

# Co by měl vědět ortoped o biotribologii totální endoprotézy kyčelního kloubu

## What Should an Orthopaedic Surgeon Know about Biotribology of Total Hip Arthroplasty

J. GALLO<sup>1</sup>, M. HARTL<sup>2</sup>, M. VRBKA<sup>2</sup>, T. NÁVRAT<sup>2</sup>, I. KRUPKA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc

<sup>2</sup> Ústav konstruování, Fakulta strojního inženýrství, VUT v Brně

### SUMMARY

The objective of this paper is to briefly review the engineering biotribology of total hip arthroplasty (THA). At present the issue of lubrication, wear and friction within a THA is being studied in detail and the results have been published in a number of papers. The reason is obvious since the rate at which the articulating surfaces wear off affects the longevity of a THA to a great extent. Seeking an optimal biotribological configuration remains an important task for both the researchers and orthopaedic surgeons. In order to enable the orthopaedic community to think over THA biotribology and, at the same time, communicate with the representatives of technical professions, knowledge of the basic principles of biotribology and their understanding is necessary.

**Key words:** total hip arthroplasty (THA), tribology, biotribology, bearing materials, friction, lubrication, wear, osteolysis, aseptic loosening.

Tento příspěvek vznikl za podpory grantu NT/14267-3/2013 Interní grantové agentury Ministerstva zdravotnictví České republiky.

### ÚVOD

Náhrada kyčelního kloubu totální endoprotézou (dále pouze TEP kyčle) je jednou z nejúspěšnějších léčebných metod s vynikajícím poměrem mezi klinicky doložitelným přínosem operace a jejími potenciálními komplikacemi, resp. náklady. Není proto divu, že se současně stala jednou z nejčastějších ortopedických operací. Aktuálně se uvádí incidence v zemích OECD tři a více TEP kyčle na 1000 obyvatel (podle Health at Glance 2011: OECD Indicators), přitom se očekává, že by v následujících letech měly počty primárních náhrad kyčlí dále narůstat (podobně jako u kolen). Prognostické modely vycházejí z faktu, že osteoartróza se dostává do symptomatické fáze (kdy pacienta obtěžuje) nejčastěji ve věku 60 a více roků. Dále se nepočítá s tím, že pokročilou osteoartrózu bude možné léčit v dohledné době nějakým jiným – efektivnějším – způsobem, který by snížil celkovou potřebu endoprotéz. Podle jedné recentní studie by se tak v USA mohlo implantovat v roce 2050 až 1,86 milionu TEP kyčlí ročně (4). Pro ČR nejsou zatím podobné modely k dispozici, avšak není důvod si myslet, že se nám tento trend vyhne.

Životnost endoprotéz a tím trvanlivost dosaženého výsledku závisí především na příčinách selhání a frekvenci jejich výskytu (1). Nejčastějším důvodem selhání TEP kyčle je aseptické uvolnění provázené periprotetickou osteolýzou (19). Obě tyto komplikace se dávají do

příčinného vztahu k opotřebením kloubních povrchů. Tento proces může být ovlivněn, zejména výběrem implantátu a operační technikou. V současnosti lze posoudit materiálové a konstrukční vlastnosti pouze v závislosti na informacích, které poskytuje výrobce.

Tento příspěvek má seznámit odbornou lékařskou veřejnost se základními pojmy biotribologie a základními principy tření, mazání a opotřebením.

### TRIBOLOGIE A BIOTRIBOLOGIE

Pojem tribologie byl zaveden v roce 1965 ve zprávě pracovní skupiny ustanovené britským Ministerstvem školství a vědy, kde byla tribologie definována jako „věda a technologie zabývající se vzájemným působením povrchů při jejich relativním pohybu a s tím spojená praxe“ (27). Pojmenování má svůj původ v řeckých slovech „tribos“ a „logos“ a lze jej přeložit jako „věda o tření“. Interakce povrchů je totiž doprovázena vznikem pasivních odporů proti pohybu, které se označují jako **tření**. Tření je spojeno s přeměnou mechanické energie v teplo a s **opotřebením**, což je degradační proces vedoucí k úbytku materiálu z třecích povrchů neboli k **otěru**. Tření a otěr je možné zmenšit **mazáním**, jehož úlohou je prostřednictvím maziva zabránit styku pohybujících se povrchů.

Pojem biotribologie byl zaveden Dowsonem a Wrightem v roce 1973 jako vědecký obor, který pokrývá veškeré aspekty tribologie související s biologickými objekty (13). Jako příklad je možné uvést studium mazání velkých kloubů člověka, a to jak ve stavu přírodním (fyziologickém), tak zejména ve stavu po implantaci umělé náhrady (TEP kyčle nebo kolene).

### Tribologická a biotribologická soustava

Třecí prvky společně s vrstvou maziva a okolním prostředím vytvářejí tribologickou soustavu (obr. 1). Procesy probíhající v této soustavě mohou být rozděleny na procesy kontaktní, procesy tření, procesy opotřebení a procesy mazání. Všechny tyto procesy jsou determinovány provozními podmínkami, jako jsou např. druh pohybu, rychlost, zatížení a teplota a vedou ke změnám struktury a funkce tribologické soustavy. Ty mohou za určitých podmínek způsobit vznik některého z mezních stavů, mezi které patří například nadměrné tření nebo opotřebení.

Třecí prvky TEP kyčle společně s vrstvou synoviální kapaliny a okolním prostředím (jizva, svaly, úpony) vytvářejí biotribologickou soustavu (obr. 2).

### Třecí prvky

TEP kyčle je konstruována tak, aby zajistila pevné spojení s kostí a současně plnila funkci mechanické náhrady kloubu. Na obou komponentách TEP kyčle se proto rozlišují **povrchy artikulární (třecí) a fixační**. Z hlediska biotribologického je TEP kyčle tvořena dvěma třecími prvky: jamkou a hlavicí, které vůči sobě vykonávají kluzný pohyb (tzn. relativní rychlost dotýkajících se povrchů je nenulová).

