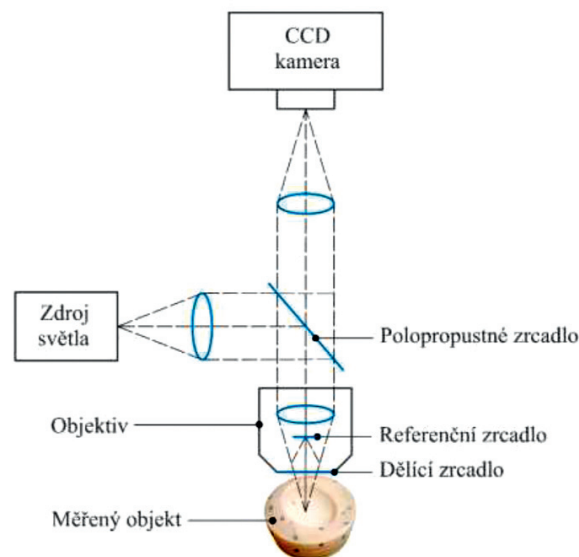
Obr. 4. Stanovení vektoru decentrace femorální hlavičky.

vrchem. Vyzařovaný světelný paprsek je rozdělen, přičemž jedna jeho část se odrazí od testovaného povrchu po průchodu objektivem a druhá část se odrazí od referenčního zrcadla. Na základě interference paprsků je možné následně vyhodnotit topografii povrchu, přičemž výsledný interferogram (obrazec interferujících paprsků) je snímán CCD kamerou (obr. 5).

Metoda poskytuje měření topografie povrchu s rozlišením až 0,1 nm. Pro skenování povrchu byl použit objektiv s 20násobným zvětšením snímávané plochy o velikosti 0,22 mm², což je dostatečné pro účely námi prováděných měření. U acetabulární jamky o průměru 28 mm docházelo při měření drsnosti v určitých bodech ke kolizi mezi jamkou a objektivem. Nutností tak bylo měřené jamky rozřezat na čtyři části a po měření data následně složit do komplexní mapy popisující topografii povrchu. Pro definici jednotlivých měřených bodů na povrchu jamky byl navržený polohovací přípravek umožňující natočení vzorku do konkrétní definované polohy, přičemž se využívá takzvaný polární souřadnicový systém.

Výsledkem měření na optickém profilometru je mapa rozložení drsnosti u jednotlivých explantátů. U každé čtvrtiny jamky bylo provedeno měření v 19 definovaných místech rovnoměrně rozložených podle stanovené souřadnicové mapy měření (obr. 6). Celkem tak bylo získáno 76 hodnot drsností pro každý extrahovaný implantát.

U jednotlivých povrchových změn bylo na základě struktury povrchu stanoveno typické rozmezí drsností popisující konkrétní charakter opotřebení. Analýzou morfologie povrchu testovaných náhrad byly stanoveny tři oblasti lišící se úrovní drsnosti povrchu. Jednu z oblastí lze popsat jako neopotřebovanou. V této oblasti jsou jasně viditelné stopy po výrobním nástroji. Povětšinou se přitom jeví jako neopotřebované, případně bylo pozorováno jen jejich velmi omezené opotřebení. Drsnost této oblasti dosahuje hodnot nižších, než bylo naměřeno u jamek před opotřebením,



Obr. 5. Schéma principu optické profilometrie.

což naznačuje, že v důsledku artikulace náhrady došlo k určitému vyhlazení povrchu (6, 13). Další dvě oblasti popisují opotřebovanou oblast jamky a oblast zdrsněnou paralelním rýhováním způsobeným kontaktem jamky s povrchem hlavičky. Z pozorování opotřebované oblasti bylo identifikováno zvlnění povrchu jamky a případná delaminace, která je přisuzována plastické deformaci (30). Měřená drsnost povrchu jamek byla popsána parametrem drsnosti R_a , tedy střední aritmetickou úchylkou profilu. Jednotlivé hodnoty drsnosti u každého explantovaného vzorku byly zařazené do rozmezí drsností (obr. 6).

