

## THE PROBLEMS OF EFFECTIVE COEFFICIENT OF STATIC FRICTION AT FRICTION SURFACES OF JOINT REPLACEMENT

L. Franta\*, J. Pražák\*

**Summary:** *Study of static and kinetic friction with lubrication HA, HA with vitamin E, CMC, Bovine serum, solution physiological and without lubrication at friction surfaces of joint replacement made from steel-UHMWPE. Measurements were done at inflexional tribometr.*

### 1. Úvod

Speciálním problémem v oblasti biomechaniky kloubních náhrad je stanovení efektivního součinitele tření při velmi nízkých vzájemných rychlostech kluzných ploch kloubních náhrad u velkých lidských kloubů. Na efektivním součiniteli tření kloubních komponent závisí třecí teplo vzniklé vzájemným pohybem kloubních ploch. Při studiu termických aspektů je důležité jeho stanovení [Němeček, 2004]. Implantovaná kloubní náhrada je během vzájemného pohybu dostatečně lubrikována efuzátem tělních kapalin. Ukazuje se však, že tento předpoklad není vždy opodstatněný. Důsledkem toho je ztráta funkčnosti a tím i snížení životnosti endoprotéz. Vlivem tření a s ním spojeným opotřebením se uvolňují otěrové částice, které se dostávají do místa ukotvení náhrady v kosti a zapříčiňují tak uvolnění kostní komponenty náhrady, z čehož vyplývá, že pro zvýšení životnosti je potřeba minimalizovat opotřebenění kloubních komponent [Pražák, 2002]. Závislost součinitele tření na vzájemné relativní rychlosti kluzných ploch popisuje Stribeckova křivka, dle Stribeckovy křivky lze obecně předpokládat, že kritickým místem s největším opotřebením bude v místě s nejpomalejším vzájemným pohybem. Proto studium efektivního součinitele tření při nízkých rychlostech je vhodnou cestou pro nalezení optimálního řešení, které povede k prodloužení životnosti kloubních náhrad a napomůže snížení počtu komplikací u pacientů po operaci. Při studiu problematiky tření u kloubních náhrad docházíme ke zjištění, že mnohé z informačních pramenů udávají velmi nejasné výsledky. Vhodný model je nutno sestavovat s ohledem na konstrukční kinematické uspořádání a mechanické vlastnosti materiálů.

### 2. Tribologie u kloubních náhrad „in vivo“

Klouby jsou mechanicky velmi namáhány. Působící síly jsou jedním z hlavních kritérií, které je nutno uvažovat při konstrukci. Zatěžující síly působí dynamicky a cyklicky po celou dobu životnosti náhrady. Protože se kloubní komponenty po sobě při pohybu kloužou a přítlačná síla je významná, dostáváme ještě další faktor - tření. Je přirozené, že je snaha o to, aby koeficient tření a otěr použitých materiálů byl minimální. [Beznoska, 1987]

Dobrá funkce přirozeného kloubu je dána souhrou tkání jako kloubní chrupavka, kosti pod chrupavkou, kloubního pouzdra, vazů, svalů a synoviální membrány, která vytváří synoviální

\* Ing. Lukáš Franta, RNDr. Josef Pražák, CSc.: Ústav Termomechaniky, AV ČR, Dolejškova 5, 182 00 Praha 8 a Fakulta strojní, ČVUT, Technická 4, 166 00 Praha 6.

tekutinu. Patologická změna jedné tkáně ovlivňuje i ostatní tkáně kloubu [Konvičková, 2000]. Je tedy jasné, že pro dobrou funkci kloubu má zásadní význam mazání. U lidského kloubu tuto funkci vykonává synoviální tekutina, která je do kloubní dutiny vylučována vnitřní vrstvou kloubního pouzdra.

Při zkoumání patologické SF se ukázalo, že při degenerativním onemocnění kloubu klesá hodnota viskozity až o jeden řád. Z hodnot uvedených v tabulce vyplývá, že u patologické SF jsou hodnoty dynamické viskozity  $\eta$ , modulu pružnosti  $G$  i relaxační čas sníženy. Součinitel tření při patologických změnách v kloubu se pohybuje od hodnot pro zdravý kloub až po hodnotu 0,06 [Konvičková, 2000].

Problémem všech pokusů o vylepšení stávající patologické SF zůstává vysoké riziko traumatizace a zanesení infekce do kloubní štěrbin [Pražák, 2002].

