

# Stanovení součinitele tření hlavic a jamek TEP kyčle

## Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples

M. VRBKA<sup>1</sup>, D. NEČAS<sup>1</sup>, J. BARTOŠÍK<sup>1</sup>, M. HARTL<sup>1</sup>, I. KŘUPKA<sup>1</sup>, A. GALANDÁKOVÁ<sup>2</sup>, J. GALLO<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Ústav konstruování, Fakulta strojního inženýrství, VUT v Brně, Brno

<sup>2</sup> Ústav lékařské chemie a biochemie LF UP v Olomouci, Olomouc

<sup>3</sup> Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc, Olomouc

### ABSTRAKT

#### PURPOSE OF THE STUDY

The wear of articular surfaces is considered one of the most important factors limiting the life of total hip arthroplasty (THA). It is assumed that the particles released from the surface of a softer material induce a complex inflammatory response, which will eventually result in osteolysis and aseptic loosening. Implant wear is related to a friction coefficient which depends on combination of the materials used, roughness of the articulating surfaces, internal clearance, and dimensions of the prosthesis.

#### MATERIAL AND METHODS

The selected parameters of the bearing couples tested were studied using an experimental device based on the principle of a pendulum. Bovine serum was used as a lubricant and the load corresponded to a human body mass of 75 kg. The friction coefficient was derived from a curve of slowdown of pendulum oscillations. Roughness was measured with a device working on the principle of interferometry. Clearance was assessed by measuring diameters of the acetabular and femoral heads with a 3D optical scanner. The specimens tested included unused metal-on-highly cross-linked polyethylene, ceramic-on-highly cross-linked polyethylene and ceramic-on-ceramic bearing couples with the diameters of 28 mm and 36 mm. For each measured parameter, an arithmetic mean was calculated from 10 measurements.

#### RESULTS

- 1) The roughness of polyethylene surfaces was higher by about one order of magnitude than the roughness of metal and ceramic components. The Protasul metal head had the least rough surface (0.003  $\mu\text{m}$ ).
- 2) The ceramic-on-ceramic couples had the lowest clearance. Bearing couples with polyethylene acetabular liners had markedly higher clearances ranging from 150  $\mu\text{m}$  to 545  $\mu\text{m}$ . A clearance increased with large femoral heads (up to 4-fold in one of the couple tested).
- 3) The friction coefficient was related to the combination of materials; it was lowest in ceramic-on-ceramic surfaces (0.11 to 0.12) and then in ceramic-on-polyethylene implants (0.13 to 0.14). The friction coefficient is supposed to increase with a decreasing femoral head diameter. However, in the bearing couples with polyethylene liners manufactured by one company, paradoxically, the friction coefficient slightly increased with an increase in femoral head size from 28 mm to 36 mm.
- 4) The lowest friction moment (< 3.5 Nm) was found for ceramic-on-ceramic implants 28 mm in diameter; the highest values were recorded in metal-on-polyethylene bearing couples 36 mm in diameter (> 7 Nm).

#### DISCUSSION

Although our study confirmed that the bearing couples produced by different manufacturers varied to some extent in the parameters studied, in our opinion, this variability was not significant because it was not within an order of magnitude in any of the tests.

#### CONCLUSIONS

The study showed that both the friction coefficient and the friction moment are affected more by the combination of materials than by the diameter of a femoral head. The best results were achieved in ceramic-on-ceramic implants.

**Key words:** total hip arthroplasty, bearing surfaces, wear, friction coefficient, friction moment, clearance

## ÚVOD

Největším aseptickým problémem TEP kyčle je opotřebení artikulujících povrchů. Opotřebení je degradační proces, při kterém vzniká značné množství otěrových částic, které interagují s buňkami hostitele a v konečném důsledku vedou k periprotetické osteolýze a aseptickému uvolnění (11). Z klinického i společenského hlediska jde o velmi závažný problém, neboť již téměř 20 let operujeme pacienty s relativně dlouhou předpokládanou délkou přežití. V blízké budoucnosti lze proto očekávat rostoucí počet reoperací z důvodu komplikací spojených s otěrem, jako jsou aseptické uvolnění a periprotetická osteolýza. S tím souvisí nejen vysoká morbidita, ale především náklady.

V současné době byly do praxe zavedeny implantáty, které vykazují výrazně vyšší odolnost proti opotřebení než dříve používané materiály (10). Jde především o kloubní páry s moderními polyetyleny a dále také o kombinace keramika-keramika či kov-kov. Veškeré informace přitom čerpáme od výrobců, resp. několika „nezávislých“ tribologických skupin, které publikovaly a publikují převážně povzbuzující data. Podle jednoho z posledních průzkumů (cca 105 000 TEP kyčle) byl v roce 2012 v USA nejčastěji používaným materiálem vysoce síťovaný polyetylen (highly cross-linked polyethylene; HXLPE) v kombinaci s kovovou či keramickou hlavici (91 %), (18). Otázkou ovšem zůstává, nakolik je možné považovat „aktuální trendy“ za věrohodné důkazy opravňující nás k širokému používání zmíněných materiálů. V minulosti jsme se setkali s celou řadou „moderních“ implantátů a kloubních párů, u nichž se posléze reálný přínos neprokázal (14).

Protože máme nyní k dispozici kompletně vybavenou biotribologickou laboratoř, rozhodli jsme stanovit základní tribologické charakteristiky u klinicky používaných implantátů za pseudoreálných podmínek. Při plá-

nování experimentů jsme vycházeli z toho, že součinitel tření a třecí moment nejsou závislé pouze na kombinaci používaných materiálů, drsnosti třecích povrchů a průměrové vůli (diametral clearance), ale také na velikosti (průměru) dané náhrady.