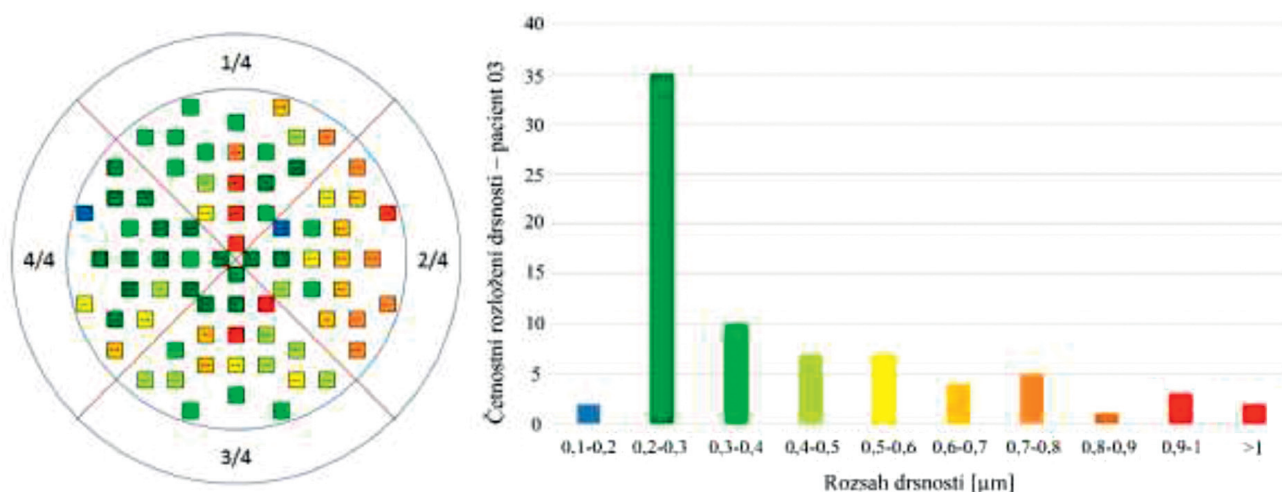
VÝSLEDKY

Opotřebení povrchu

Na základě měření za pomoci optické skenovací metody byl u třinácti extrahovaných acetabulárních jamek stanoven směrový vektor opotřebení, velikost lineárního opotřebení a celkový objemový úbytek materiálu. Výsledky těchto parametrů jsou uvedeny v tabulce 2.

Tab. 2. Geometrická analýza extrahovaných implantátů

Číslo pacienta	Velikost implantátu	Lineární opotřebení [mm]	Lineární opotřebení [mm/rok]	Úhel vektoru opotřebení [°]	Objemové opotřebení [mm ³]	Objemové opotřebení [mm ³ /rok]
01	4/28	2,27	0,19	63,4	1119,7	92,66
02	5/28	1,39	0,13	59,3	528,97	50,38
03	4/28-Antilux.	0,43	0,04	-	99,81	9,98
04	4/28	1,60	0,15	13,8	752,02	68,63
05	6/28	0,66	0,11	-	170,98	27,36
06	4/28	0,48	0,12	42,6	162,63	40,24
07	5/28	0,90	0,12	-	299,66	40,18
08	4/28-Antilux.	2,24	0,30	59,3	966,92	125,85
09	3/28	2,29	0,17	53,0	584,86	42,79
10	5/28-Antilux.	0,26	0,06	62,9	69,46	15,55
11	4/28-Antilux.	0,47	0,09	20,8	152,98	29,66
12	7/28	0,31	0,09	33,1	51,80	14,46
13	4/28	0,92	0,10	67,8	182,05	19,06



Obr. 6. Měření drsnosti povrchu – pacient 03.

Měření bylo u každého vzorku třikrát zopakováno a z naměřených hodnot byl stanoven aritmetický průměr. Průměrná rychlost lineárního otěru u měřených jamek byla 0,13 mm/rok (směrodatná odchylka, angl. standard deviation (SD) = 0,06 mm/rok). Průměrná hodnota objemového otěru byla 44,37 mm³/rok (SD = 32,45 mm³/rok). Získaná data byla porovnána s klinickými daty jednotlivých pacientů. Graf 1 popisuje závislost rychlosti lineárního opotřebení v závislosti na době přežití implantátu v těle pacienta. Na elementární úrovni lze očekávat, že opotřebení bude narůstat přímo úměrně s časem, po který je implantát přítomný v těle pacienta. Na základě výsledků uvedených v grafu 1 se však ukazuje, že závislost mezi rychlostí otěru a délkou používání implantátu lineární není. Podobně jsme stanovili závislost mezi rychlostí otěru, délkou implantátu in situ a body mass indexem (BMI), (graf 2, 3).