Kloubní komponenty se po sobě při pohybu odvalují i smýkají. Převládající vzájemný pohyb je závislý na nahrazovaném kloubním spojení i na vlastní konstrukci náhrady. Přítlačná síla velmi výrazně ovlivňuje opotřebení a tím vlastní životnost endoprotézy, protože významným faktorem pro posuzování je třecí síla. Je snahou, aby koeficient tření a ořez použitých materiálů byly co nejmenší.

Při porovnávání součinitelů tření z různých zdrojů vyvstávají otázky o udávaných hodnotách. Pro názornost je možné uvést hodnoty smykového součinitele tření dvojice ocel-UHMWPE. Uváděné součinitele nabývají hodnot od 0,035 [Kitano, 2001] až 0,2 [Beznoska, 1987]. Jiné publikace uvádějí například hodnotu 0,08 [Wintermantel, 1998]. U těchto uváděných hodnot zjistíme, že mnohdy nejsou uvedeny základní parametry ovlivňující měření.

Vyvstává otázka, který z udávaných součinitelů reprezentuje skutečné tření mezi komponentami kloubních náhrad a zda vůbec součinitel tření je vhodnou vlastností, která je schopna podávat objektivní informaci při zkoumání opotřebení. Jaký je tedy součinitel tření potažmo třecí síla ve skutečnosti? Podle teorie lubrikovaného tření, která bude pravděpodobně ve většině nastávat, jsou rizikovou oblastí právě místa s minimální vzájemnou relativní rychlostí kontaktů.

Na základě poznatků z přirozené i umělé lubrikace přirozených kloubů a přirozené lubrikace umělých kloubů lze formulovat některá opatření, která z nich vycházejí. Zajištění vhodné lubrikace umělých kloubů je možné řešit dvojím způsobem [Pražák, 2002]:

1. Konstrukcí nových typů kloubních náhrad z nových materiálů, pro které je vhodná a dostatečná spontánní lubrikace, kterou je možné zajistit v poměrech, které jsou v kloubním pouzdru po implantaci.
2. Nalezením vhodné umělé lubrikace, která by zajistila vhodnou lubrikaci u stávajících typů umělých náhrad.

Zejména je potřebné se zaměřit na oblast pomalého pohybu. Teorie lubrikovaného tření předpokládá právě pohyb pomalý jako rizikový. Testování kloubních náhrad z pohledu opotřebení je dlouhodobý proces, při kterém v pokusech „in vitro“ je nutné docílit podmínek pokud možno co nejvíce reálných, tj. aby bylo docíleno obdobných podmínek namáhání, rychlostí a lubrikace.