## MATERIÁL A METODIKA

### Základní pojmy

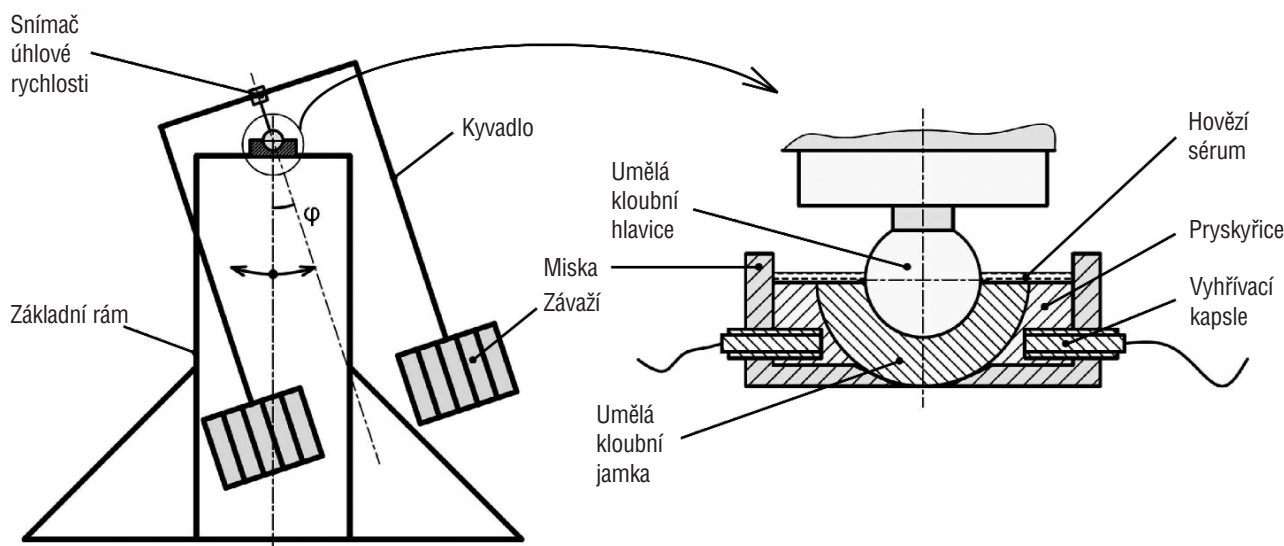
Základní informace o biotribologii TEP kyčle byly podrobně uvedeny v našem předchozím článku (13). V této práci bylo podrobně komentováno, že v případě kontaktu hlavice a jamky hovoříme o takzvaném součiniteli čepového tření, přičemž pro zjednodušení bude dále používán obecnější termín, a to součinitel tření. Z článku také mimo jiné vyplývá, že součinitel tření je závislý na aktuálním režimu mazání TEP kyčle. Proto pro korektní hodnocení procesů opotřebení je zapotřebí zvažovat nejen velikost součinitele tření a třecího momentu, ale rovněž režim mazání, při kterém TEP kyčle pracuje.

### Experimentální aparatura

Při studiu součinitele tření komponent TEP kyčle bylo využito experimentální zařízení na principu kyvadla (24). Simulátor se skládá ze dvou hlavních částí. První z nich je základní rám, ve kterém je uložena kloubní jamka. Druhou část představuje samotné kyvadlo, k němuž je upevněna kloubní hlavice. Středem rotace kyvadla je potom právě uložení umělého kyčelního kloubu. Celé zařízení je zobrazeno na obrázku 1.

### Testované kontaktní páry

V předkládané studii byly testovány umělé kloubní náhrady výrobců Zimmer a B. Braun o nominálních průměrech 28 a 36 mm. Veškeré vzorky byly nepoužité, dodané v originálním balení od českých distributorů



Obr. 1. Schematické znázornění simulátoru kyčelního kloubu s detailem uložení jamky a hlavice TEP kyčle.

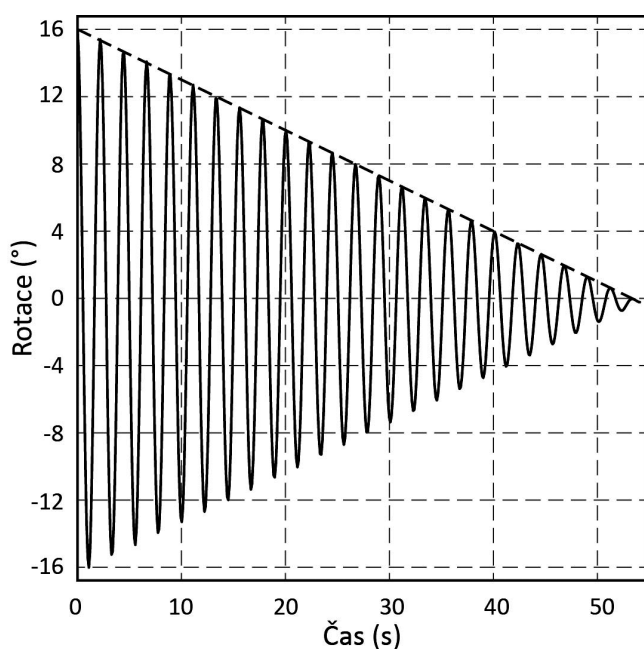
zmíněných výrobců. Konkrétní analyzované komponenty jsou uvedeny v tabulce 1.