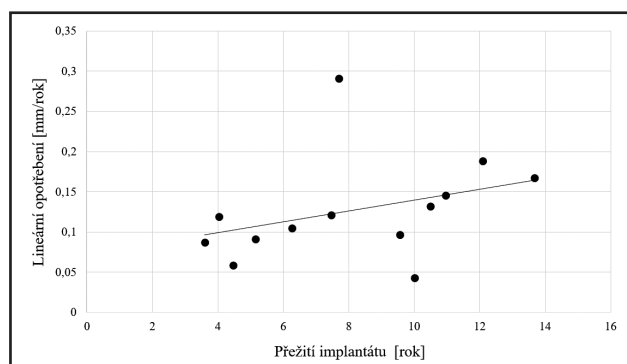
Drsnost povrchu

Měření topografie povrchu na extrahovaných jamkách bylo realizované rovnoměrně po celém artikulačním povrchu. Celková drsnost povrchu byla stanovena aritmetickým průměrem naměřených hodnot. Následně byly hodnoty seřazeny podle četnosti a byly zařazeny do kategorie definující jednotlivé mechanismy opotřebení (tab. 3). Tímto způsobem je možné definovat vzorky, u kterých došlo k výraznému vyhlazení povrchu abrazivně adhezním opotřebením (obr. 7a), povrchy se zachovanými rýhami po výrobní nástroji (obr. 7b) a vzorky s výrazným plastickým poškozením (obr. 7c).

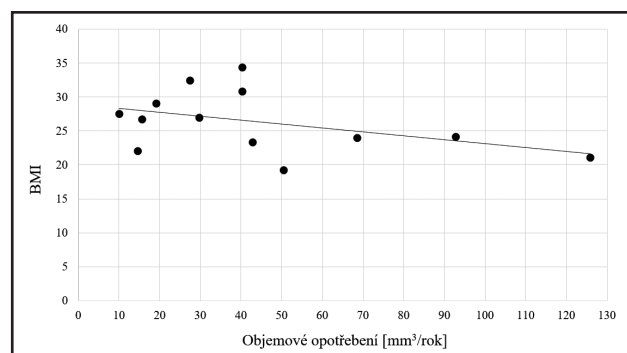
DISKUSE

U souboru 13 vzorků extrahovaných implantátů Bicon s průměrnou délkou přežití 8,1 roku (SD 3,2 roku) byly analyzovány geometrické a topografické změny artikulačních povrchů. Získané výsledky byly následně hodnoceny v porovnání s dostupnými klinickými daty pacientů.

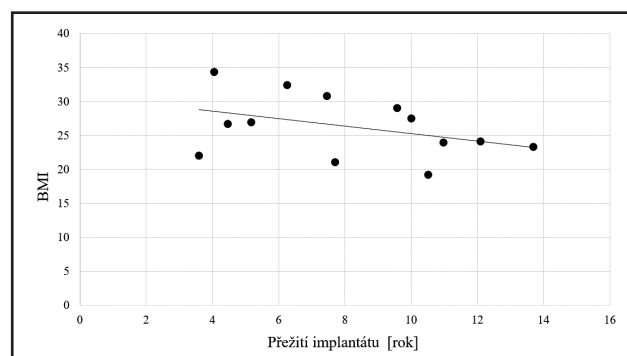
Graf 1. Závislost lineárního opotřebení na době přežití implantátu



