



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

EXPERIMENTÁLNÍ STUDIUM SOUČiniteLE TŘENÍ V NÁHRADÁCH KYČELNÍHO KLOUBU

AN EXPERIMENTAL INVESTIGATION OF FRICTION COEFFICIENT IN HIP JOINT REPLACEMENTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tadeáš Tkadlec

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. David Nečas

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Tadeáš Tkadlec
Studijní program:	Strojirenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. David Nečas
Akademický rok:	2015/16

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Experimentální studium součinitele tření v náhradách kyčelního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je experimentální studium tření v náhradách kyčelního kloubu. Experimenty budou realizovány za různých kinematických podmínek s různými modelovými kapalinami s cílem objasnit vliv jednotlivých složek maziva na součinitel tření.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Materiál a metody
5. Výsledky
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, laboratorní protokol

Typ práce: experimentální

Účel práce: výzkum a vývoj

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 - 20 stran textu bez obrázků).

Zásady pro vypracování práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2016.pdf

Šablona práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip

Seznam literatury:

Mavraki, A. a Cann, P.M. (2009): Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology, roč. 223, č. 3, str. 325-335, DOI:10.1243/13506501JET580.

Vrbka, M., Návrat, T., Křupka, I., Hartl, M., Šperka, P. a Gallo, J. (2013): Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology, roč. 227, č. 5, str. 459-475, DOI:10.1177/1350650112471000.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá experimentálním studiem součinitele tření v náhradách kyčelního kloubu. Měření byla realizována na zařízení Mini Traction Machine v konfiguraci ball-on-disc. Cílem přitom bylo stanovit vliv materiálu, kinematických podmínek a složení modelové synoviální kapaliny na vývoj součinitele tření v čase. Pro tento účel byly využity tři různé materiály vzorků (kov, keramika, polymer), dvě rozdílné rychlosti (5,7 mm/s; 22 mm/s), tři stupně prokluzu (SRR = 0 %; SRR = -150 %; SRR = 150 %) a šest různých modelových kapalin obsahujících proteiny albumin a γ -globulin v různých poměrech a koncentracích. Výsledky jsou zpracovány ve formě grafů vývoje součinitele tření v čase a jsou konfrontovány s doposud publikovanými studii.

KLÍČOVÁ SLOVA

Náhrada kyčelního kloubu, součinitel tření, materiál náhrady, modelová kapalina, protein, kinematické podmínky

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with an experimental analysis of friction coefficient within hip joint replacements. The measurements were realized on Mini Traction Machine device in ball-on-disc configuration. The main goal was to determine the effect of implant material, kinematic conditions and model synovial fluid composition on the development of coefficient of friction as a function of time. For this purpose, three different materials (metal, ceramic, polymer), two mean speeds (5.7 mm/s; 22m/s), three different slide-to-roll ratios (SRR = 0 %, SRR = -150 %; SRR = 150 %) and six various model fluids containing albumin and γ -globulin in a various ratios and concentrations were employed. The results are evaluated in the form of graphs showing the dependence of friction coefficient on time and are confronted with previously published studies.

KEY WORDS

Hip joint replacement, coefficient of friction, implant material, model fluid, protein, kinematic conditions

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE MÉ PRÁCE

TKADLEC, T. *Experimentální studium součinitele tření v náhradách kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 42 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. David Nečas.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci *Experimentální studium součinitele tření v náhradách kyčelního kloubu* vypracoval samostatně, pod vedením Ing. Davida Nečase a uvedl jsem v seznamu všechny použité literární zdroje.

V Brně dne 20. 5. 2016

Vlastnoruční podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval Ing. Davidu Nečasovi za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích během vypracování této bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat svým rodičům za podporu během studia.