### Stanovení drsnosti povrchu a průměrové vůle

U všech hlavice byla před měřením stanovena počáteční průměrná aritmetická úchylka profilu neboli drsnost povrchu Ra. Pro tento účel bylo využito zařízení na principu interferometrie s řízenou změnou fáze (Bruker Contour GT X8). Naměřené hodnoty jsou rovněž uvedeny v tabulce 1, kde je současně uvedena i průměrová vůle mezi komponentami náhrady, která představuje rozdíl skutečných průměrů hlavice a jamky, přičemž bylo již dříve prokázáno, že velikost této vůle výrazně ovlivňuje tribologické chování soustavy (4). Průměrová vůle byla stanovena na základě měření průměrů jamky a hlavice pomocí 3D optického skeneru (GOM ATOS Triple Scan).

### Stanovení součinitele tření

Zatížení kontaktní dvojice je realizováno prostřednictvím závaží, která jsou zavěšena na ramenech kyvadla. Princip měření spočívá v počátečním vychýlení kyvadla o předem stanovený úhel, jeho uvolnění a volné oscilaci v rovině flexe-extenze až do úplného zastavení pohybu. Součástí aparatury je také snímač úhlové rychlosti. Záznam tohoto snímače, který představuje útlum kývavého pohybu, je znázorněn na obrázku 2. Z tohoto útlumu je následně vyjádřen součinitel tření, jehož stanovení bylo popsáno například v literatuře (6).



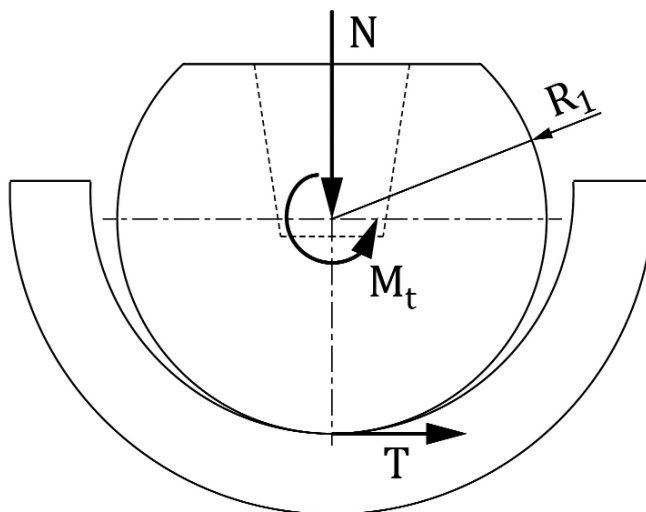
Obr. 2. Záznam snímače úhlové rychlosti – útlum kývavého pohybu.

Tab. 1. Přehled testovaných kloubních párů a jejich charakteristiky

Výrobce	Kloubní pár	Průměr páru [mm]	Drsnost povrchu [μm]		Průměrová vůle [μm]
			Hlavice	Jamka	
Zimmer	Protasul-Durasul	28	0,00317	1,21817	165
		36	0,00318	1,3284	545
	BioloX delta-Durasul	28	0,0084	1,183	150
		36	0,00961	0,76766	497
	BioloX delta-BioloX delta	28	0,007811	0,01059	53
		36	0,007468	0,00977	101
B. Braun	Isodur-Vitelene UHMWPE-XE	28	0,00576	0,4773	388
		36	0,0065	0,57001	394
	BioloX forte-Vitelene UHMWPE-XE	28	0,00614	0,5736	372
		36	0,00609	0,8227	364
	BioloX delta-BioloX delta	28	0,00935	0,00853	57
		36	0,00817	0,00831	86

### Stanovení třecího momentu

Jak bylo podrobně popsáno v předchozím článku (13), tření v kontaktu dvou těles se projevuje třecí silou v místě styku artikulujících povrchů. Jelikož však v případě kloubní náhrady dochází k rotaci hlavice uvnitř jamky, používá se pro hodnocení soustavy takzvaný třecí moment  $M_t$  (obr. 3), který je závislý jednak na samotném součiniteli tření  $f_{\zeta}$ , dále na velikosti normálové síly  $N$  a také na velikosti ramene třecí síly  $T$ , tedy poloměru hlavice  $R_1$ . Výsledný třecí moment  $M_t$  se stanoví na základě vztahu (1), který je uvedený u obrázku 3.



Obr. 3. Schematické znázornění silového působení v TEP kyčle.

$$(1) \quad M_t = T \cdot R_1 = N \cdot f_{\zeta} \cdot R_1$$

### Podmínky experimentů

Veškerá měření byla provedena při zatížení o velikosti 2 000 N, což odpovídá fyziologickému zatížení u dospělého člověka o hmotnosti přibližně 75 kg. Z důvodu opakovatelnosti měření a také pro možnost pozorování trendu vývoje součinitele tření s narůstajícím časem, respektive kluznou vzdáleností, bylo každé měření desetkrát zopakováno.

Jako mazivo bylo využito 25% hovězí sérum (Sigma Aldrich B9433) ředěné deionizovanou vodou, přičemž výsledná koncentrace proteinů dosahovala hodnoty 22,4 mg/ml. Sérum bylo po rozředění zamrazeno na teplotu  $-22^{\circ}\text{C}$  a z mrazicího boxu bylo vyjmuto vždy 2 hodiny před měřením, aby mohlo dojít k jeho samovolnému rozmrazení. Těsně před měřením bylo potom sérum ohřáto na  $37^{\circ}\text{C}$ , přičemž na stejnou teplotu byla temperována i kloubní jamka a samotná měření tak mohla proběhnout za teploty lidského těla.