Graf 2. Závislost objemového opotřebení na BMI



Graf 3. Závislost přežití implantátu na BMI



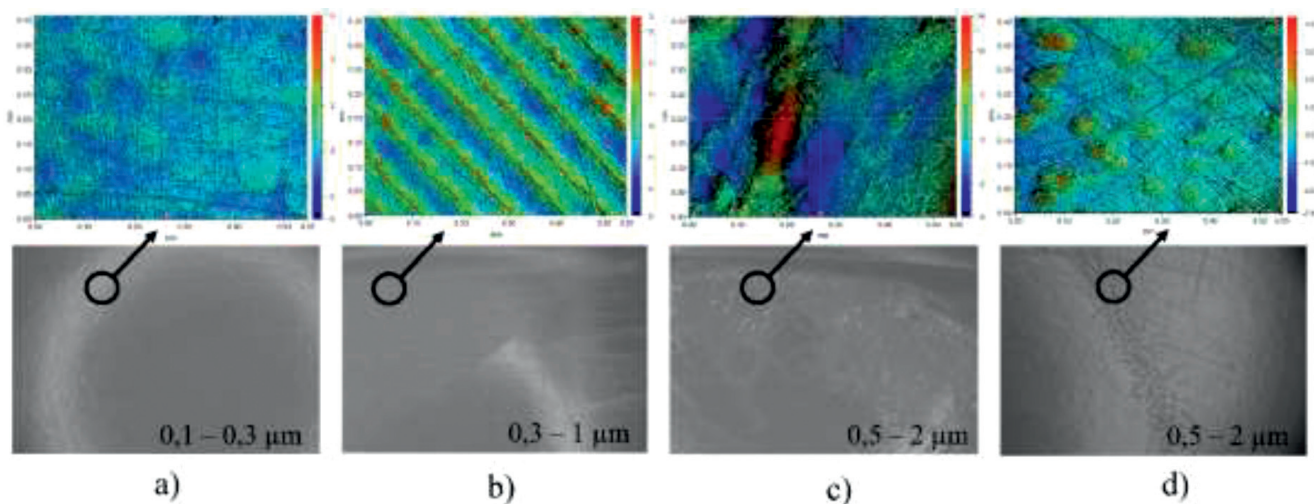
Tab. 3. Vyhodnocení drsností artikulárních povrchů u extrahovaných jamek

Číslo pacienta	Průměrná drsnost [μm]	Drsnost artikulujícího povrchu [μm]								
		0,1–0,3	0,3–0,4	0,4–0,5	0,5–0,6	0,6–0,7	0,7–0,8	0,9–1	1 <	
		Vyhlaz.								
			Znatelné rýhy po nástroji			Výrazné rýhy po nástroji				
					Plastické deformace, znatelné poškození					
01	0,33	58 %	17 %		12 %					Vyhlazení, stopy po obrábění, pitting
02	0,53	30 %	14 %	18 %						Vyhlazení, stopy po obrábění, pitting
03	0,42	46 %	13 %		9 %					Vyhlazení, stopy po obrábění, pitting
04	1,46				9 %	14 %			55 %	Vyhlazení, výrazné plastické deformace
05	0,42	43 %	18 %						11 %	Vyhlazení, stopy po obrábění, počátek pittingu
06	0,46		30 %	37 %	24 %					Vyhlazení, stopy po obrábění, plastické deformace, trhliny
07	0,75		18 %	13 %					26 %	Vyhlazení, stopy po obrábění, plastické deformace, trhliny
08	–									Delaminace povrchu, hranové poškození
09	0,63	34 %	33 %						28 %	Vyhlazení, stopy po obrábění, delaminace povrchu
10	0,70			13 %	37 %	28 %				Vyhlazení, stopy po obrábění, plastické deformace, delaminace, hranové poškození
11	0,45	20 %	25 %	24 %						Vyhlazení, stopy po obrábění
12	0,37	25 %	53 %			9 %				Vyhlazení, stopy po obrábění, delaminace, hranové poškození
13	0,51	41 %	22 %					21 %		Vyhlazení, stopy po obrábění

Jednou z porovnávaných veličin je rychlost lineárního opotřebení implantátu stanovená jako rychlost vnoření femorální hlavice do polyetylenové jamky vyjádřená v mm/rok, případně mm³/rok. Z literatury i z vlastní zkušenosti víme, že hodnocený implantát má vynikající přežití (tab. 4), (12, 16, 20, 29, 31, 37). V naší práci jsme zjistili průměrnou rychlost otěru polyetylenu vyšší než 0,1 mm/rok a převážně abrazivně adhezní typ otěru. Také další autoři změřili na rentgenových snímcích rychlost otěru vyšší než 0,1 mm/rok (tab. 5), což by měla být hodnota sružená s vyšší pravděpodobností výskytu periprotetické osteolýzy a aseptického uvolnění (4). Jinými slovy, tento implantát se zjevně dokázal ubránit rozvoji osteolýzy, přestože základní podmínka rozvoje této reakce byla splněna. Přesto doporučujeme

pacienty s jamkou Bicon-Plus a starším polyetylenem pravidelně kontrolovat, a to zejména po desátém roce od operace.