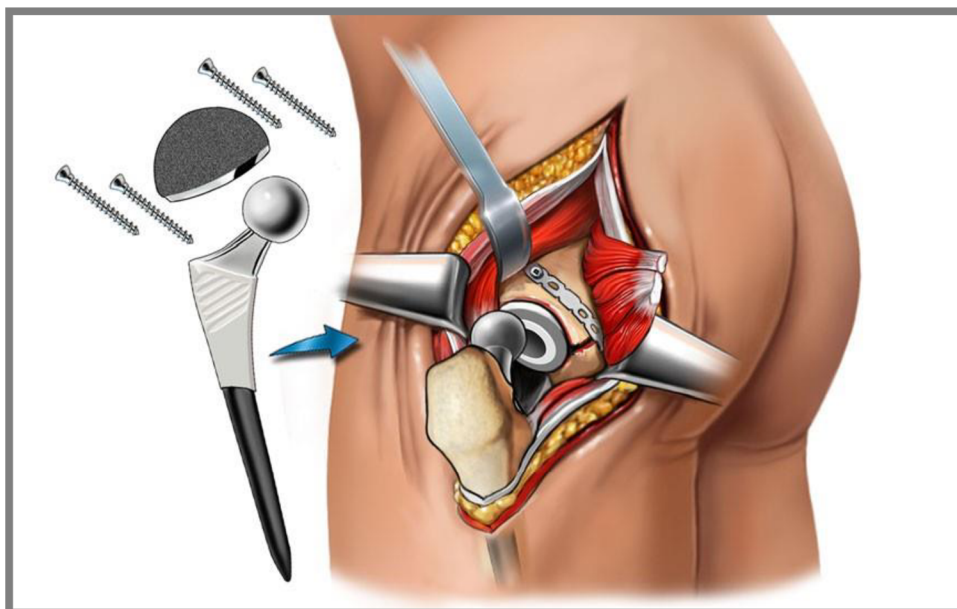
OBSAH

1 ÚVOD	12
2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	13
2.1 Přehled materiálů současně používaných pro kloubní náhrady	13
2.1.1 Kovy	13
2.1.2 Keramika	14
2.1.3 Polymery	15
2.1.4 Moderní materiály	16
2.2 Přehled studií zabývajících se třením v náhradách kyčelního kloubu	16
3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	23
3.1 Analýza problému	23
3.2 Cíl práce	23
4 MATERIÁL A METODY	24
4.1 Experimentální zařízení	24
4.2 Modelové kapaliny	25
4.3 Testované vzorky	25
4.4 Přehled provedených experimentů	27
4.5 Podmínky experimentů	28
5 VÝSLEDKY	29
5.1 Vliv materiálu	29
5.2 Vliv rychlosti	31
5.3 Vliv prokluzu	32
5.4 Vliv použité modelové kapaliny	33
6 DISKUZE	35
7 ZÁVĚR	36
8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	37
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ	39
SEZNAM OBRÁZKŮ	40
SEZNAM TABULEK	41
SEZNAM PŘÍLOH	42

1 1 ÚVOD

Artróza kloubů, která se projevuje mimo jiné degradací kloubní chrupavky, představuje jeden z největších problémů moderní ortopedie. Tímto onemocněním trpí v ČR více než 1,5 milionů lidí a snahou lékařů je řešit co možná nejvíce případů neinvazivně, tedy bez nutnosti chirurgického zákroku. Ovšem u mnohých pacientů je stav tak vážný, že neoperační metody na jakoukoliv léčbu nepostačují. Z těchto důvodů se vyvinul obor zabývající se totálními nebo částečnými kloubními náhradami. Jeho historie sahá až do 30. let 20. století, kdy byly použity vůbec první funkční kloubní implantáty. Tehdy se jednalo pouze o částečnou náhradu kyčelního kloubu, což znamenalo, že se nahrazovala jen zakončení stehenní kosti a kyčelní jamky byly ponechány beze změny. Přitom jedním z největších problémů bylo nalézt vhodný materiál pro tyto endoprotézy. Postupně byly testovány materiály jako zlato, stříbro, slonová kost či bakelit. Ani jeden z těchto materiálů však nebyl z hlediska spolehlivosti náhrady dostatečně kvalitní. Zásadní zlom tak nastal v roce 1938, kdy byla využita vitaliová čepička, zavedená Smith-Petersenem, která je dodnes považována za významný úspěch v oblasti implantologie. Vitalium je chrom-kobaltová slitina, která se v jisté obměně používá dodnes. Další vývoj vedl k objevu nových materiálů jako je polyetylen a keramika, jejichž zdokonalování probíhá prakticky neustále.

Nyní v ČR každoročně podstoupí 12000 pacientů totální endoprotézu (TEP) kyčelního kloubu, viz obr. 1 a 8000 TEP kloubu kolenního, přičemž se nejedná o jediné klouby, které se dají operovat. Následují je klouby ramenní, loketní, klouby kotníku nebo klouby palce na noze. [1]



Obr. 1 Totální endoprotéza kyčelního kloubu [2]

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2

2.1 Přehled materiálů současně používaných pro kloubní náhrady

2.1

2.1.1 Kovy

2.1.1

Kovy mají vysokou pevnost a houževnatost, proto se historicky jedná o jeden z prvních úspěšně použitých materiálů pro kloubní náhrady. Avšak používání kovových materiálů pro tento účel s sebou nese i jisté nevýhody. Mezi největší patří nižší otěruvzdornost a uvolňování otěrových částic do těla pacienta. Ionty kovů tvoří převážně rozpustné soli kovů, které se dále dostávají do krve a krevního oběhu. Některé prvky se z těla dostávají poměrně rychle, například nikl, ale kovy jako kobalt a chrom zůstávají v těle dlouhodobě. Proto je neustále snahou vyvíjet nové materiály, které těmito nedostatky netrpí, a to i přesto, že jejich negativní vliv na lidský organismus nebyl ještě doposud zcela vyvrácen. [3]