## VÝSLEDKY

### Drsnost povrchu a průměrová vůle

U všech testovaných párů byla před zahájením experimentů stanovena drsnost povrchu a průměrová vůle. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 1, z které plyne, že drsnost polyetylenů je v případě obou výrobců řádově vyšší než drsnost kovových a keramických komponent. Nejnížší drsnost, přibližně  $0,003\text{ }\mu\text{m}$  byla zaznamenána u kovových hlavic Zimmer. Polyetylenové jamky stejného výrobce potom naopak vykazují nejvyšší drsnost, a to  $1,2\text{--}1,3\text{ }\mu\text{m}$ . Obecně platí, že nebyl pozorován zásadní vliv průměru komponent na naměřenou drsnost povrchu.

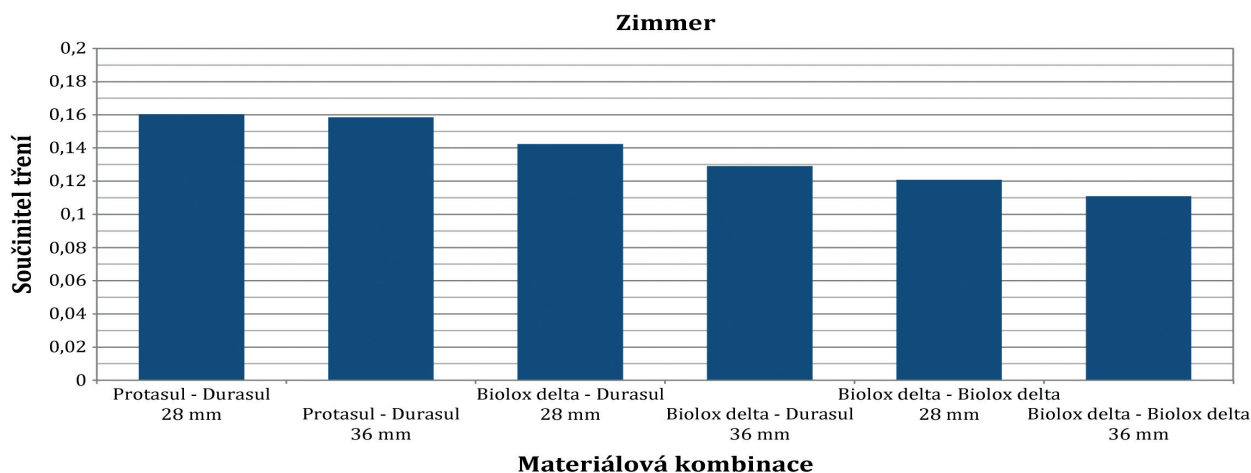
Pokud jde o velikost průměrových vůlí, nejnížší hodnoty vykazovaly keramické kloubní dvojice. Rozdíly mezi výrobci přitom nejsou nikterak zásadní. Výrazněji se však projevuje vliv průměru. Zatímco u nominálního průměru 28 mm je vůle mezi keramickými komponentami 53, respektive 57  $\mu\text{m}$ , u průměru 36 mm je to v případě výrobce Zimmer téměř dvakrát tolik, konkrétně 101  $\mu\text{m}$ , u B. Braun pak hodnota narůstá přibližně o polovinu, a to na 86  $\mu\text{m}$ . Větší vůle v tomto případě souvisí mimo jiné s tolerancemi, kdy platí, že se zvětšujícím se rozměrem se zvětšuje toleranční pole – rozmezí hodnot, ve kterých musí být daný rozměr vyroben. U materiálových dvojic s polyetylenovými jamkami jsou průměrové vůle výrazně větší a pohybují se v rozmezí 150 až 545  $\mu\text{m}$ . Zajímavý je potom fakt, že zatímco u komponent značky Zimmer dochází při změně průměru z 28 mm na 36 mm k prakticky 3- až 4násobnému nárůstu vůle, u B. Braun se naměřené hodnoty prakticky nemění.

### Součinitel tření

Měření součinitele tření bylo s tříminutovými intervaly mezi jednotlivými experimenty desetkrát zopakováno pro každý testovaný pár, přičemž lze pozorovat určitý vývoj velikosti součinitele tření v čase. Pro korektní hodnocení z hlediska porovnání tření u jednotlivých párů bylo použito vždy poslední, desáté měření, kdy lze již stanovenou hodnotu považovat za ustálenou. Každý kloubní pár byl proměřen dvakrát (tedy  $2 \times 10$  opakování) a z naměřených hodnot byl stanoven aritmetický průměr. Součinitel tření byl nejprve analyzován pro páry výrobce Zimmer. Jak lze pozorovat v grafu na obrázku 4, součinitel tření je závislý nejen na velikosti kloubního páru, ale zejména na použité materiálové kombinaci kloubních komponent. V případě většího průměru testovaných náhrad, tedy v případě nominálního průměru o velikosti 36 mm, je součinitel tření nižší než u komponent o průměru 28 mm bez ohledu na materiálovou kombinaci. Nejvyšší hodnota součinitele tření, přibližně 0,16, byla naměřena u kombinace kov-polyetylen, kdy je však zároveň rozdíl z hlediska vlivu průměru náhrady prakticky zanedbatelný. Následuje kombinace keramika-polyetylen, která vykazuje součinitel tření pohybující se v rozmezí hodnot 0,13–0,14. Nejnížší součinitel tření, konkrétně 0,11–0,12 potom vykazuje kombinace materiálů keramika-keramika. Na základě uvedených výsledků lze konstatovat, že z pohledu součinitele tření má dominantní vliv použitá materiálová kombinace TEP kyčle. Stejně tak v případě výrobce B. Braun (graf na obrázku 5), dochází k postupnému snižování součinitele tření v pořadí kombinací kov-polyetylen, keramika-polyetylen, keramika-keramika. Zároveň zde lze pozorovat určitou odchylku od ostatních výsledků a to v případě kombinace kov-polyetylen. Zde při nárůstu průměru z 28 mm na 36 mm nedošlo ke snížení součinitele tření, ale naopak k jeho mírnému nárůstu.