Z výsledků je jasné pozorovatelný nárůst opotřebení s délkou přežití implantátu, kdy se však nejedná o závislost lineární (graf 1). Tento jev může být způsobený vyšším počtem abrazivních částic způsobujících zvýšení tření, případně výskyt povrchového opotřebení ve formě mikrotřlin a oxidační degradace polyetylenu (6, 7). Procesy opotřebení může ovlivňovat dále také různá velikost a tvar otěrových částic (36). Je však třeba zdůraznit, že bylo analyzováno pouze 13 vzorků, což nemusí být pro vyvození jasných závěrů dostatečné množství. Nejvyšší odchylky od lineárního trendu nárůstu opotřebení v porovnání s dobou přežití byly pozorovány u pacientů



Obr. 7. Typy opotřebení na explantovaných vzorcích.

Tab. 4. Přehled studií referujících přežití TEP Bicon-Plus

Autor	Počet kyčlí	Délka sledování (roky)	Přežití k 10. roku od operace	Výskyt AU	Výskyt PPOL
Zweymuller, 2007	232	10	99,3 % (96,9 – 99,8 %) *#	0	1/232; 0,43 %
Veen, 2016	125	7	99,2 % # **	1/125; 0,80 %	–
Topolovec, 2014	587	11	96,1 % (94,3 – 97,9 %) *#	13/587; 2,21 %	13/587; 2,21 % §
Milošev, 2012	200	10	98,4 % (96,6 – 100 %) *#	1/200; 0,5 %	0 §
Korovessis, 2011	153	11	97,5 % (94,0 – 99,0 %) *	4/153; 2,61 %	6,54 %
Schmolders, 2016	81	13,5	96,8 % (90,5 – 98,9 %) *#	4/81; 4,94 %	12/81; 14,81 %
Ottink, 2015	218	14,4	97 % (0,95 – 0,99 %) *#	7/218; 3,21 %	–

AU = aseptické uvolnění, PPOL = periprotetická osteolýza, # = reoperace z jakéhokoliv důvodu, * = v závorce je uveden 95% interval spolehlivosti, ** = přežití k 7. roku, § = osteolýza hodnocena jen u revidovaných pacientů.

Tab. 5. Rychlost otěru polyetylen u jamky Bicon-Plus

Autor	Počet kyčlí	Délka sledování (roky)	Kloubní pár	Průměr hlavičky	Metoda měření	Lineární otěr (mm)	Lineární otěr (mm/R)
Zweymuller, 2007	232	10	Ker-PE	?	Hall	1,33 ± 0,66	0,13
Ottink, 2015	218	14,4	Ker-PE	32 mm	Rogan-Delft software	1,80	0,12
Korovessis, 2011	153	11	Ker-PE	28 mm	Diagnostic PRO Advantage	–	0,059 ± 0,06

Ker = keramika; PE = polyetylen; R = rok; ? = není explicitně uvedeno.

s menším abdukčním úhlem náhrady, přičemž však i u těchto jamek je hodnota abdukčního úhlu v rozsahu 30°–50°, kdy by na základě studií (14, 15, 35) mělo docházet k nejmenšímu opotřebení artikulační vložky. Uložení mimo optimální rozsah je spojeno s vyšší rychlostí otěru, případně s poškozením jamky frakturou.

Mnohem méně víme o reálném rozložení a velikosti síly působící na kloub při zátěži a o způsobu zatěžování jednotlivými pacienty. Tento fakt do velké míry ovlivňuje přežití náhrady v důsledku opotřebení, případně jejího uvolnění. Doposud však nebyla publikována práce, která by porovnávala reálné parametry zatěžování kloubní soustavy při běžných aktivitách v souvislosti s objemovým opotřebením implantátu. Jedná se pouze o simulace jednotlivých stavů za pomoci numerických metod. Tato studie se snaží poukázat na fakt, že geometrie, poloha a způsob uložení jamky při její implantaci mají zásadní vliv na její životnost. Dalšími parametry, které rovněž nelze opomenout, je konkrétní materiálová kombinace, případně velikost implantátu (33).