Slitiny CoCrMo

Tyto slitiny patří v současnosti mezi nejpoužívanější kovové materiály pro kloubní náhrady (Obr. 2). Dosahují velmi vysoké pevnosti, dobré korozní odolnosti a vynikající biokompatibility. Většinou se zhotovují metodou přesného lití, přičemž následným lisováním za vysokých teplot se dosáhne výrazného zlepšení mechanických vlastností, neboť dojde ke zmenšení zrn v mikrostruktuře. Po té je ještě nutné jejich tepelné zpracování, a to jednak z důvodu homogenizace slitiny, tak ke snížení zbytkového napětí. Pro dosažení výsledné drsnosti povrchu se leští. [4]



Obr. 2 Náhrada ze slitiny CoCrMo [5]

Slitiny CrNiMo

Vynikají vysokou odolností proti korozi. Molybden navíc způsobuje výbornou korozivzdornost i v prostředích obsahující chloridy (lidské tělo). Vyrábí se převážně s nízkým obsahem uhlíku, z důvodu zamezení vzniku karbidů legujících prvků. Polotovary se zhotovují kovááním při teplotách v rozmezí 850-1150 °C. Následně se žíhají při teplotách okolo 1070 °C a dále se mechanicky zpracovávají pro dosažení požadované drsnosti. Výhodou těchto slitin je poměrně snadná a levná výroba. [6]

Titanové slitiny

Jedná se o materiál, jež vyniká vysokou pevností v tahu, vysokou korozní odolností a velmi dobrou biokompatibilitou. Mezi další přednosti patří nízká hustota. Pro kloubní implantáty se používá slitina Ti-6Al-4V, kdy legující prvky mají za úkol zvýšení pevnosti na úkor plasticity. Mezi největší nevýhody těchto slitin patří velmi vysoká cena a obtížné zpracování. [7]

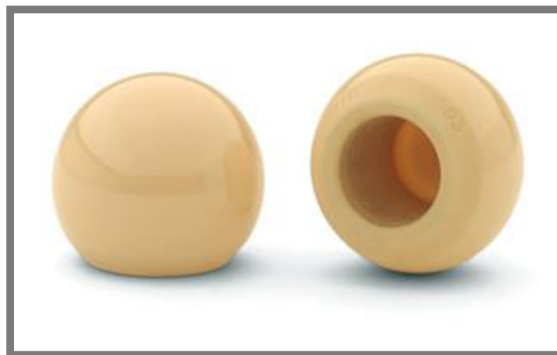
2.1.2

2.1.2 Keramika

Výhodou keramických implantátů je podstatně nižší opotřebení ve srovnání s kovovými náhradami, přičemž keramika je navíc chemicky stálejší a plně odolná proti degradaci. Mezi další výhody patří nezávadnost otěrových částic ve vztahu k lidskému organismu. Ve srovnání s kovy však vykazují nízkou lomovou houževnatost, což může vést v konečném důsledku až k lomu součásti. V současnosti jsou však moderní keramické kompozitní materiály vyvinuty do takové míry, že jejich lomová houževnatost je dostatečně vysoká a nehrozí tak téměř žádné nebezpečí lomu implantátu. Z těchto důvodů se jedná o velice vhodný materiál pro kloubní náhrady, a to jak z hlediska trvanlivosti, tak z hlediska nezávadnosti na zdraví pacienta. [3]

BIOLOX® forte

Jedná se o jeden z prvních kompozitních keramických materiálů, který byl poprvé použit v roce 1995 (Obr. 3). Je vyroben z velmi čistého oxidu hlinitého s malým podílem oxidu hořečnatého, jež má za následek kontrolu růstu zrna a zvětšení hustoty. Oxid hořečnatý také ovlivňuje jeho charakteristické zbarvení, které připomíná slonovou kost. [8]



Obr. 3 Náhrada BIOLOX® forte [11]

BIOLOX® delta

Jedná se o kompozitní materiál s matricí z oxidu hlinitého (zhruba 82 objemových procent), vyztuženou oxidem zirkoničitým (zhruba 17 objemových procent) a jinými doprovodnými prvky (Obr. 4). Mezi nejvýznamnější patří oxid chromitý ovlivňující zbarvení materiálu do růžové barvy.