### Třecí moment

Výsledky velikosti třecího momentu pro jednotlivé analyzované páry výrobce Zimmer jsou znázorněny v grafu na obrázku 6. Oproti předchozím výsledkům (obr. 4), kdy rozdíly v hodnotách součinitele tření nebyly

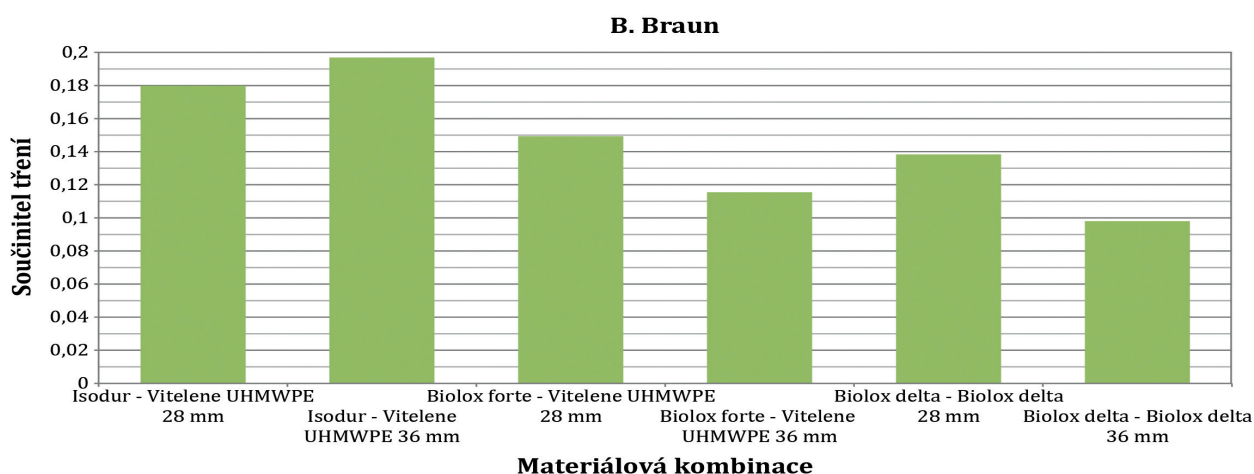


Obr. 4. Součinitel tření pro kloubní páry výrobce Zimmer.

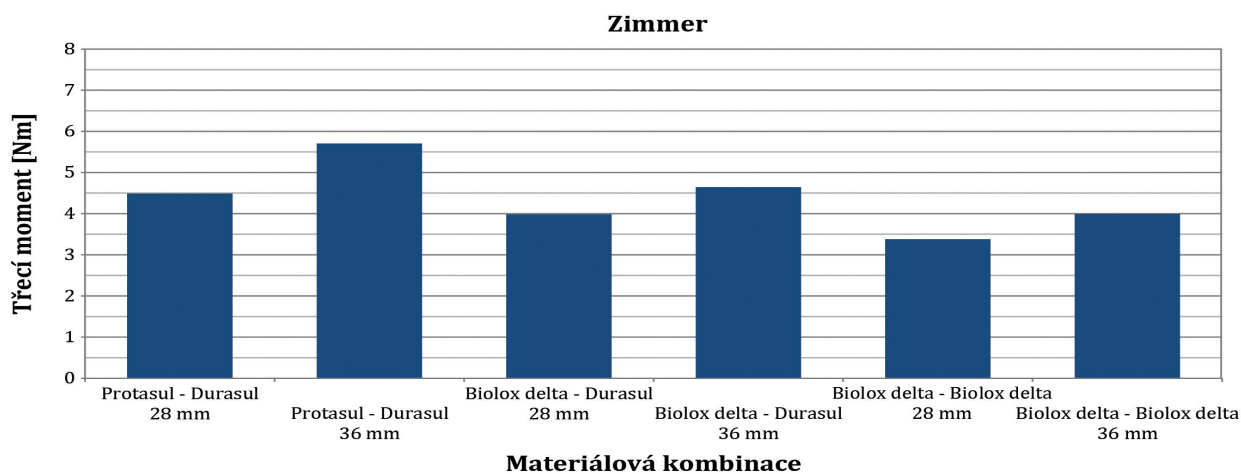


nikterak zásadní, lze pozorovat poměrně výrazný nárůst velikosti třecího momentu se zvětšujícím se průměrem náhrady; vliv velikosti se tak v tomto případě výrazně projevuje. Nejnižší třecí moment, méně než 3,5 Nm byl stanoven pro kombinaci keramika-keramika o nominálním průměru 28 mm. Naopak nejvyšší hodnoty byly zjištěny u páru kov-polyetylen o průměru 36 mm, kdy dosahoval třecí moment více než 5,5 Nm. V případě výrobce B. Braun byly zaznamenány výraznější rozdíly