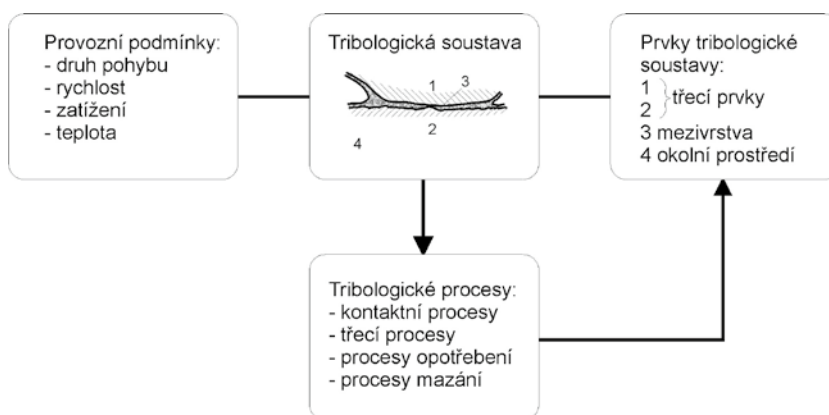
Třecí prvky TEP kyčle se dnes vyrábějí v kombinaci **měkčí jamka** (vysokomolekulární polyetylen)/**tvrdší hlavice** (kov nebo keramika) anebo jsou **oba třecí prvky tvrdé** (keramika/keramika, kov/kov, keramika/kov). Testují se také další materiály a konstrukční řešení (23). Charakteristické mechanické vlastnosti dnes běžně používaných mate-

Tab. 1. Mechanické vlastnosti materiálů TEP kyčle (30). UHMWPE = polyetylen o vysoké molekulární hmotnosti; modul pružnosti v tahu = v oblasti pružné deformace je určen poměrem napětí a poměrného prodloužení prizmatické tyče namáhané tahem; Poissonův poměr = podíl poměrného příčného zkrácení a poměrného podélného prodloužení

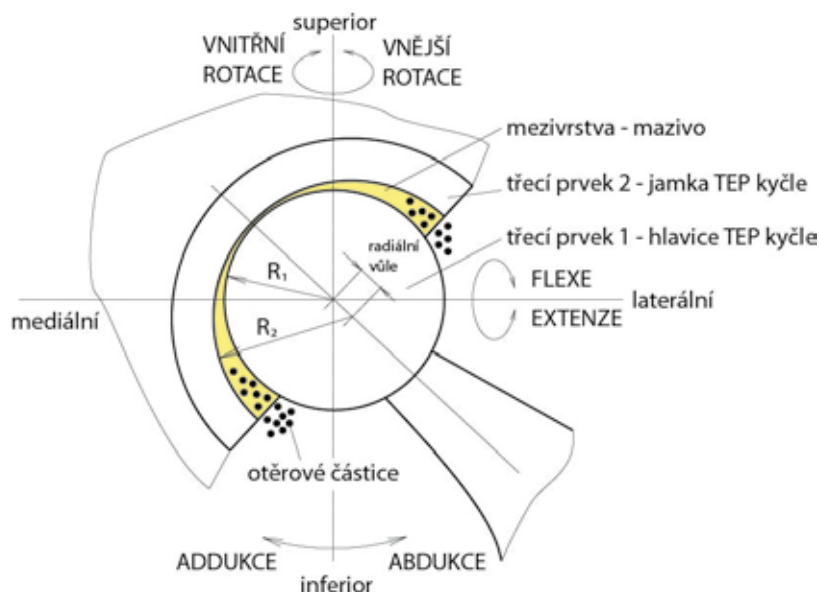
Materiál		Modul pružnosti $E$ (GPa)	Poissonův poměr $\nu$ (1)
polyetylen	UHMWPE	1	0,4
kov	nerezová ocel	210	0,3
	CoCrMo	230	
keramika	$Al_2O_3$	380	0,3
	$ZrO_2$	210	

Tab. 2. Rozměry TEP kyčle používané v klinické praxi (30)

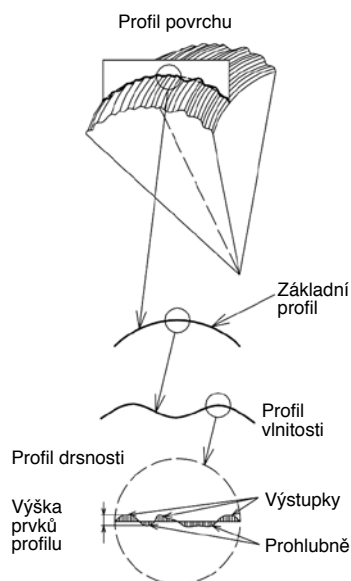
Kontaktní páry	Průměr hlavice $D_1$ (mm)	Radiální vůle mezi jamkou a hlavicí $R_2 - R_1$ ( $\mu m$ )
CoCrMo – polyetylen	22–32	80–180
CoCrMo – CoCrMo	28–60	30–150
$Al_2O_3 - Al_2O_3$	28–32	10–40
CoCrMo – CoCrMo, velké hlavice u povrchové náhrady	50	75–150



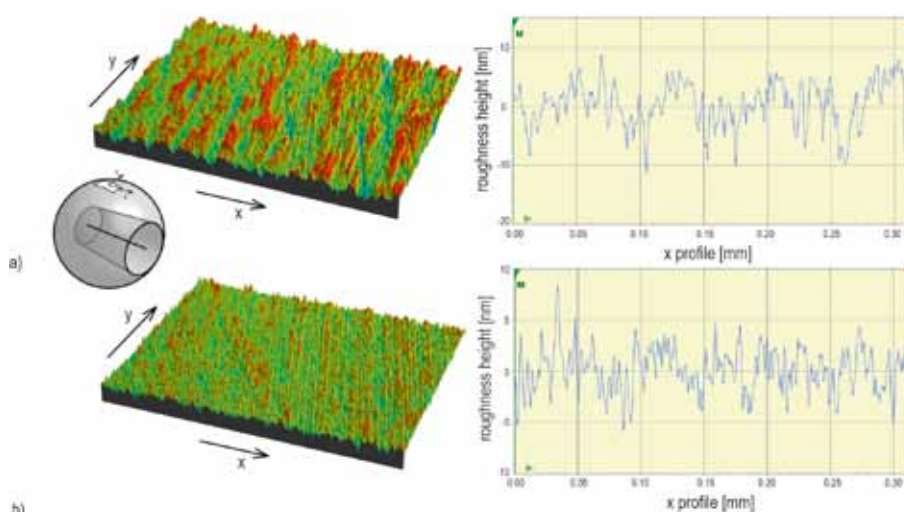
Obr. 1. Tribologická soustava.



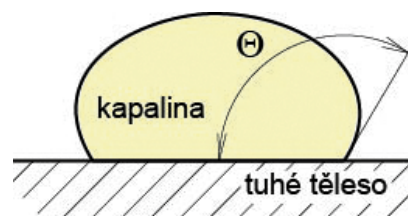
Obr. 2. Biotribologická soustava TEP kyčle.  $R_1$  – poloměr hlavice;  $R_2$  – poloměr jamky.



Obr. 3. Složky struktury povrchu.