Oxid hlinitý poskytuje materiálu výraznou pevnost a odolnost proti opotřebení, přičemž funkce oxidu zirkoničitého a ostatních přísad spočívá ve zlepšení jeho mechanických vlastností. Tyto vlastnosti jsou přitom dále ovlivněny vysokou hustotou materiálu a malou velikostí zrn. Jedná se o velice kvalitní

keramický materiál zaručující vysokou biokompatibilitu, nízké opotřebení, vysokou tvrdost a dostatečnou houževnatost. [10]



Obr. 4 Náhrada BIOLOX® delta [11]

2.1.3 Polymery

Tyto materiály vynikají nenáročnou výrobou a nízkou pořizovací cenou. Mají ale nízkou pevnost a v důsledku artikulace povrchů tak vznikají drobné otěrové částice, které mohou mít v případě některých typů polymerů negativní účinek na zdraví pacienta. V historii byl velmi používaným materiálem čistý polyetylen. Problém jeho použití spočívá v tom, že otěrové částice polyethylenu napadají imunitní systémem, což vede k postupné degradaci okolí implantátu, a nakonec až k jeho úplnému uvolnění. Dnes patří mezi nejvíce používané plastové materiály vysoce zesíťovaný polyetylen, který produkuje mnohem méně otěrových částic, které navíc nejsou zdraví škodlivé. Z plastů se potom vyrábí téměř výhradně kloubní jamka (Obr. 5), která se následně kombinuje s kovovou či keramickou kloubní hlavicí. [3]

2.1.3



Obr. 5 Kloubní jamka z HXPE [12]

Ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMW-PE)

Polyetylen s velmi vysokou molekulární hmotností byl vyvinut v 80. letech 20. století. Vyniká vysokou rázovou houževnatostí, odolností proti otěru, odolností proti creepu a biologické korozi. Mezi velké výhody použití tohoto materiálu patří výrazně nižší cena implantátu ve srovnání s výše uvedenými materiály, přičemž za zásadní nevýhodu lze považovat nižší trvanlivost implantátu. [13]

Highly crosslinked polyethylene (HXPE)

Vysoce zesíťovaný polyetylen prakticky nahradil polyetylen s velmi vysokou molekulární hmotností, neboť ve srovnání s ním má až o 89% vyšší trvanlivost. Pro zesíťení je nutné jej vystavit střední až vysoké úrovni ionizujícího záření, což vede ke značnému snížení pohyblivosti polymerního řetězce. To má za následek znatelné zvýšení odolnosti vůči opotřebení. Následkem této operace je však i mírné snížení vhodných mechanických vlastností, jako je například rázová pevnost. [14]

2.1.4

2.1.4 Moderní materiály

Vzhledem k neustálému pokroku v oblasti kloubních náhrad je snahou výrobců přinášet stále kvalitnější materiály, přičemž hlavním cílem je zajistit jejich dostatečnou trvanlivost v těle pacienta, tak, aby nedocházelo k jejich selhání a nebyly nutné revizní operace. Mezi takové materiály patří například Oxinium (Obr. 6).

Oxinium

Jedná se o materiál, který je složen ze slitiny zirkonia a niobu, jehož povrch je transformován na keramiku. Tato transformace probíhá za vysokých teplot a tlaků a má za následek vytvoření materiálu, jehož povrch je velmi tvrdý a vysoce odolný proti otěru za současného zachování houževnatosti jádra. Oxinium je dvakrát tvrdší než CoCrMo a při kombinaci s polyetylenem se snižuje jeho opotřebení až o 85 % v porovnání s CoCrMo. Oxinium je zkrátka vysoce kvalitní materiál kombinující ořetrové vlastnosti keramiky s pevnostními vlastnostmi kovu. [15]



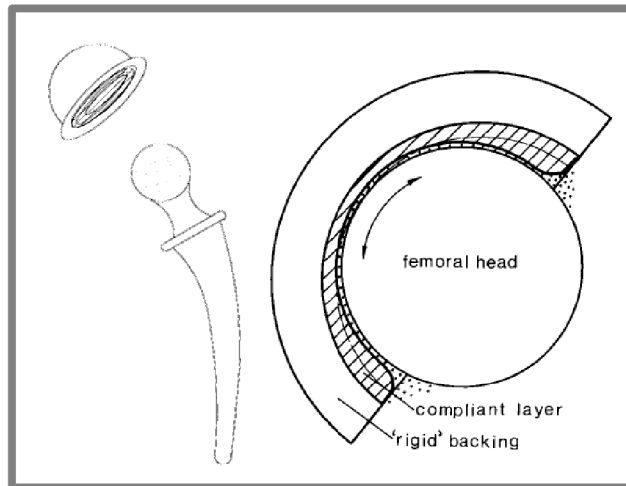
Obr. 6 Kloubní hlavice z Oxinia [16]