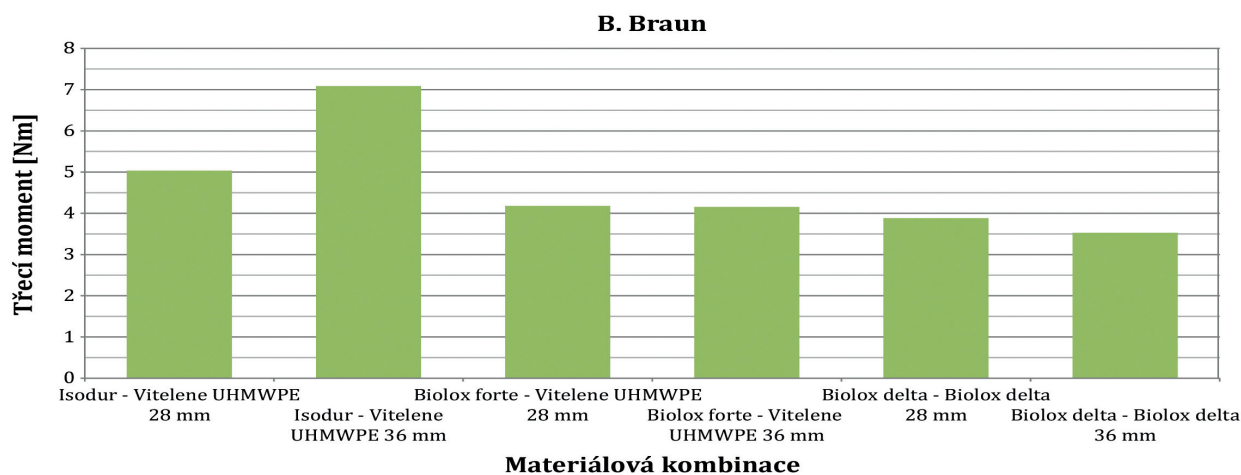
již v případě samotného součinitele tření (obr. 5), zejména potom pro kombinaci keramika-polyetylen a keramika-keramika. U těchto dvou párů dosahoval výsledný třecí moment bez ohledu na velikost průměru velmi podobných hodnot a pohyboval se v rozsahu 3,5–4,2 Nm, viz obrázek 7. Úplně nejvyšší třecí moment ze všech testovaných, více než 7 Nm, byl pak stanoven u materiálové kombinace kov-polyetylen o nominálním průměru 36 mm.



Obr. 5. Součinitel tření pro kloubní páry výrobce B. Braun.



Obr. 6. Třecí moment pro kloubní páry výrobce Zimmer.



Obr. 7. Třecí moment pro kloubní páry výrobce B. Braun.

## DISKUSE

V naší studii jsme zjistili, že součinitel tření byl u všech testovaných kloubních párů ovlivněn spíše materiálovou kombinací nežli nominálním průměrem komponent. U vzorků obou výrobců jsme prokázali téměř u všech testovaných párů nižší součinitel tření u nominálního průměru 36 mm ve srovnání s párem o průměru 28 mm. U vzorků jednoho výrobce byl třecí moment u párů o průměru 36 mm výrazně vyšší ve srovnání s komponentami o průměru 28 mm. Nejvyšší třecí moment byl stanoven u materiálové kombinace kov-polyetylen o nominálním průměru 36 mm.

Vysoký součinitel tření je neodmyslitelně spjat s vyšší rychlostí otěru. Mnohem méně víme o reálném působení třecího momentu, který je závislý na součiniteli tření, dále na velikosti síly působící na kloub a také poloměru hlavice. V našem písemnictví jsme nenašli práci, která by porovnávala uvedené parametry kloubní soustavy na reálných implantátech používaných v klinické praxi. Ani světové písemnictví není na podobný typ publikací zatím příliš bohaté. Přitom jde o základní vlastnosti ovlivňující otěr implantátu. Před implantací konkrétní materiálové a velikostní kombinace bychom měli mít určité představu, nakolik jsou odolné vůči otěru. Metody schopné testovat parametry konkrétního biotribologického systému, můžeme v uvedeném kontextu chápat jako nezbytný analytický nástroj pro hodnocení procesu opotřebení TEP kyčle (8, 23). Dovolují předvídat, byt *s určitou mírou nejistoty*, chování biotribologické soustavy po implantaci kloubní náhrady. Do budoucna vzbuzuje určité naděje metodika umožňující hodnotit tření mezi hlavicí a jamkou *in vivo* při chůzi konkrétního pacienta (7).

Ve všech provedených testech vyšla nejlépe kombinace keramika-keramika, a to pro všechny testované nominální průměry hlavice a jamky. Součinitel tření se u plně keramického páru pohyboval v naší studii v rozmezí od 0,09 do 0,14 v závislosti na výrobci a průměru hlavice, což je více než uvádí například skupina z Leedsu (17) pro pár keramika-keramika. Stejná skupina uvádí nižší součinitel tření také pro páry kov-polyetylen (0,06–0,08) a keramika-polyetylen (0,06–0,08). Příčiny vysvětlující pozorované rozdíly v součiniteli tření mohou souviset nejen s testovacím zařízením, ale i s podmínkami měření např. typem maziva. Avšak vzhledem k tomu, že jde o porovnání součinitele tření různých typů náhrad, přesná hodnota v tomto případě nehraje významnou roli.