Následně byla data rozšířena o porovnání topografie artikulačního povrchu. U těchto výsledků je nutné poukázat na vzorky, kde byla zaznamenána největší četnost drsností v rozsahu 0,1–0,3 μm (tab. 3). Tato hodnota drsnosti je vykazována u povrchů, kde došlo v důsledku proběhlé artikulace k výraznému vyhlazení povrchu oproti drsnosti dosažené při výrobě jamky. Jde přitom o mechanismus abrazivně adhezního opotřebení s přítomností významných paralelních rýh od kovové femorální hlavičky (25). V našem souboru však polyetylen artikuloval s keramickou hlavičkou. Toto opotřebení bylo pozorováno výhradně u pacientů, kde nedošlo k uvolnění jamky, a ve vícero případech předcházelo vzniku mikrotrhlin – pittingu (obr. 7d) či odlupování větších povrchových vrstev (obr. 7c). Tento jev je možné pozorovat u implantátů s průměrnou dobou přežití 10,5 roku (SD 2,5 roku). Avšak plastická deformace a dela-

minace materiálu mohou souviset také s uvolněním jamky. U tohoto typu selhání je možné předpokládat změny směru zatěžování, které mohou způsobovat tento důsledek a případně vést až ke kolizi okraje jamky s krčkem femorální hlavičky, což se projevilo u některých našich pacientů (konkrétně u pacientů č. 08, 10, 12). Změna rozložení tlaku vlivem natočení vložky je popsána v několika studiích (11, 23).

Další korelací, která je identifikována u jamek s převládající drsností v rozsahu 0,1–0,3 μm , je poměrně velký úhel vektoru opotřebení stanovený za pomoci optické metody. U implantátů s nejdelší dobou přežití, u kterých současně nedošlo k uvolnění acetabulární jamky, byl stanovený průměrný úhel směrového vektoru 56,8° (SD 2,1°). Tyto výsledky jsou unikátní, a nemůžeme je proto porovnat s literárními údaji. Z hlediska biotribologických procesů vyplývajících z pozorování je přežití implantátu spojené tedy i se strukturou povrchu. V běžných podmínkách, kdy je implantát uložený do těla v rozmezí doporučovaných abdukčních úhlů, a za předpokladu stability implantátu dochází k rovnoměrnému opotřebení a vyhlazování povrchu.

Metody schopné testovat parametry konkrétního souboru extrahovaných implantátů můžeme v uvedeném kontextu chápat jako nezbytné analytické nástroje pro zpětné hodnocení procesů opotřebení TEP kyčle. Z hlediska geometrie náhrady hraje dále velmi podstatnou roli i velikost průměrové vůle. Studie (1) se zabývala vlivem velikosti vůle na koeficient tření mezi povrchy, kdy byl pozorován trend snižujícího se tření se snižující se vůlí mezi komponentami. Stejně chování bylo popsáno i v další literatuře (3), kdy byl zaznamenán pokles opotřebení u dvojic s menší vůlí. Tento efekt byl pozorován jak v případě 36 mm, tak 54 mm implantátu. S ohledem na vliv průměru tak autoři konstatovali, že velikost implantátu by měla být co možná největší při zachování co možná nejmenší průměrové vůle. V této souvislosti je

třeba také zmínit problematiku mazání, která má bezpochyby na opotřebení implantátů zásadní vliv. Z tohoto pohledu je rozhodující především tloušťka mazacího filmu (32) a adsorpce proteinů na třecí povrchy (22). Přitom bylo v literatuře poukázáno na fakt, že utváření proteinového mazacího filmu mezi komponentami náhrady je ovlivněno jak materiálovou kombinací (18, 19), tak geometrií (34), a především pak velikostí náhrady a průměrovou vůlí (17). Rovněž je třeba vzít v úvahu složení synoviální kapaliny, která se liší v závislosti na mnoha faktorech, jako je pohlaví, věk, zdravotní stav apod. (8).

Pokud jde o limitace provedené studie, je třeba zmínit zejména malý soubor analyzovaných implantátů. Dále by bylo nepochybně vhodné doplnit povrchové analýzy o stanovení oxidačního indexu extrahovaných polyetylenů. Tuto metodu však v současné době nemáme k dispozici.