2.2

2.2 Přehled studií zabývajících se třením v náhradách kyčelního kloubu

[25] **DOWSON, D.** New joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2001, 215(4)

Jedná se o přehledový článek, který přináší klasifikaci materiálů používaných pro kloubní implantáty na počátku nového tisíciletí. Dále tento článek poskytuje shrnutí prací zabývajících se experimentálním určením koeficientu tření vybraných materiálových kombinací. V neposlední řadě dává podrobný náhled na možné druhy selhání a degradace kloubních náhrad. Hlavní důraz je přitom kladen na materiálové kombinace MoP (kov na polymer), CoP (keramika na polymer), MoM (kov na kov), CoC (keramika na keramiku). Reálný kontakt těchto kombinací je ukázán na obrázku 7.



Obr. 7 Schéma uchycení kloubní náhrady [25]

Experimenty s kombinací MoP

Při analýze tření byla použita kombinace CoCrMo a UHMW-PE. Součinitel tření byl měřen na kyvadlovém zařízení, přičemž se jeho hodnota pohybovala v rozmezí 0,02 až 0,06. Experimenty byly prováděny v režimu mezního mazání. Opotřebení této materiálové kombinace se pohybovalo v rozmezí 100-300 μm za rok v závislosti na zátěži. Samotná životnost této kombinace je odhadována na 16,5 roku při střední hodnotě opotřebení.

Experimenty s kombinací CoP

V práci je popsáno měření koeficientu tření s keramickou hlavicí složenou z Al_2O_3 v interakci s polymerním lůžkem z materiálu UHMW-PE. Při experimentech bez modelové kapaliny nabýval součinitel tření hodnoty 0,16. Při použití karboxymethylcelulózy jako mazivo došlo ke snížení součinitele tření na hodnotu 0,099. Naměřené opotřebení se pohybovalo v rozmezí 50-150 μm za rok v závislosti na zátěži.

Experimenty s kombinací MoM

Při experimentech se synoviální kapalinou nabýval koeficient tření u materiálové kombinace MoM vyrobené ze slitiny CoCrMo hodnot 0,17. Opotřebení tohoto materiálu však bylo výrazně nižší než u MoP a CoP, přičemž se pohybovalo v rozmezí 2-20 μm za rok v závislosti na zátěži. Proto je odhadovaná trvanlivost této kombinace okolo 20 let při střední hodnotě opotřebení.

Experimenty s kombinací CoC

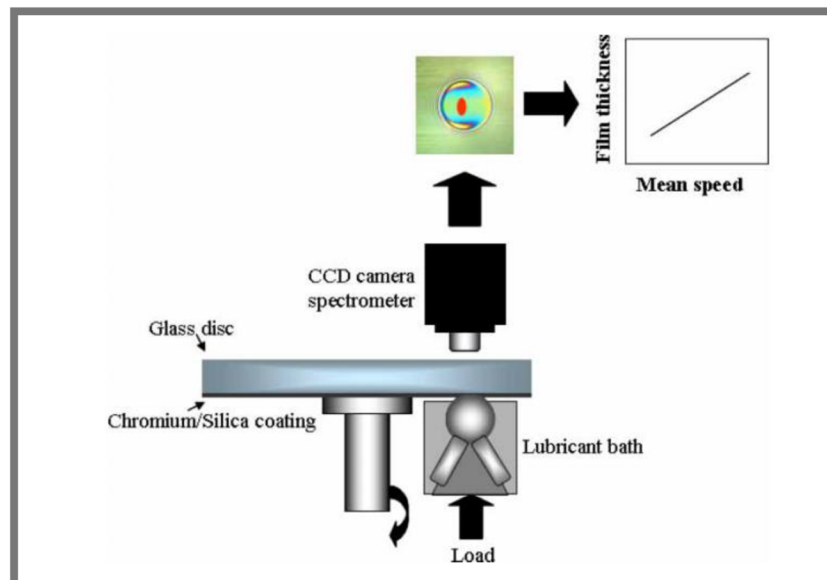
Součinitel tření byl měřen v konfiguraci pin on disk (kolík na disku). Jeho hodnoty se pohybovaly v rozmezí 0,4 až 0,6 v případě, kdy nebylo přítomno mazivo. Při experimentech realizovaných s destilovanou vodou však tření výrazně pokleslo, konkrétně na hodnotu 0,07. Tato materiálová kombinace vyniká nízkou hodnotou opotřebení pohybující se v rozmezí 1-20 μm za rok v závislosti na zátěži.