O vynikajících biotribologických vlastnostech keramického kloubního páru se ví dlouho. V poslední generaci keramiky BIOLOX<sup>®</sup> delta (CeramTec, Německo) se navíc zřejmě podařilo dále snížit pravděpodobnost vzniku neočekávané fraktury hlavičky nebo vložky (20). Naprostá většina klinických studií referuje výborné přežívání endoprotéz s keramickými komponentami (12), což v tuto chvíli znamená dobrou shodu mezi výzkumníky a klinickou praxí. Paradoxně tomu však stále neodpovídá podíl keramických náhrad kyčelního kloubu v jednotlivých zemích. Například v USA byl v roce 2012 podíl páru keramika-keramika pouze několik %

(18). Použití keramických náhrad je v zájmu především mladších pacientů a jejich pojištění, protože vykazují reálně nejnižší otěr, čímž by se měla optimalizovat křivka přežití endoprotézy. Většímu rozšíření nepochybně brání faktory ekonomické. Keramické protézy jsou dražší. Mezi ortopedy však přetrvávají stále obavy z komplikací souvisejících s narážením krčku o okraj jamky v krajních polohách (tzv. impingement) a s tzv. okrajovým přetížením keramické vložky (1, 25). Diskutuje se také o klinickém významu „vrzání“ implantátu (tzv. squeaking), (22).

V posledních letech jsme svědky expanze větších průměrů hlavice do klinické praxe. Zvláště zajímavou kombinací je 36 mm velká hlavice, kterou je možné párovat se stejně velkou HXLPE nebo keramickou jamkou. Příznivý vliv velké hlavice na pravděpodobnost luxace endoprotézy se zdá být prokázán (16). Zbývá tedy doložit, jak se tato kombinace chová z hlediska otěru, zejména v případě HXLPE. Z provedené studie je zřejmé, že větší průměr náhrady vykazuje nižší součinitel tření pro téměř všechny testované materiálové kombinace obou výrobců. Obecně lze konstatovat, že nižší součinitel tření indikuje zlepšení procesu mazání, což může vést ke snížení opotřebení třecích povrchů náhrady. Větší průměr hlavice generuje sice automaticky větší kluznou vzdálenost, což by mělo vést k celkově vyššímu opotřebení náhrady pracující za režimu mezného nebo smíšeného mazání. Pozorované snížení součinitele tření u většího průměru náhrady lze vysvětlit tak, že dochází ke změně režimu mazání z režimu mezného či smíšeného na režim kapalinový, při kterém jsou třecí povrchy zcela odděleny vrstvou mazacího filmu (9, 21). Již nyní jsou k dispozici kvalitní studie dokládající velmi nízkou rychlost otěru u párů kombinujících HXLPE s kovovou, resp. keramickou hlavicí, případně hlavicí pokrytou tzv. oxiniem o průměru 28 mm (měření otěru bylo provedeno radiostereometrií), (5). Otěr měřený *in vivo* by měl být nižší také při použití velkých kovových a keramických hlavice proti vysokosíťovanému polyetylenu (3).

Z námi provedené studie dále vyplývá, že větší průměr náhrady vykazuje vyšší třecí moment. Analýza velikosti třecího momentu byla důležitá v minulosti při posuzování fixace umělé jamky v acetabulu (rozhraní jamka-cement-kost) u prvních generací konvenčních náhrad (15). V současné době se měří třecí moment zejména u povrchových náhrad, které jsou konstruovány s většími průměry (55 mm), (2). Nicméně námi naměřené hodnoty třecích momentů pro průměry 36 mm jsou tak malé, že zcela jistě nezpůsobí destrukci daného spojení (19).

Zajímavým výstupem naší studie je určení rozměrově vůle (clearance) u jednotlivých testovaných implantátů (tab. 1), která by měla být nedílnou součástí popisu každého kloubního páru. Přestože jsme pozorovali určitou variabilitu v rámci jednoho výrobce, resp. mezi výrobci, nemůžeme na základě naší studie v současné době rozhodnout, který pár je lepší. Vůle musí být vždy přítomna, aby mazivo mohlo být vtahováno mezi třecí povrchy (17, 21). Pokud je moc malá, tak se součinitel tření zvyšuje, naopak pokud je příliš velká, tak je opět tření velké. Dalším důležitým faktorem, který ovlivňuje proces mazání a opotřebení je vlastní složení maziva. Standardně

se provádějí experimenty s hovězím sérem, které obsahuje proteiny albumin a  $\gamma$ -globulin v takové koncentraci, která přibližně odpovídá složení synoviální (pseudosynoviální) kapaliny. Mezi třecími povrchy TEP kyčle proteiny agregují a adsorbují a podle recentních studií (26, 27) přispívají k formování relativně silného mazacího filmu, což může vést k výrazné redukci opotřebení. Aktuálně jsme schopni analyzovat utváření mazacího filmu u různých materiálových kombinací a provozních režimů. Výsledky budou předmětem našich dalších výstupů.

## ZÁVĚR

V naší studii jsme testovali vybrané biotribologické vlastnosti kloubních párů TEP kyčle používaných reálně v klinické praxi. Výsledky jednoznačně ukazují na to, že součinitel tření a třecí moment jsou mnohem více ovlivněny zvoleným biomateriálem nežli velikostí kloubního páru. Variabilita ve všech sledovaných veličinách byla relativně nízká. Testované páry v tomto ohledu vyhovovaly nárokům kladeným na TEP kyčle.