Obr. 4. Topografie a profily třecích povrchů hlavičky TEP kyčle o průměru 28 mm; a) hlavičky vyrobené z CoCrMo ( $Ra_1 = 0,0038 \mu\text{m}$ ), b) hlavičky vyrobené z  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ( $Ra_1 = 0,0017 \mu\text{m}$ ).Tab. 3. Charakteristické hodnoty průměrné aritmetické úchylky profilu  $Ra$  třecích prvků TEP kyčle (26, 30)

Hlavičky		Jamka	
Materiál	$Ra_1 (\mu\text{m})$	Materiál	$Ra_2 (\mu\text{m})$
kov (CoCrMo)	0,01–0,025	UHMWPE	0,1–2,5
kov (CoCrMo)	0,005–0,025	kov (CoCrMo)	0,005–0,025
keramika	0,001–0,01	keramika	0,001–0,01

Tab. 4. Kontaktní úhly ( $^\circ$ , průměr  $\pm$  směrodatná odchylka) pro kombinace vybraných třecích materiálů a kapalin (20)

Kapalina \ Materiál	Voda	Fyziologický roztok	Fyziologický roztok + kyselina hyaluronová	Fyziologický roztok + albumin
UHMWPE	$86 \pm 3$	$86 \pm 1$	$92 \pm 1$	$79 \pm 2$
ocel (AISI 316L)	$64 \pm 2$	$76 \pm 4$	$80 \pm 4$	$67 \pm 2$
CoCrMo	$61 \pm 2$	$72 \pm 4$	$72 \pm 7$	$67 \pm 4$
$\text{Al}_2\text{O}_3$	$40 \pm 1$	$65 \pm 4$	$63 \pm 4$	$49 \pm 4$

Obr. 5. Vyjádření smáčivosti pomocí kontaktního úhlu. Kontaktní úhel menší než  $90^\circ$  = smáčivý povrch; kontaktní úhel větší než  $90^\circ$  = nesmáčivý povrch.

riálů vyjádřené modulem pružnosti v tahu a Poissonovým poměrem jsou shrnuty v tab. 1 (30).

**Třecí prvky TEP kyčle do sebe zapadají s velkou geometrickou přesností**, avšak musí mezi nimi zůstat určitá vůle, aby mohlo dojít ke kluznému pohybu. Charakteristické rozměry třecích prvků používaných v klinické praxi jsou uvedeny v tab. 2.

V reálném světě neexistuje dokonale hladký povrch. Všechny povrchy vykazují určitý stupeň nerovnosti (říkáme, že mají strukturu), která hraje podstatnou roli v procesech tření, mazání a opotřebení. Struktura povrchu se člení na jednotlivé složky podle vzdálenosti povrchových nerovností (obr. 3). Složka s nejmenší roztečí tvoří drsnost povrchu, další složka se nazývá vlnitost povrchu a složka s největší roztečí je určena základním profilem součástky (v případě hlavičky jde o kružnici). Parametr charakterizující drsnost povrchu, se nazývá **průměrná aritmetická úchylka profilu** a označuje se  $Ra$ . Charakteristické  $Ra$  hodnoty povrchů komponent

TEP kyčle jsou shrnuty v tab. 3 (26, 30). Na obr. 4 jsou charakteristické topografie a profily třecích povrchů nepoužité hlavičky TEP kyčle vyrobené z CoCrMo (BBRAUN NK430K) a  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (BBRAUN NK461), které byly získány měřením na 3D optickém profilometru BrukerContour GT X8.

Při posuzování tření a opotřebení materiálů používaných pro výrobu TEP kyčle je nutné také posoudit jejich **smáčivost**, která ovlivňuje tvorbu mazacího filmu. Smáčivost je schopnost kapaliny udržovat kontakt s pevným povrchem, vyplývající z mezimolekulární interakce. Smáčivost pevné látky kapalinou vyjadřuje kontaktní úhel  $\theta$  (obr. 5). Povrch se dá považovat za smáčivý, pokud je kontaktní úhel menší než  $90^\circ$ . Naopak pokud je kontaktní úhel větší než  $90^\circ$ , je povrch nesmáčivý. Pokud je povrch smáčen vodou, mluvíme o površích hydrofilních ( $\theta < 90^\circ$ ) a hydrofobních ( $\theta > 90^\circ$ ). Hodnoty kontaktních úhlů pro kombinaci vybraných třecích materiálů a kapalin jsou uvedeny v tab. 4 (20).

### Mezivrstva, mazivo

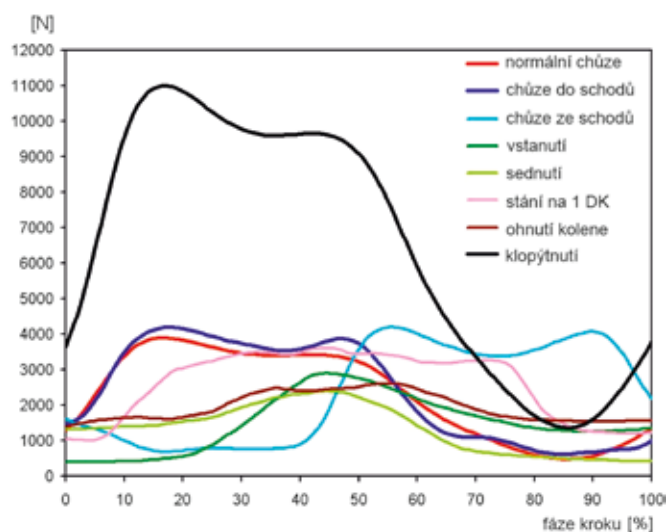
Mazivem je u TEP kyčle *pseudosynoviální kapalina*, jejíž funkcí je mj. oddělovat třecí povrchy a tím snižovat tření a opotřebení. Kapalina se do kloubu dostává činností povrchové vrstvy makrofágů, pokrývajících vnitřní list nově vytvořeného kloubního pouzdra (3). Vlastnosti synoviální kapaliny určují složky, které ji tvoří: voda, kyselina hyaluronová, prolactin, glykoprotein lubricin a proteiny gama globulin a albumin. Jejich vzájemný poměr, stejně jako počet buněk odráží homeostázu kloubu.

Kloubní kapalina je viskózní, tj. klade odpor proti vzájemnému posuvu svých částic a vrstev. Při jejím pohybu vzniká na stykové ploše jednotlivých vrstev smykové (tečné) napětí, které způsobuje vnitřní tření v kapalině. Mírou vnitřního tření je *dynamická viskozita  $\eta$* , jejíž hodnota je závislá na složení kapaliny, teplotě, tlaku a působícím smykovém napětí (34). Pro zdravou synoviální kapalinu dosahuje dynamická viskozita hodnoty 0,02 Pa·s (11). U pseudosynoviální kapaliny uvolňované po implantaci TEP kyčle je hodnota dynamické viskozity při malých smykových rychlostech 0,004 Pa·s a při vzrůstající smykové rychlosti viskozita klesá na hodnotu 0,0025 Pa·s (40). V experimentálních studiích se synoviální kapalina modeluje nejčastěji hovězím sérem o dynamické viskozitě 0,0009 Pa·s (40).