[17] MAVRAKI, A. a P. M. CANN. Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* 2009-5-1, 223(3), 325-335

Tento článek se zabývá studiem základních aspektů mazání umělých kyčelních kloubů pomocí různých modelových kapalin a zaměřuje se na roli proteinů (albuminu a γ -globulinu) na tvorbu mazacího filmu. Jako modelové kapaliny sloužily různé roztoky proteinů a hovězí sérum.

Mezi hlavní cíle práce patřila analýza účinků proteinových roztoků na tloušťku mazacího filmu a koeficient tření. Měření koeficientu tření probíhalo na zařízení Mini Traction Machine a to jak při čistém odvalování, tak při prokluzu kuličky po disku. Tloušťka mazacího filmu byla měřena pomocí optického tribometru, viz obrázek 8. Hlavními komponentami tohoto zařízení je skleněný disk, který koná rotační pohyb a kulička zatopená v mazivu, jež je ke kotouči přitlačována. Ze spodní strany disku je 10nm tlustá vrstva chromu a na něm 500nm tlustá vrstva oxidu křemičitého. Celý pokus je snímán vysokorychlostní kamerou a výsledné data jsou vyhodnocena pomocí optické interferometrie.

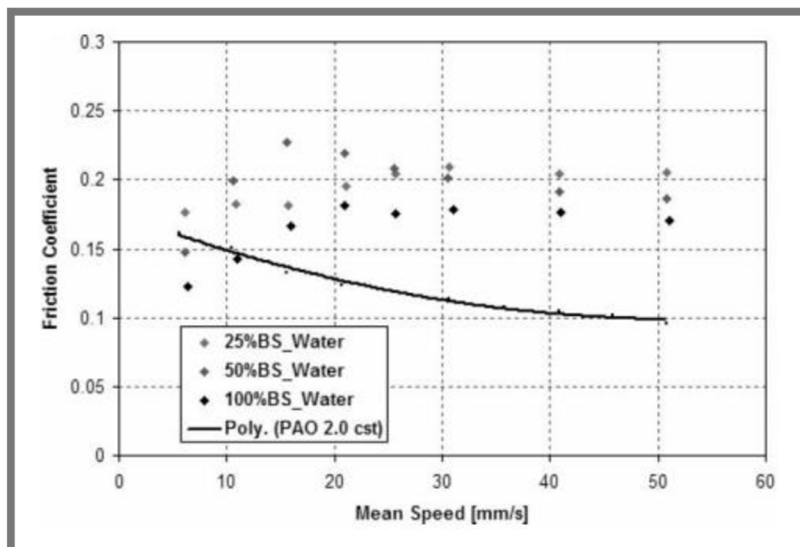
Experimenty probíhaly při kontaktním tlaku v rozmezí 250-340 MPa a rychlostech od 5 do 50 mm/s. Testy byly prováděny při teplotě 25 °C (teplota místnosti).



Obr. 8 Princip funkce zařízení měřící tloušťku mazacího filmu [17]

Výsledky:

Závislosti koeficientu tření na rychlosti otáčení byly velmi podobné pro roztoky testované jak při 25 procentní, 50 procentní tak 100 procentní koncentraci hovězího séra (Obr. 9).



Obr. 9 Závislosti koeficientu tření na rychlosti odvalování [17]

Nicméně čisté hovězí sérum vykazovalo nepatrně menší koeficient tření v celém rozsahu rychlostí. Výsledky také ukázaly, že tloušťka mazacího filmu hovězího séra se zpočátku zvyšuje se zvyšující se rychlostí v rozsahu od 5 do 20 mm. Přitom maximální velikost mazacího filmu byla naměřena při rychlosti 5 mm/s a činí 28 nm. Při následném zvyšování rychlosti nad tuto hranici se již tloušťka mazacího filmu výrazně nemění.

Přidání proteinů (albumin / γ -globulinu) mělo za následek snížení koeficientu tření, zejména v režimu pomalých rychlostí.