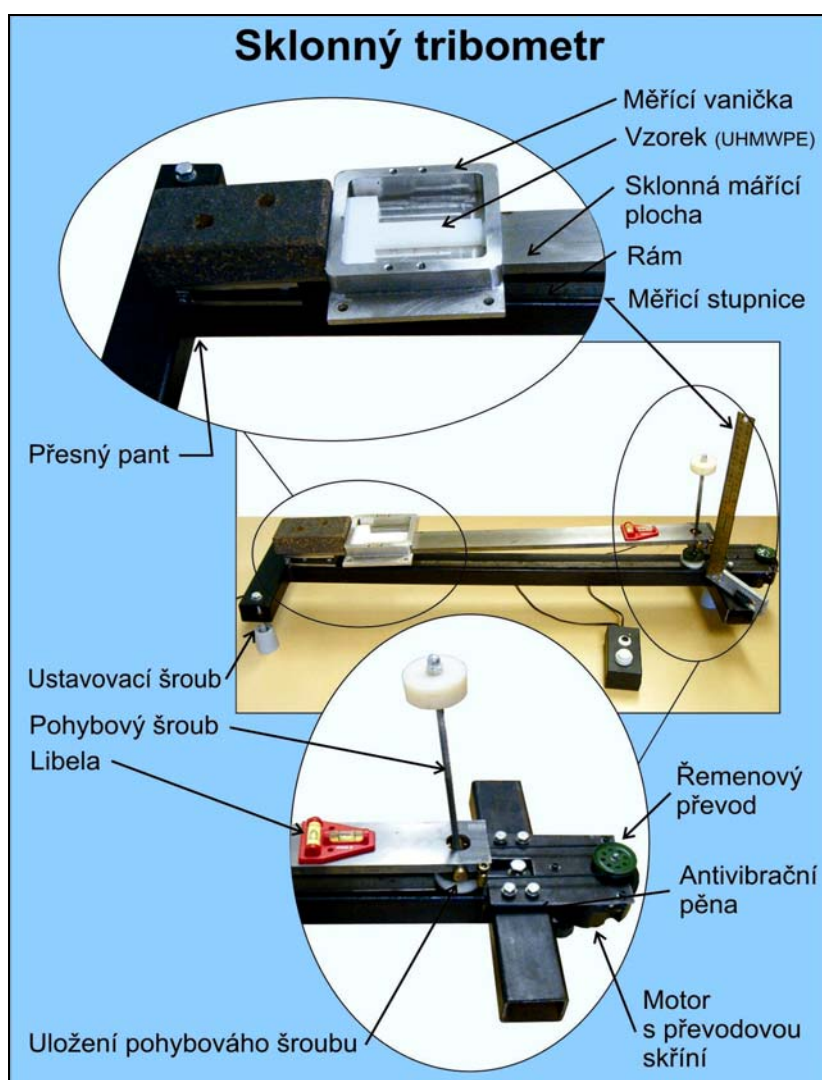
### 3. Experiment

Současná praxe při aplikaci kloubních endoprotéz předpokládá dostatečnou lubrikaci umělých kloubních ploch spontánním efuzátem tělních kapalin. Tento předpoklad není pravděpodobně universálně opodstatněný a v mnoha případech zásadně ovlivňuje životnost náhrady.

Alternativou by mohla být umělá lubrikace pomocí pseudosynoviální tekutiny. Nejkomplexnější pohyb probíhá v kolenním kloubu. Pohyb v kloubu kyčelním je z mechanického hlediska jednodušší. Ostatní velké klouby, jak se implantují minimálně nebo jejich zatížení není srovnatelné s kyčelním a kolenním kloubem. Vzhledem k charakteru a rozsahu pohybu byl modelovým kloubem vybrán kloub kolenní.

Geometrie vzorku i zkušebního tělíška byla zvolena s ohledem na reálné poměry v kolenním kloubu, tj. metoda „line-on-plate“ (LoP) [Pražák, 2002], kdy se válec smýká po kvádrovém vzorku. Metoda LoP není standardní testovací metodou, ale právě LoP může velmi věrohodně stylizovat funkční geometrii kloubu. Cílem měření bylo změřit součinitel tření z klidu a při minimální rychlosti v relativním pohybu kluzných ploch.

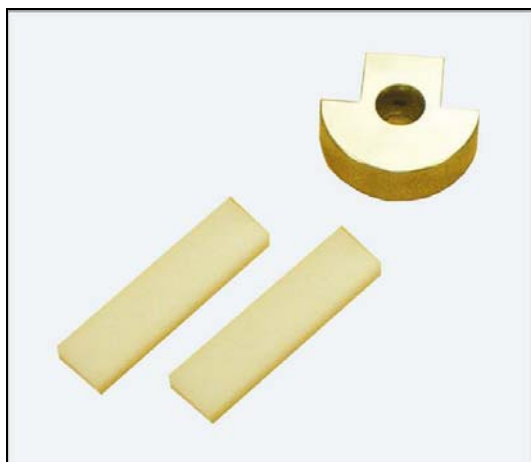
Experiment, který byl uskutečněn a vyhodnocen podle tribologických pravidel, byl proveden na jednoduchém sklonném tribometru, který byl navržen a zkonstruován v Laboratoři Biomechaniky, Ústavu termomechaniky AV ČR. Konstrukce kompletního zařízení vychází ze základní fyzikální představy zkoumaného děje.



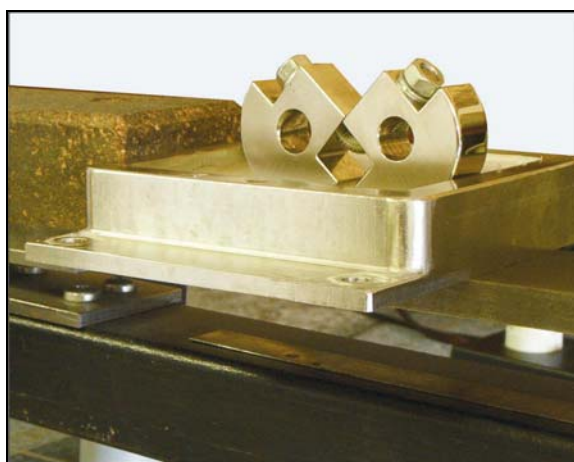
Obr.1 Sklonný tribometr

Použitý sklonný tribometr (Obr.1) se od standardně používaných liší tím, že je opatřen elektromotorem a převodovým zařízením, které zajišťují náklon měřicí roviny rovnoměrně a bez dynamických rázů, které nastávají při zdvihání ručním.