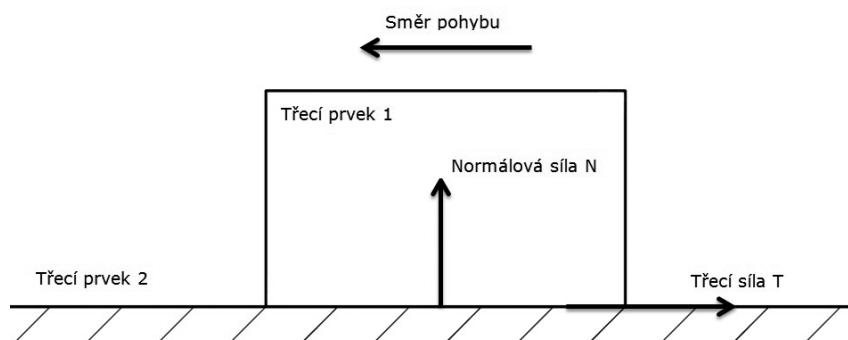
### Provozní podmínky

Kyčel patří mezi nejzatíženější klouby lidského těla. Z hlediska zatížení přenáší dynamické síly, které se pohybují v rozsahu **100 až 800 % tíhy lidského těla dle vykonávané aktivity**. Největší databázi zátěžných působení zpracoval Bergman (5), který experimentálně určoval velikosti silových výslednic působících na hlavici TEP kyčle při běžných činnostech pacienta (pomalá, normální a rychlá chůze, chůze do a ze schodů apod.).

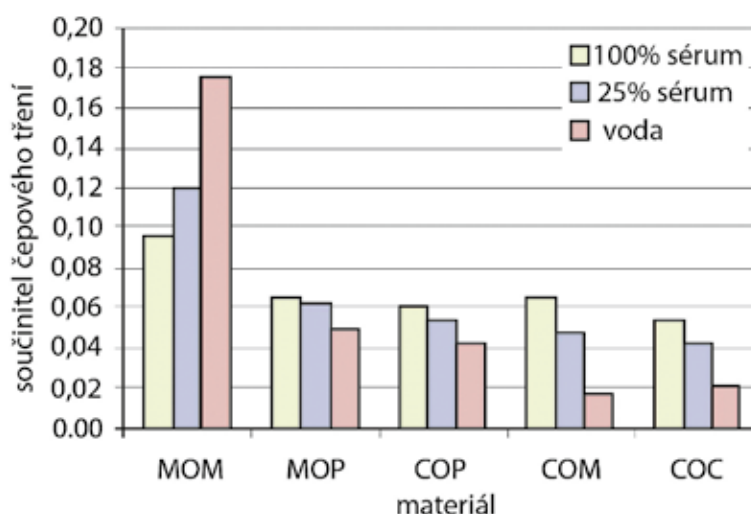
Průběh zátěžné síly během jednoho kroku pro různé činnosti zobrazuje obr. 6. Z průběhu zátěžné síly pro chůzi je patrné, že v oporové fázi kroku dochází k největšímu za-



Obr. 6. Průběh zátěžné síly během jednoho kroku (5). DK = dolní končetina.



Obr. 7. Smykové tření.



Obr. 8. Součinitel čepového tření pro různé materiálové kombinace TEP kyčle (9). MOM = metal on metal; MOP = metal on polyethylene; COP = ceramic on polyethylene; COM = ceramic on metal; COC = ceramic on ceramic.

Tab. 5. Maximální hodnoty kontaktních tlaků pro různé materiálové kombinace TEP kyčle, suchý kontakt, charakteristické rozměry náhrad a pacienta o hmotnosti 80 kg

Materiál jamky	UHMWPE	UHMWPE	CoCrMo	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Materiál hlavice	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	CoCrMo	CoCrMo	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Průměr D <sub>i</sub> (mm)	28	28	28	28
Radiální vůle R <sub>2</sub> – R <sub>1</sub> (μm)	100	100	100	30
Aktivita	p <sub>max</sub> (MPa)			
Stoj na dvou končetinách	3,8	3,8	53,9	53,7
Pomalá chůze	5,5	5,5	77,8	77,4
Rychlá chůze	6,0	6,0	85,6	85,2
Běh	6,5	6,5	92,2	91,7
Zakopnutí	7,6	7,6	107,8	107,3
Chůze do schodů	5,5	5,5	77,8	77,4
Chůze ze schodů	6,5	6,5	92,2	91,7

tížení kyčelního kloubu. Naopak při švihové fázi klesá zatížení na minimum. Charakteristický průběh zatížení má dva vrcholy, což je dáno dynamickými účinky. V této souvislosti sehrávají klíčovou úlohu svaly kolem kloubu, které tlumí rázy a absorbují část zátěže (29).

Z hlediska kinematiky jsou v kyčelním kloubu možné **tři rotační pohyby** (addukce-abdukce, flexe-extenze, vnitřní a vnější rotace, obr. 2), pomíneme-li posuvný pohyb způsobující vykloubení hlavice. Doba trvání jednoho kroku (švihové a oporové fáze) je při normální chůzi 1,0 až 1,2 s. Proto jsou rychlosti jednotlivých pohybů v kyčelních simulátorech nastavovány tak, aby frekvence zátěžných bloků byla cca 1 Hz. Dle ISO 14242-1 z roku 2012 se úhlová rychlost v rovině flexe-extenze pohybuje v rozsahu  $\pm 2 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ , čemuž odpovídají rychlosti bodů povrchu hlavice 28 až 50 mm·s<sup>-1</sup>. Pro pacienty s TEP kyčle je průměrná denní aktivita 5737 kroků se směrodatnou odchylkou 1650 a rozsahem 393 až 18129 (37). Z jiné studie (27 kontrolních účastníků vers. 63 pacientů s TEP kyčle) vyplývá, že aktivita s věkem klesá a to rychleji pro normální populaci než pro pacienty s TEP kyčlí (21).

### Kontaktní procesy

Třecí povrchy TEP kyčle jsou kulové plochy, mezi kterými dochází ke styku (a tedy ke vzájemné interakci), jehož mírou je rozložené silové působení vyjádřené **kontaktním tlakem**. Maximální hodnoty kontaktního tlaku pro různé materiálové kombinace TEP kyčle, suchý kontakt, charakteristické rozměry náhrad pacienta o hmotnosti 80 kg jsou uvedeny v tab. 5. Ve fyziologickém kyčelním kloubu se maximální hodnoty kontaktních tlaků pohybují v rozsahu 2 až 10 MPa (8).