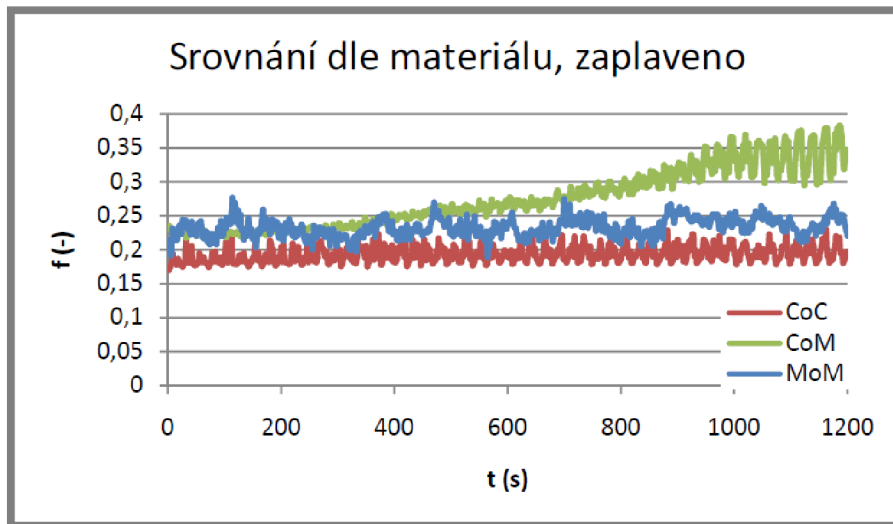
Závěr:

Tato studie jako první ukázala, jaké jsou rozdíly ve výsledném koeficientu tření při použití různého množství proteinových roztoků a hovězího séra. Autoři ovšem zmiňují, že jejich studie byla provedena pouze za čistého valení a mírného prokluzu. Přesto byla tato práce v oblasti tribologie kloubních náhrad velkým přínosem.

[18] **BALOUNOVÁ, H.** *Studium tření náhrad kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 58 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

Práce popisuje závislost součinitele tření na použitém materiálu (Obr. 10) a druhu modelové kapaliny artikulujících povrchů náhrad kyčelního kloubu. Cílem bylo určení koeficientu tření za rozdílných kinematických podmínek a rozdílného způsobu

dodávky maziva. Práce se dále zabývala objasněním vlivu tloušťky mazacího filmu na velikost koeficientu tření.



Obr. 10 Srovnání koeficientu tření dle materiálu [18]

Experimentální měření probíhalo na přístroji Mini Traction Machine (MTM). Kombinace použitých materiálů při měření byly keramika na keramiku ($\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Al}_2\text{O}_3$), kov na kov (CoCrMo/CoCrMo) a keramika na kov (CoCrMo/ Al_2O_3). Jako mazivo byly použity dva druhy hovězího séra s proteinovými koncentracemi 55,5 mg/ml a 75,3 mg/ml.

Výsledky:

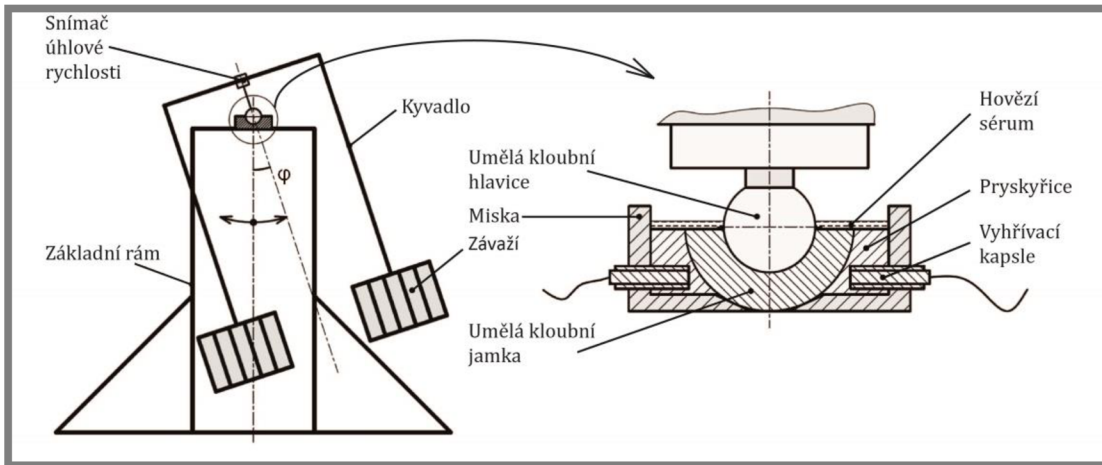
Experiment prokázal, že součinitel tření je závislý na druhu použitého maziva. Dále bylo zjištěno, že součinitel tření je výrazně ovlivněn druhem materiálu, přičemž významným parametrem materiálu je hydrofobicitu. Koeficient tření se zvyšuje s rostoucí hydrofobicitou, neboť na povrchu materiálu ulpívá vrstva proteinů, která má vyšší smykovou pevnost a tudíž je i větší překážkou v pohybu spolu interagujících povrchů. Mezi další zjištění také patří závislost koeficientu tření na způsobu mazání kontaktní dvojce. Při zaplavení vzorků příslušnou kapalinou vzniká méně stabilní vrstva proteinů, než když je modelová kapalina dávkována postupně.