ZÁVĚR

V této práci předkládáme výsledky morfologické analýzy extrahovaných jamek Bicon-Plus. Zjistili jsme relativně vysokou rychlost otěru, který byl převážně abrazivně adhezivního typu. Závislost mezi otěrem a délkou implantátu *in situ* nebyla jednoznačně lineární, což ukazuje na vliv dalších parametrů na rychlost opotřebení polyetylenu. Přesto doporučujeme pacienty s tímto implantátem pravidelně sledovat, zvláště po 10. roce od operace. Důležitý vliv na celkové přežití implantátu má také jeho poloha po implantaci. Zdá se dokonce, že jde o významnější parametr, nežli jsou charakteristiky pacienta. Z optických měření je možné pozorovat vliv směrového vektoru opotřebení na topografii povrchu. Při vyšších úhlech byla celková stanovená drsnost menší, což se projevilo hlavně na stabilitě jamky, a tím i na jejím přežití po implantaci.

Literatura

1. Brockett CL, Harper P, Williams S, Issac GH, Dwyer-Joyce RS, Jin Z, Fisher J. The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19:1575–1579.
2. Cichy Z. [Treatment of dysplastic acetabulum using total hip arthroplasty: our intermediate-term results]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2006;73:340–344.
3. Dowson D, Hardaker C, Flett M, Isaac GH. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints – Part II: Design. *J Arthroplasty*. 2004;19:124–130.
4. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002;17:649–661.
5. Dungl P, Stedry V, Hajny P. [Medium-term Experience with Zweymuller's Bicon Plus Cup in the Treatment of Postdysplastic Osteoarthritis of the Hip Joint.]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2000;67:88–92.
6. Edidin AA, Rimnac CM, Goldberger VM, Kurtz SM. Mechanical behavior, wear surface morphology, and clinical performance of UHMWPE acetabular components after 10 years of implantation. *Wear*. 2001;250:152–158.
7. Fulín P, Pokorný D, Šlouf M, Nevalová M, Vacková T, Dybal J, Kaspříková N, Landor I. [Analysis of Oxidative Damage to Components Removed from Beznoska/Poldi Total Hip Replacements]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2016;83:155–162.
8. Galandáková A, Ulrichová J, Langová K, Hanáková A, Vrbka M, Hartl M, Gallo J. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2016.
9. Gallo J, Havranek V, Cechova I, Zapletalova J. Wear measurement of retrieved polyethylene ABG 1 cups by universal-type measuring microscope and X-ray methods. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*. 2006;150:321–326.
10. GOM. GOM mbH, ATOS - Industrial 3D Scanning Technology. Available at: <http://www.gom.com/metrology-systems/3d-scanner.html>.
11. Korhonen RK, Koistinen A, Kontinen YT, Santavirta SS, Lappalainen R. The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups - Finite element simulations and experimental tests. *Biomed Eng Online*. 2005;4:32.
12. Korovessis P, Repantis T, Zafiropoulos A. High medium-term survivorship and durability of Zweymuller-Plus total hip arthroplasty. *Arch Orthop Traum Su*. 2011;131:603–611.
13. Kurtz SM, Turner J, Herr M, Edidin AA, Rimnac CM. Assessment of surface roughness and waviness using white light interferometry for short-term implanted, highly crosslinked acetabular components. In: Kurtz SM, Gsell, RA, Martell, J, (eds). *Crosslinked and thermally treated ultra-high molecular weight polyethylene for joint replacements*. ASTM International, West Conshohocken, 2004, pp 41–56.
14. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular Polyethylene Wear and Acetabular Inclination and Femoral Offset. *Clin Orthop Relat R*. 2009;467:2895–2900.
15. McBride A, Flynn J, Miller G, Barnes M, Mackie S. Body mass index and acetabular component position in total hip arthroplasty. *ANZ J Surg*. 2013;83:171–174.
16. Milosev I, Kovac S, Trebse R, Levasic V, Pisot V. Comparison of ten-year survivorship of hip prostheses with use of conventional polyethylene, metal-on-metal, or ceramic-on-ceramic bearings. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94:1756–1763.
17. Nečas D, Vrbka M, Urban F, Křupka I, Hartl M. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *J Mech Behav Biomed*. 2016;55:295–307.
18. Nečas D, Vrbka M, Křupka I, Hartl M, Galandáková A. Lubrication within hip replacements - Implication for ceramic-on-hard bearing couples. *J Mech Behav Biomed*. 2016;61:371–383.
19. Nečas D, Vrbka M, Urban F, Křupka I, Hartl M. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *J Mech Behav Biomed*. 2015;55:295–307.
20. Ottink K, Barnaart L, Westerbeek R, van Kampen K, Bulstra S, van Jonbergen HP. Survival, clinical and radiological outcome of the Zweymuller SL/Bicon-Plus total hip arthroplasty: a 15-year follow-up study. *Hip Int*. 2015;25:204–208.
21. Paloušek D, Omasta M, Koutný D, Bednar J, Koutecký T, Dokoupil F. Effect of matte coating on 3D optical measurement accuracy. *Opt Mater*. 2015;40:1–9.
22. Parkes M, Myant C, Cann PM, Wong JSS. The effect of buffer solution choice on protein adsorption and lubrication. *Tribol Int*. 2014;72:108–117.
23. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell JR, CW, D'Lima DD. Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg A*. 2003;85:56–63.
24. Pavelka T, Linhart M, Houček P. [Hip joint arthroplasty following surgical treatment of acetabular fracture]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2006;73:268–274.
25. Pruitt LA, Chakravartula AM. *Mechanics of biomaterials: Fundamental principles for implant design*. Cambridge University Press, New York, 2011.
26. Ranuša M, Gallo J, Vrbka M, Hobza M, Paloušek D, Křupka I, Hartl M. Wear analysis of extracted polyethylene acetabular cups using a 3D optical scanner. *Tribol Trans*. 2017;60:437–447.
27. Rossler T, Mandat D, Gallo J, Hrabovsky M, Pochmon M, Havranek V. Optical 3D methods for measurement of prosthetic wear of total hip arthroplasty: principles, verification and results. *Opt Express*. 2009;17:12723–12730.
28. Schmolders J, Amvrazis G, Pennekamp PH, Strauss AC, Friedrich MJ, Wimmer MD, Rommelspacher Y, Wirtz DC, Walny T. Thirteen year follow-up of a cementless femoral stem and a threaded