### Procesy tření

Smykové tření je proces, který souvisí s odporem proti pohybu vznikajícím ve styku dvou těles pohybujících se jistou relativní rychlostí (např. TEP kyčle). **Pokud se mezi třecími povrchy neuvažuje vrstva adsorbovaných molekul plynu nebo kapaliny označuje se tření jako suché.**

Smykové tření se projevuje třecí silou  $T$  působící ve styku dvou vzájemně se pohybujících třecích prvků

(obr. 7). Třecí síla má opačný smysl jako relativní rychlost. Její velikost určuje **Coulombův zákon** (9)

$$T = fN, \quad (1)$$

kde  $f$  je součinitel smykového tření a  $N$  je normálová síla. Pokud se třecí prvky relativně nepohybují, pak je nutné v rovnici (1) nahradit  $f$  součinitelem adheze  $f_a$ , přičemž platí vztah  $f < f_a$ . Protože v případě TEP kyčle dochází k rotačnímu pohybu hlavice vůči jamce, vyjadřuje se velikost tření nikoliv třecí silou, nýbrž třecím momentem silové dvojice

$$M_T = f_c N R_l, \quad (2)$$

kde  $f_c$  je součinitel čepového tření (tento pojem pochází z konstruování strojů) a  $R_l$  je poloměr hlavice. V anglické literatuře se součinitel čepového tření nazývá **friction factor**.

Experimentálně bylo zjištěno, že součinitel smykového i čepového tření závisí především na: a) **materiálech třecích prvků**; b) **drsnosti jejich povrchů** (ta se v průběhu provozu mění – povrchy se „zaběhávají“); c) **mazání** (především na dynamické viskozitě maziva); d) **relativních rychlostech třecích povrchů** (se vzrůstající rychlostí se součinitel tření zpravidla zmenšuje až do jistého minima a potom opět vzrůstá); e) **velikosti měrného zatížení** (obecně s rostoucím měrným zatížením součinitel tření klesá do minima a potom opět vzrůstá); f) **teplotě třecích povrchů** (obecně se s rostoucí teplotou součinitel tření nejprve zmenšuje a potom opět zvětšuje).

Součinitel tření mezi jamkou a hlavicí TEP kyčle lze určit experimentálně prostřednictvím **simulátorů tření**, které jsou nejčastěji založeny na principu kyvadla. Například v experimentální studii, kterou provedli Brockett a kol. (9) bylo zjištěno, že nejvyšší tření vykazuje materiálová dvojice kov/kov (MOM) a naopak nejnižší tření materiálová dvojice keramika/keramika (COC), (obr. 8). Rovněž bylo prokázáno, že zvyšující se koncentrace proteinů v hovězím séru zvyšuje tření u všech materiálových kombinací kromě dvojice kov/kov, kde naopak zvýšená koncentrace proteinů vede ke snížení tření.



## Procesy mazání

Mazání je tribologický proces, při kterém se prostřednictvím maziva významně snižuje tření a opotřebení třecích povrchů nacházejících se v relativním pohybu. Jako maziva může být užito libovolné látky v plynném, kapalném nebo tuhém skupenství, jejíž primární úlohou je separace a ochrana třecích povrchů. Mezi sekundární úlohy maziva pak může patřit např. odstraňování otěru.

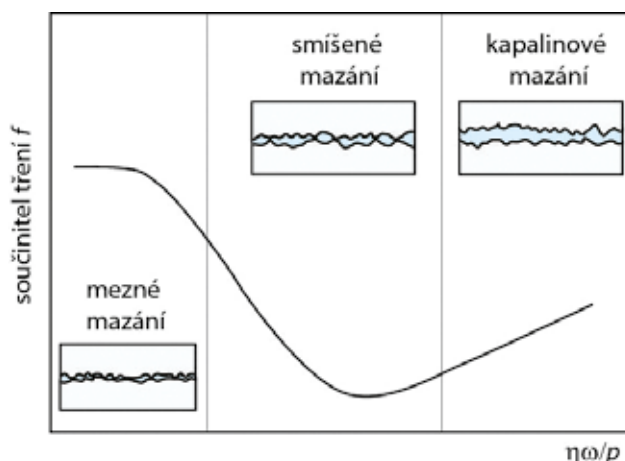
Rozlišují se režimy mazání, při kterých dochází k oddělení třecích povrchů souvislým kapalinovým mazacím filmem (**kapalinové mazání**) a režimy, při kterých dochází k dotyku mezi třecími povrchy (**mezní a smíšené mazání**). Jednotlivé režimy mazání mohou být přehledně znázorněny pomocí **Stribeckovy křivky** (obr. 9), která udává závislost součinitele tření  $f$  na bezrozměrném parametru  $\eta\omega/p$ , kde  $\eta$  je dynamická viskozita použitého maziva,  $\omega$  je úhlová rychlost a  $p$  je měrné zatížení ložiska (kloubu).

**Při vysokých zatíženích a nízkých rychlostech třecích povrchů může docházet k meznímu mazání**, kdy jsou třecí povrchy od sebe odděleny velmi tenkým filmem vytvořeným buď z adsorbovaných molekul maziva nebo chemickou reakcí třecích povrchů. Zatížení je přenášeno výhradně kontaktem mezi povrchovými nerovnostmi a velikost tření a opotřebení závisí na fyzikálních a chemických vlastnostech třecích povrchů a na chemických vlastnostech maziva. **Se vzrůstající rychlostí třecích povrchů a klesajícím zatížením dochází k poklesu součinitele tření a nastává přechod od mezního ke kapalinovému mazání, označovaný jako smíšené mazání.** Při smíšeném mazání je zatížení přenášeno jak kontaktem mezi povrchovými nerovnostmi, tak i hydrodynamickým působením mazacího filmu. **Při kapalinovém (elastohydrodynamickém, hydrodynamickém) mazání je velikost tření závislá pouze na reologických vlastnostech maziva, zejména na jeho viskozitě.**

Vzhledem k drsnosti třecích povrchů a jejich elastické deformaci dochází v závislosti na provozních podmínkách u TEP kyčle k meznímu, smíšenému i elastohydrodynamickému mazání. Pro minimální tloušťku elastohydrodynamického mazacího filmu platí (22)

$$h_{\min} = K\eta^{0,65}N^{-0,21}u^{0,65}, \quad (3)$$

kde  $K$  je konstanta, jejíž hodnota závisí na geometrii a mechanických vlastnostech jamky a hlavice,  $\eta$  je dynamická viskozita synoviální kapaliny,  $N$  je zatížení, které přenáší dvojice jamka-hlavice a  $u$  je průměrná rychlost třecích povrchů. Z rovnice (3) je zřejmé, že tloušťka mazacího filmu závisí zejména na viskozitě synoviální kapaliny a rychlosti pohybu, zatímco vliv zatížení je malý. Pro běžně používané materiálové kombinace náhrad TEP kyčle (tab. 1) o rozměrech (tab. 2), drsnostech (tab. 4), zatížení 2500 N, dynamické viskozitě synoviální kapaliny 2,5 mPa·s a úhlové rychlosti 2 rad·s<sup>-1</sup> (hodnota odpovídá maximální rychlosti při normální chůzi) jsou odhady minimální tloušťky mazacího filmu a režimu mazání shrnuty v tab. 6. Z tabulky vyplývá, že **materiálové dvojice kov/kov a keramika/keramika pra-**



Obr. 9. Stribeckova křivka.