Měření probíhá ve vaničce z antikorozi ocele (Obr.3). Dovnitř jsou vkládány vzorky z UHMWPE a na ně se staví dvě spojená tělíska z antikorozi ocele (Obr.2), kde jak UHMWPE tak i antikorozi ocel jsou chemicky shodné s materiály používanými pro výrobu endoprotéz firmou Walter a.s.



Obr.2 Zkušební vzorky v UHMWPE a tělísko z antikorozi ocele



Obr.3 Umístění tělísek na vzorku v měřicí vaničce

Vzhledem k tomu, že viskozita je závislá na teplotě, bylo nutné udělat opatření, která minimalizují teplotní vliv změny viskozity během měření. Před měřením bylo nutné docílit vyrovnání teploty měřené kapaliny a všech součástí měřicího zařízení na teplotu laboratorní, tj. též vzorek, měřicí tělíska a vaničku. Přestože tímto opatřením není vliv teploty eliminován úplně, je možno předpokládat, že další teplotní vlivy mají na měření minimální dopad. Teplota, při které bylo měření uskutečněno, je velmi důležitým faktorem, protože při různých teplotách měření jsou i různé hodnoty viskozity lubrikačních kapalin a je proto i rozdílná lubrikace, tj. v závislosti na teplotě měření se mění hodnota smykového součinitele.

Před měřením a následně po něm bylo provedeno důkladné čištění z důvodu ulpívání mazacích kapalin, vlhkosti i jiných sloučenin na povrchu tělísek a vzorků.

Měření probíhalo v otevřeném prostoru, proto nebylo možné bez změny konstrukčního uspořádání eliminovat vliv odpařování měřených kapalin. Vzhledem k tomu, že v měřených kapalinách je nejvíce procentuálně zastoupena voda a ostatní chemické prvky jsou zastoupeny jen malým poměrem, je vliv odpařování vzhledem k době měření a teplotě okolí zanedbatelný. Pokud se odpaří malé množství vody, koncentrace roztoku se změní minimálně a je to možno vzhledem k našemu měření zanedbat. Přesto se však měřila doba od nalití lubrikační tekutiny do vaničky po jednotlivá měření až do konce celého měření, doba celého měření vychází cca. na jednu hodinu. Z měřené časové závislosti lze případně kvalitativně stanovit závislost na vypařování.

Vzhledem k mikronerovnostem povrchu vzniklým při výrobě zkušební vzorku, je možno předpokládat, že by mohl nastat případ, kdy by byly měřeny pouze extrémní hodnoty součinitele tření, a to pokud by byla tělíska vkládána do stejného místa na vzorek. Na

kvalitě povrchu by záviselo, zda by byl měřen extrém minimální či maximální. Pro eliminaci tohoto vlivu a pro zjištění většího spektra hodnot bylo stanoveno, aby se tělíška vkládala na různá místa na povrchu vzorku.

#### 4. Naměřená data

Na měřicím zařízení byl získán soubor dat, který udává hodnoty statického  $\mu_s$  a kinematického  $\mu_k$  součinitele smykového tření pro kluznou dvojici ocel a UHMWPE. Měření probíhalo za různých podmínek mazání.

Měřením byly získány hodnoty (Tab.1) statických a kinematických součinitelů tření při lubrikaci různými tekutinami.

Tab.1 Střední naměřené hodnoty při různé lubrikace

Lubrikace	Statický součinitel tření $\mu_s$ [-]	Kinematický součinitel tření $\mu_k$ [-]
bez mazání	0,153	0,105
0,20% HA	0,110	0,088
0,25% HA	0,107	0,090
0,30% HA	0,112	0,091
0,50% HA	0,096	0,073
1,50% HA	0,146	0,119
2,00% CMC	0,080	0,070
0,50% HA + vitamín E (0,5%HA+vit.E)	0,077	0,047
0,25% HA + vitamín E (0,25%HA+vit.E)	0,074	0,041
1,50% HA + vitamín E (1,5%HA+vit.E)	0,096	0,082
Bovine sérum (BS)	0,177	0,150
Fyziologický roztok (FR)	0,100	0,076

Extrémním případem tření je suché čili nelubrikované tření, tj. bez mezivrstvy lubrikační tekutiny v kluzném kontaktu, kdy dochází k přímému kontaktu kluzných ploch. U kloubních náhrad může nastat pouze tehdy, pokud nejsou přítomny povrchově aktivní složky SF [Pražák, 2002] v dostačujícím množství a současně je kluzný kontakt zatížen tak, že dojde k „prosednutí“ mazací mezivrstvy a povrchy se dotknou.