- acetabular cup in patients younger than fifty years of age. *Int Orthop*. 2017;41:39–45.
29. Topolovec M, Milosev I. A comparative study of four bearing couples of the same acetabular and femoral component: a mean follow-up of 11.5 years. *J Arthroplasty*. 2014;29:176–180.
30. Trommer RM, Maru MM, Oliveira Filho WL, Nykanen VPS, Gouvea CP, Archanjo BS, Martins Ferreira EH, Silva RF, Achete CA. Multi-scale evaluation of wear in UHMWPE-metal hip implants tested in a hip joint simulator. *Biotribology*. 2015;4:1–11.
31. Veen EJ, Schrier JC, Van'T Riet E, Breslau MJ, Barnaart AF. Outcome of the cementless Zweymuller BICON-PLUS Cup and SL-PLUS stem in the very elderly individuals. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*. 2016;7:74–80.
32. Vrbka M, Návrát T, Křupka I, Hartl M, Šperka P, Gallo J. Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *P I Mech Eng J-J Eng Tribol*. 2013;227:459–475.
33. Vrbka M, Nečas D, Bartoščík J, Hartl M, Křupka I, Galandáková A, Gallo J. [Determination of a friction coefficient for THA bearing couples]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2015;82:341–347.
34. Vrbka M, Nečas D, Hartl M, Křupka I, Urban F, Gallo J. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. *Biotribology*. 2015;1–2:61–65.
35. Wan Z, Boutary M, Dorr LD. The Influence of Acetabular Component Position on Wear in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008;23:51–56.
36. Zolotarevova E, Entlicher G, Pavlova E, Slouf M, Pokorný D, Vesely F, Gallo J, Sosna A. Distribution of polyethylene wear particles and bone fragments in periprosthetic tissue around total hip joint replacements. *Acta Biomater*. 2010;6:3595–3600.
37. Zweymuller KA, Steindl M, Schwarzingen U. Good stability and minimal osteolysis with a biconical threaded cup at 10 years. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;463:128–137.

Korespondující autor:

prof. MUDr. Jiří Gallo, Ph.D.
Ortopedická klinika LF UP a FNOL
I. P. Pavlova 6
779 00 Olomouc
E-mail: jiri.gallo@volny.cz