**cuji za výhodnějších mazacích podmínek než dvojice polyetylen/kov.**

Důležitým zdrojem informací o chování mazacího filmu u TEP kyčle jsou experimentální studie. Analýzou mazacího filmu v kontaktech třecích povrchů mazaných hovězím sérem a pracujících za různých kinematických podmínek se zabývá řada recentních publikací (31). Výsledky jedné z nich např. ukázaly, že kromě kinematických podmínek mají zásadní vliv na utváření mazacího filmu proteiny obsažené v hovězím séru (39). Pokud do kontaktní oblasti vstupují shluky proteinů, tak navyšují tloušťku mazacího filmu a tím zamezují styku mikronevlností třecích povrchů, což je pozitivní efekt vedoucí ke snížení opotřebení.

## Procesy vedoucí k otěru

Opotřebení je degradační proces, který způsobuje progresivní úbytek materiálu třecích povrchů, které jsou ve vzájemném styku a pohybu. Produktem opotřebení jsou otěrové částice (otěr), které se dostávají do styku s okolními tkáněmi, kde vyvolávají zánětlivou a případně také alergickou reakci, osteolýzu a aseptické uvolnění TEP kyčle (17).

U TEP kyčle lze předpokládat výskyt adhezivního, abrazivního, únavového a korozivního opotřebení. Při **adhezivním opotřebení** dochází ke styku mikronevlností, tvorbě mikrosvarů mezi vrcholky nerovností a následnému vytrhávání a přenosu materiálu z povrchů. Při **abrazivním opotřebení** dochází k obroušování měkčího povrchu účinkem tvrdšího povrchu jiného tělesa nebo abrazivních částic. **Únavové opotřebení** vzniká vlivem cyklického namáhání vysoce zatěžovaných nekonformních povrchů a projevuje se odlupováním materiálu a tvorbou důlků (častější u TEP kolena). **Korozivní opotřebení** je charakteristické chemickými nebo elektrochemickými reakcemi třecího povrchu s okolním prostředím, jako je např. oxidace. Jednotlivé typy opotřebení mohou působit současně anebo na sebe vzájemně navazovat.

Opotřebení se řídí třemi zákony:

1. **Velikost otěru se zvyšuje se zvyšujícím se normálním zatížením.**

Tab. 6. Predikce minimální tloušťky mazacího filmu a mazacího režimu pro běžně používané materiálové kombinace náhrad TEP kyčle, zatížení 2500 N, dynamickou viskozitu synoviální kapaliny 2,5 mPa·s a úhlovou rychlost 2 rad·s<sup>-1</sup> (30). Parametr

mazání  $\lambda = h_{\min} / \sqrt{Ra_1^2 - Ra_2^2}$ , kde  $h_{\min}$  je minimální tloušťka mazacího filmu podle rovnice (3) a  $Ra_1$ , resp.  $Ra_2$  je průměrná aritmetická úchylka profilu hlavice, resp. jamky

Průměr hlavice $D_1$ (mm)	Materiál hlavice	Materiál jamky	Minimální tloušťka mazacího filmu $h_{\min}$ (μm)	Parametr mazání $\lambda$ (1)
28	CoCrMo	UHMWPE	0,18	0,1–1,8 smíšené mazání
28	CoCrMo	CoCrMo	0,05	0,7–3,4 smíšené nebo kapalinové mazání
28	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,09	6,4 kapalinové mazání
50	CoCrMo	CoCrMo	0,05	0,7–3,5 smíšené nebo kapalinové mazání

Tab. 7. Rychlost opotřebení běžně používaných materiálových kombinací náhrad TEP kyčle při standardních provozních podmínkách (8)

Materiálové kombinace	Průměr hlavice $D_1$ (mm)	Rychlost opotřebení (mm <sup>3</sup> /milion cyklů)
kov/standardní UHMWPE	28	25 až 40
kov/vysoce síťovaný UHMWPE	28 až 36	5 až 10
kov/kov	28	0,1 až 1
kov/kov	36	0,4 až 0,8
kov/kov	39 až 55	0,1 až 0,4
keramika/kov	28 až 36	0,02 až 0,1
keramika/keramika	28	0,02 až 0,1

## 2. Velikost otěru se zvyšuje se zvyšující se kluznou dráhou.

## 3. Velikost otěru se snižuje se zvyšující se tvrdostí třecích povrchů.

Predikce opotřebení třecích povrchů u TEP kyčle, množství a velikosti otěrových částic, je a vždy bude velmi složitá a závislá na mnoha faktorech (7, 15):

- **materiály třecích povrchů,**
- **velikost kontaktní plochy a rozložení kontaktního tlaku** (průměr hlavice, vřule),
- **délka kluzné dráhy při vzájemném pohybu** (průměr hlavičky, jamky),
- **výrobní nepřesnost a drsnost třecích povrchů,**
- **přítomnost dostatečného množství pseudosynoviální kapaliny a její složení,**
- **aktivita a hmotnost pacienta,**
- **vzájemná konfigurace komponent TEP kyčle po implantaci** (okrajové přetížení),
- **vrozené/získané vady kyčle, uspořádání okolních svalů, zřetězení funkčních poruch,**
- **operátor** (správné usazení TEP, prevence abrazivního otěru, apod.).

Opotřebení se při laboratorních testech, realizovaných nejčastěji na kyčelních simulátorech, kvantifikují pomocí veličin objemového otěru a rychlosti opotřebení. V klinické praxi se na rozsah opotřebení usuzuje z rentgenového vyšetření, kdy se stanovuje rychlost pronikání hlavice do jamky (35). Rychlosti opotřebení různých třecích povrchů TEP kyčle při standardních provozních podmínkách vyskytujících se v kyčelním kloubu jsou shrnuty v tab. 7.

## VÝSTUPY PRO PRAXI

Cílem našeho sdělení není formulovat konkrétní doporučení pro praxi. Přesto se pokusíme o stručné biotribologické zhodnocení základních párů používaných v ortopedii. Předně je třeba si uvědomit, že opotřebení je vlastnost konkrétní biotribologické soustavy (TEP). To mimo jiné znamená, že velikost otěru je určována vlastnostmi této soustavy jako celku a provozními podmínkami, nikoliv pouze jedním nebo dvěma parametry implantátu, jak si často myslíme. Jen jako příklad uvádíme renesanci zájmu o hlavice s velkým průměrem (32). Výrobci zdůrazňují vyšší stabilitu kloubu, o čemž nelze pochybovat a lepší schopnost mazání, která by mohla souviset se snadnější tvorbou souvislého mazacího filmu mezi velkými artikulujícími povrchy protézy, což by společně s dostatečnou povrchovou rychlostí a nízkou drsností povrchu mohlo nabízet zajímavou biotribologickou hodnotu. Avšak podíváme-li se ještě jednou na tři zákony, jimiž se řídí opotřebení, musí nám být jasné, že minimálně velikost kluzné vzdálenosti vystupuje proti tomuto konceptu. Navíc se někteří domnívají, že je velmi obtížné zajistit souběžně optimální propojení typu mazání s povrchovou rychlostí a drsností povrchu, a to nejen z materiálových a tvarových důvodů, ale také kvůli proměnlivým podmínkám například v pohybové aktivitě (12, 13, 33).