## Literatura

- AL-HAJJAR, M., FISHER, J., TIPPER, J. L., WILLIAMS, S., JENNINGS, L. M.: Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H*, 227: 535–542, 2013.
- BISHOP, N. E., WALDOW, F., MORLOCK, M. M.: Friction moments of large metal-on-metal hip joint bearings and other modern designs. *Med. Eng. Phys.*, 30: 1057–1064, 2008.
- BRAGDON, C. R., DOERNER, M., MARTELL, J., JARRETT, B., PALM, H., Multicenter Study Group, MALCHAU, H.: The 2012 John Charnley Award: Clinical multicenter studies of the wear performance of highly crosslinked remelted polyethylene in THA. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 471: 393–402, 2013.
- BROCKETT, C. L., HARPER, P., WILLIAMS, S., ISAAC, G. H., DWYER-JOYCE, R. S., 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.*, 19: 1575–1579, 2008.
- CALLARY, S. A., SOLOMON, L. B., HOLUBOWYCZ, O. T., CAMPBELL, D. G., MUNN, Z., HOWIE, D. W.: Wear of highly crosslinked polyethylene acetabular components. *Acta Orthop.* 1–10, 2014.
- CRISCO, J. J., BLUME, J., TEEPLE, E., FLEMING, B. C., JAY, G. D.: Assuming exponential decay by incorporating viscous damping improves the prediction of the coefficient of friction in pendulum tests of whole articular joints. *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, 221: 325–333, 2007.
- DAMM, P., DYMKE, J., ACKERMANN, R., BENDER, A., GRAICHEN, F., HALDER, A., BEIER, A., BERGMANN, G.: Friction in total hip joint prosthesis measured in vivo during walking. *PLoS One*, 8: e78373, 2013.
- DOWSON, D.: Bio-tribology. *Faraday Discuss.*, 156: 9–30, 2012.
- DOWSON, D., HARDAKER, C., FLETT, M., ISAAC, G. H.: A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part II: design. *J. Arthroplasty*, 19: 124–130, 2004.
- FULÍN, P., POKORNÝ, D., ŠLOUF, M., VACKOVÁ, T., DYBAL, J., SOSNA, A.: Vliv sterilizace formaldehydem, gama zářením a etylenoxidem na vlastnosti polyetylenových komponent kloubních náhrad. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 81: 33–39, 2014.
- GALLO, J., GOODMAN, S. B., KONTTINEN, Y. T., RASKA, M.: Particle disease: biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty. *Innate Immun.*, 19: 213–224, 2013.
- GALLO, J., GOODMAN, S. B., LOSTAK, J., JANOUT, M.: Advantages and disadvantages of ceramic on ceramic total hip arthroplasty: a review. *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky Olomouc Czech Repub.*, 156: 204–212, 2012.
- GALLO, J., HARTL, M., VRBKA, M., NAVRAT, T., KRUPKA, I.: Co by měl vědět ortoped o biotribologii totální endoprotézy kyčelního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 80: 377–385, 2013.
- GALLO, J., LANGOVA, K., HAVRANEK, V., CECHOVA, I.: Poor survival of ABG I hip prosthesis in younger patients. *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky Olomouc Czech Repub.*, 152: 163–168, 2008.
- CHARNLEY, J.: Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 72: 7–21, 1970.
- JAMESON, S. S., LEES, D., JAMES, P., SERRANO-PEDRAZA, I., PARTINGTON, P. F., MULLER, S. D., MEEK, R. M., REED, M. R.: Lower rates of dislocation with increased femoral head size after primary total hip replacement: a five-year analysis of NHS patients in England. *J. Bone Jt Surg.*, 93-B: 876–880, 2011.
- JIN, Z. M., STONE, M., INGHAM, E., FISHER, J.: Biotribology. *Current Orthopaedics*, 20: 32–40, 2006.
- LEHIL, M. S., BOZIC, K. J.: Trends in total hip arthroplasty implant utilization in the United States. *J. Arthroplasty*, 29: 1915–1918, 2014.
- MA, S. M., KABO, J. M., AMSTUTZ, H. C.: Frictional torque in surface and conventional hip replacement. *J. Bone Jt. Surg.*, 65-A: 366–370, 1983.
- MASSIN, P., LOPES, R., MASSON, B., MAINARD, D., FRENCH, H., KNEE, S.: Does BioloX Delta ceramic reduce the rate of component fractures in total hip replacement? *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, 100: S317–S321, 2014.
- MATTEI, L., DI PUCCIO, F., PICCIGALLO, B., CIULLI, E.: Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. *Tribology International*, 44: 532–549, 2011.
- OWEN, D. H., RUSSELL, N. C., SMITH, P. N., WALTER, W. L.: An estimation of the incidence of squeaking and revision surgery for squeaking in ceramic-on-ceramic total hip replacement: a meta-analysis and report from the Australian Orthopaedic Association National Joint Registry. *Bone Joint J.*, 96-B: 181–187, 2014.
- SARIALI, E., STEWART, T., JIN, Z., FISHER, J.: In vitro investigation of friction under edge-loading conditions for ceramic-on-ceramic total hip prosthesis. *J. Orthop. Res.*, 28: 979–985, 2010.
- STANTON, T. E.: Boundary lubrication in engineering practice. *Engineer*, 135: 678–680, 1923.
- SU, E. P.: Ceramic-ceramic bearing: Too unpredictable to use it regularly. *HSS J.*, 8: 287–290, 2012.
- VRBKA, M., KRUPKA, I., HARTL, M., NAVRAT, T., GALLO, J., GALANDAKOVA, A.: In situ measurements of thin films in bovine serum lubricated contacts using optical interferometry. *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, 228: 149–158, 2014.
- VRBKA, M., NAVRAT, T., KRUPKA, I., HARTL, M., SPERKA, P., GALLO, J.: Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *Proc. Inst. Mech. Eng. J*, 227: 459–475, 2013.

## Korespondující autor:

Prof. MUDr. Jiří Gallo, Ph.D.

Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc  
I. P. Pavlova 6

775 20 Olomouc

E-mail: jiri.gallo@fnol.cz