#### 5. Závěr

Podle teorie lubrikovaného tření se předpokládá, že rizikovým případem je pohyb pomalý. Kvalitativně lze posoudit velikost rizika studiem statických a kinematických koeficientů tření, a to zejména při pohybu velmi pomalém. Experimentální mechanický model byl sestaven v souladu s konstrukčním a koncepčním uspořádáním používaných kloubních náhrad.

Experiment byl nanržen tak, aby byl jednoduchý a zároveň co nejvíce vycházel ze základní fyzikální představy zkoumaného problému. Důvodem jednoduchosti bylo ověření hodnot udávaných koeficientů tření, které se v současné době měří pomocí moderních zařízení. Byl vytvořen model kontaktu, který lze vzhledem ke geometrii simulovaného

kloubního kontaktu nazvat „line-on-plate“, kde dochází ke smýkání válcové plochy ocelového tělíska po kluzné rovině vzorku z UHMWPE.

Výsledkem teoretického studia, za dodržení předem požadovaných podmínek, byl navržen a zkonstruován sklonný tribometr, který byl oproti běžně používaným, opatřen elektromotorem se zabudovaným převodovým zařízením, který zajišťuje náklon měřicí roviny rovnoměrně a bez dynamických rázů, které nastávají při zdvihání ručním. V měřicí vaničce byl pevně přichycen vzorek z UHMWPE, po kterém se smýkalo tělísko z korozivzdorné ocele. Byla provedena měření bez lubrikace, měření simulující přirozenou i umělou lubrikaci umělých kloubů. Měření bylo statické a kinematické součinitel pro použitou kluznou dvojici ocel a UHMWPE. Výsledkem bylo získání množství hodnot v závislosti na použitém lubrikantu. Bylo provedeno statistické vyhodnocení a zhodnocení naměřených výsledků.

Měření při lubrikaci kyselinou hyaluronovou (HA), která byla použita pro simulaci přirozené lubrikace u kloubních náhrad, bylo zjištěno, že dochází ke změně statického i kinematického součinitele tření v závislosti na její koncentraci, avšak součinitele tření při jednotlivých koncentracích nejsou výrazně rozdílné. Významné snížení součinitelů tření bylo docíleno u simulace aplikovatelné umělé lubrikace HA s vitamínem E, kde vitamín E zastává funkci povrchově aktivního aditiva. Oproti tomu dle předpokladu bylo nejvyšších součinitelů získáno u měření bez lubrikace. Otázkou však zůstává, proč byl nejvyšší součinitel tření získán při lubrikaci BS.

Během měření byla pozorována klesající tendence v závislosti na čase u součinitelů při lubrikaci HA, která však nebyla pozorována u HA+vit.E. Opomenout nelze ani poznatek, že při měření s laboratorní teplotou vyšší  $\approx 5^{\circ}\text{C}$ , tj. při  $29,5^{\circ}\text{C}$ , se součinitel smykového tření téměř zdvojnásobil.

## 6. Literatura

Bečka, J. : *Tribologie*, Praha, vydavatelství ČVUT 1997

Beznoska, S. – Čech, O. – Löbl, K.: *Umělé náhrady lidských kloubů*, Praha, SNTL 1987

Kitano, T. – Ateshian, G.A. – Mow, V.C. et al.: Constituents and pH changes in protein rich hyaluronan solution affect the biotribological properties of artificial articular joints, *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Issue 8, August 2001, Pages 1031-1037

Konvičková, S. – Valenta, J.: *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*, Praha, VIENALA Košice 2000

Němeček, R. – Pražák, J. : Thermal aspects of friction in joint replacement, *Engineering mechanic 2004 – abstrakt*

Pražák, J. – Vocel, J. – Štol, M. – Musil, J. – Chlup, H.: Možnosti umělé lubrikace umělých kloubů – závěrečná zpráva dílčího úkolu v rámci programu SKELET, Praha, Ústav termomechaniky AV ČR 2002

Wintermantel, E. – Suk, W.: *Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen*, Berlin Heidelberg, Springer 1998