## Kovová/keramická hlavička – jamka z vysoce síťovaného polyetylenu

Jde o kombinaci, která se prosadila a má potenciál k dalšímu vývoji. Významnou úlohu přitom se-

hrály studie poukazující na zvýšenou odolnost vůči opotřebení – která by měla být u vysoce sítovaných polyetylenů až 10x vyšší nežli u konvenčního materiálu (16, 25). Odhaduje se, že podíl těchto komponent dosahuje na trhu v USA více než 40 % ze všech implantovaných kloubních náhrad. Vysoce sítované polyetyleny (jsme si vědomi rozdílu mezi jednotlivými generacemi těchto polyetylenů a dokonce mezi jamkami různých výrobců) se kombinují také s hlavičkami o průměru 36 až 40 mm, přičemž se očekává, že TEP s těmito parametry dokáže v biotribologické situaci utlumit „váhu poloměru hlavičky“ a význam pravidla, které nám říká, že s narůstajícím poloměrem artikulujících povrchů se zvyšuje rychlost opotřebení. Minimálně jedna studie ukazuje, že velké hlavy sice nemají rychlejší lineární penetraci, avšak zvyšují objemový otěr (28).

### **Keramická hlavička – keramická jamka (COC = ceramic on ceramic)**

Používají se páry o průměru 28, 32 a 36 mm (v USA pouze 28 a 32 mm). Biotribologické vlastnosti kloubu typu keramika na keramiku byly ověřeny na simulátorech a řada klinických studií dokládá minimální opotřebení v střednědobém i dlouhodobém horizontu (18). Kombinace keramická jamka a keramická hlavička má z tribologického pohledu několik předností: lze dosáhnout optimální kulovitosti, povrchové drsnosti, povrch je smáčivý a může usnadňovat vznik kapalinové mazací vrstvy. Naproti tomu určité obavy vyvolávají procesy spojované s mikroseparací artikulujících povrchů, které vyvolávají proužkový otěr – stripe wear (2). Zejména u mladých a aktivních pacientů může docházet k okrajovým trhlínám v důsledku narážení krčku dřívku o okraj jamky (neck-cup impingement). Se subluxací a mikroseparací může souviset také vrzání v keramických kloubech – squeaking noises (10).

### **Kovová hlavička – kovová jamka (MOM = metal on metal)**

Z inženýrského hlediska jde o výborné řešení tribologických problémů TEP kyčle (nízká rychlost opotřebení, menší citlivost k impingement), které je zatím podle všeho choulolistivé k uložení komponent, zejména na orientaci jamky (14). V USA bylo ještě před nedávnem téměř 30 % všech nových TEP kyčle typu kov-kov, v Austrálii dosáhl v roce 2008 podíl protéz typu kov-kov téměř 19 % všech nově implantovaných TEP kyčle (Annual Report 2009) a velké množství těchto TEP se implantovalo také v Anglii (38). Záhy se však začaly objevovat varovné zprávy a některé implantáty (zejména typu resurfacing) se musely dokonce stahovat z praxe z důvodu bolestí, zvýšené tvorby pseudotumorů v oblasti třísla a obav z metalózy (6). Kovové částice vyvolávají specifickou biologickou odpověď a obavy existují také z jejich systémového působení (36). Tvrdí zastánci této cesty pokračují ve vývoji asférických artikulárních kovových povrchů a testují kombinaci „keramické hlavičky artikulující s kovovou jamkou“ (24).

## **ZÁVĚR**

Apriorní spolehlivost náhrady kyčelního kloubu je dána vzájemnou kooperací inženýrů, tribologů a lékařů a je do náhrady vložena v období návrhu, vývoje a výroby. Aposteriorní spolehlivost náhrady je pak závislá nejen na spolehlivosti apriorní a individuálních parametrech pacienta, ale také na zkušenostech a základních biotribologických znalostech ortopeda, které může využít při implantaci náhrady. Profitovat bude z této praxe nejen pacient, ale celá společnost, protože by se měla snížit frekvence aseptických uvolnění a rozsáhlých kostních defektů. Tribologie třecích povrchů hraje klíčovou roli v zajištění dostatečné jakosti náhrady a s ohledem na variabilitu pracovních podmínek tribologické soustavy představuje komplexní problém, jehož rozsah přesahuje možnosti tohoto článku. Jednotlivé teoreticky představené aspekty budou detailně analyzovány v dalších příspěvcích.

## **Literatura**

1. ADELANI, M. A., KEENEY, J. A., PALISCH, A., FOWLER, S. A., CLOHISY, J. C.: Has total hip arthroplasty in patients 30 years or younger improved? A systematic review. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 471: 2595–2601, 2013.
2. AFFATATO, S., TRAINA, F., TONI, A.: Microseparation and stripe wear in alumina-on-alumina hip implants. *Int. J. Artif. Org.*, 34: 506–512, 2011.
3. ANDERSSON, M. K., ANISSIAN, L., STARK, A., BUCHT, E., FELLANDER-TSAI, L., TSAI, J. A.: Synovial fluid from loose hip arthroplasties inhibits human osteoblasts. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 378: 148–154, 2000.
4. BASHINSKAYA, B., ZIMMERMAN, R. M., WALCOTT, B. P., ANTOCI, V.: Arthroplasty utilization in the United States is predicted by age-specific population groups. *ISRN orthopedics*. Open access: 2012.
5. BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A., BENDER, A., HEINLEIN, B., DUDA, G. N., HELLER, M. O., MORLOCK, M. M.: Realistic loads for testing hip implants. *Bio-med. Mater. Eng.*, 20: 65–75, 2010.
6. BERNTHAL, N. M., CELESTRE, P. C., STAVRAKIS, A. I., LUDINGTON, J. C., OAKES, D. A.: Disappointing short-term results with the DePuy ASR XL metal-on-metal total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 27: 539–544, 2012.
7. BEZNOSKA, S., ČECH, O., LÖBL, K.: Umělé náhrady lidských kloubů. Praha, SNTL; 1987.
8. BRAND, R. A.: Joint contact stress: a reasonable surrogate for biological processes? *Iowa Orthop. J.*, 25: 82–94, 2005.
9. BROCKETT, C., WILLIAMS, S., JIN, Z., ISAAC, G., FISHER, J.: Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *J. Biomed. Mater. Res. Part B, App. Biomat.*, 81: 508–515, 2007.
10. BROCKETT, C. L., WILLIAMS, S., JIN, Z., ISAAC, G. H., FISHER, J.: Squeaking hip arthroplasties: a tribological phenomenon. *J. Arthroplasty*, 28: 90–97, 2013.
11. COOKE, A. F., DOWSON, D., WRIGHT, V.: The pressure-viscosity characteristics of synovial fluid. *Biorheology*, 15: 129–135, 1978.
12. DOWSON, D.: New joints for the Millennium: wear control in total replacement hip joints. *Proc. Instit. Mech. Eng. Part H*, 215: 335–358, 2001.
13. DOWSON, D.: Bio-tribology. *Faraday Discuss.*, 156: 9–30, 2012.
14. FISHER, J.: Bioengineering reasons for the failure of metal-on-metal hip prostheses: an engineer's perspective. *J. Bone Jt. Surg.*, 93-B: 1001–1004, 2011.
15. FISHER, J.: A stratified approach to pre-clinical tribological evaluation of joint replacements representing a wider range of clinical conditions advancing beyond the current standard. *Faraday Discuss.*, 156: 59–68, 2012.



16. FISHER, J., JIN, Z., TIPPER, J., STONE, M., INGHAM, E.: Tribology of alternative bearings. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 453: 25–34, 2006.
17. GALLO, J., GOODMAN, S. B., KONTTINEN, Y. T., RASKA, M.: Particle disease: biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty. *Innate immunity*, 19: 213–224, 2013.
18. GALLO, J., GOODMAN, S. B., LOSTAK, J., JANOUT, M.: Advantages and disadvantages of ceramic on ceramic total hip arthroplasty: a review. *Biomed. Papers Medic. Fac. University Palack.*, 156: 204–212, 2012.
19. GALLO, J., LANGOVA, K., HAVRANEK, V., CECHOVA, I.: Poor survival of ABG I hip prosthesis in younger patients. *Biomed. Papers Medic. Fac. University Palack.*, 152: 163–168, 2008.
20. GISPERT, M. P., SERRO, A. P., COLACO, R., SARAMAGO, B.: Friction and wear mechanisms in hip prosthesis: Comparison of joint materials behaviour in several lubricants. *Wear*, 260: 149–158, 2006.
21. GOLDSMITH, A. A., DOWSON, D., WROBLEWSKI, B. M., SINEY, P. D., FLEMING, P. A., LANE, J. M., STONE, M. H., WALKER, R.: Comparative study of the activity of total hip arthroplasty patients and normal subjects. *J. Arthroplasty*, 16: 613–619, 2001.
22. HAMROCK, B. J., DOWSON, D.: Elastohydrodynamic lubrication of elliptical contacts for materials of low elastic-modulus I – Fully flooded conjunction. *J. Lubric. Tech.-T. ASME*, 100: 236–245, 1978.
23. HORÁK, Z., POKORNÝ, D., FULÍN, P., ŠLOUF, M., JAHODA, D., SOSNA, A.: Polyetheretherketone (PEEK). Část I: perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 463–469, 2010.
24. ISAAC, G. H., THOMPSON, J., WILLIAMS, S., FISHER, J.: Metal-on-metal bearings surfaces: materials, manufacture, design, optimization, and alternatives. *Proc. Instit. Mech. Eng. Part H*, 220: 119–133, 2006.
25. JASTY, M., RUBASH, H. E., MURATOGLU, O.: Highly cross-linked polyethylene: the debate is over--in the affirmative. *J. Arthroplasty*, 20: 55–58, 2005.
26. JIN, Z. M., STONE, M., INGHAM, E., FISHER, J.: Biotribology. *Curr. Orthop.*, 20: 32–40, 2006.
27. JOST, P.: Tribology: How a word was coined 40 years ago. *Tribol. Lubr. Technol.*, 62: 24–28, 2006.
28. LACHIEWICZ, P. F., HECKMAN, D. S., SOILEAU, E. S., MANGLA, J., MARTELL, J. M.: Femoral head size and wear of highly cross-linked polyethylene at 5 to 8 years. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 467: 3290–3296, 2009.
29. LAMONTAGNE, M., BEAULIEU, M. L., VARIN, D., BEAU-LE, P. E.: Gait and motion analysis of the lower extremity after total hip arthroplasty: what the orthopedic surgeon should know. *Orthop. Clin. North Am.*, 40: 397–405, 2009.
30. MATTEI, L., DI PUCCIO, F., PICCIGALLO, B., CIULLI, E.: Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. *Tribol. Int.*, 44: 532–549, 2011.
31. MAVRAKI, A., CANN, P. M.: Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. *Proc. Instit. Mech. Eng. Part J – J. Eng. Tribol.*, 223: 325–335, 2009.
32. MURATOGLU, O. K., BRAGDON, C. R., O'CONNOR, D., PERINCHIEF, R. S., ESTOK, D. M., JASTY, M., HARRIS, W. H.: Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene: a new concept. *J. Arthroplasty*, 16: 24–30, 2001.
33. NASSUTT, R., WIMMER, M. A., SCHNEIDER, E., MORLOCK, M. M.: The influence of resting periods on friction in the artificial hip. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 407: 127–138, 2003.
34. PETRTÝL, M., LÍŠAL, J., DANEŠOVÁ, J., WOHLMUTHOVÁ, M.: Reologické vlastnosti synoviální tekutiny. *Pohybové ústrojí: Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*, 18: 210–228, 2011.
35. POKORNÝ, D., ŠLOUF, M., FULÍN, P.: Současné poznatky o vlivu technologie výroby a sterilizace na strukturu, vlastnosti a životnost UHMWPE v kloubních náhradách. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 79: 213–221, 2012.
36. PRENTICE, J. R., CLARK, M. J., HOGGARD, N., MORTON, A. C., TOOTH, C., PALEY, M. N., STOCKLEY, I., HADJI-VASSILIOU, M., WILKINSON, J. M.: Metal-on-metal hip prostheses and systemic health: A cross-sectional association study 8 years after implantation. *PLoS one*, 8: e66186, 2013.
37. SILVA, M., MCCLUNG, C. D., DELA ROSA, M. A., DOREY, F. J., SCHMALZRIED, T. P.: Activity sampling in the assessment of patients with total joint arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 20: 487–491, 2005.
38. SMITH, A. J., DIEPPE, P., VERNON, K., PORTER, M., BLOM, A. W.: Failure rates of stemmed metal-on-metal hip replacements: analysis of data from the National Joint Registry of England and Wales. *Lancet*, 379: 1199–1204, 2012.
39. VRBKA, M., NÁVRAT, T., KRUPKA, I., HARTL, M., ŠPERKA, P., GALLO, J.: Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *Proc. Instit. Mech. Eng. Part J*, 459–475, 2013.
40. YAO, J. Q., LAURENT, M. P., JOHNSON, T. S., BLANCHARD, C. R., CROWNINSHIELD, R. D.: The influences of lubricant and material on polymer/CoCr sliding friction. *Wear*, 255: 780–784, 2003.

# 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@volny.cz