V neposlední řadě bylo experimentem potvrzeno, že nejnižší součinitel tření vykazuje keramika. Součinitel tření u kovu postupně narůstá, přičemž po ustálení je přibližně 2x vyšší než koeficient tření u keramiky.

[19] VRBKA, M., D. NEČAS, J. BARTOŠÍK, M. HARTL, I. KŘUPKA, A. GALANDÁKOVÁ a J. GALLO. Stanovení součinitele tření hlavic a jamek TEP kyčle 2015, 341 - 347

Práce se zabývá zkoumáním třecího momentu a koeficientu tření v kyčelních kloubních náhradách na spolu artikulujících površích. Třecí moment je definován koeficientem tření, velikostí normálové síly a poloměrem hlavice. Experiment byl prováděn v závislosti na kombinaci použitých materiálů. Pro měření byly použity tyto materiálové dvojce: MoP, CoP a CoC. A to s průměry kloubních párů 28 a 36 mm. Celému experimentu předcházelo měření drsnosti artikulujících povrchů.

Zvolené kloubní dvojice byly testovány na experimentálním zařízení založeném na principu kyvadla, jehož schéma je na obrázku 11.



Obr. 11 Popis zařízení sloužící k určení koeficientu tření [19]

Způsob měření spočíval na vychýlení kyvadla z rovnovážné polohy o určitý úhel a jeho následné oscilaci vedoucí k úplnému zastavení pohybu. Koeficient tření byl odvozen z křivky zpomalení oscilujícího kyvadla. Jako mazivo bylo použito hovězí sérum. Působící zatížení na kontaktní dvojici bylo 2000 N, to odpovídá reálnému zatížení v lidském těle o hmotnosti 75 kg.

Výsledky:

Naměřená drsnost polyetylenu byla ze všech použitých materiálů nejvyšší. O poznání menší drsnost byla změřena u keramiky, přičemž nejnižší vykazoval kov.

Páry keramika-keramika měly malou radiální vůli a naměřený koeficient tření se pohyboval v rozmezí 0,11-0,12. U materiálové kombinace keramika-polyetylen se koeficient tření pohyboval v rozmezí 0,13-0,14 a u párů kov-polyetylen nabýval součinitel tření hodnot od 0,15 do 0,16.

Provedenými experimenty bylo zjištěno, že mírně vyšší koeficient tření vykazovala dvojice s polyetylenovou vložkou o průměru hlavice 36 mm, ačkoliv předpokladem byl větší koeficient tření u hlavice s průměrem 28 mm.

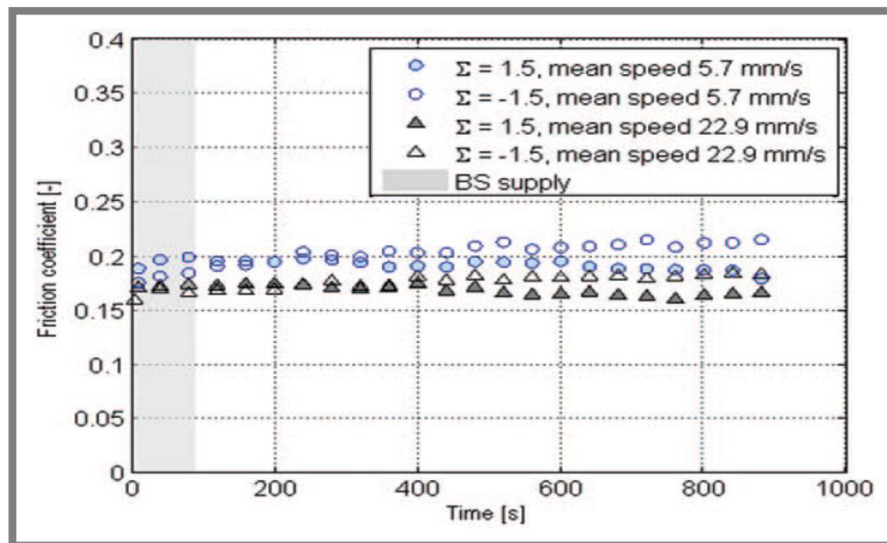
Nejvyšší třecí moment byl naměřen u kombinace kov-polyetylen (7 Nm) a nejmenší u implantátu keramika-keramika (3,5 Nm) Studie ukázala, že jak koeficient tření, tak třecí moment jsou spíše ovlivněny kombinací materiálů než velikostí kloubní hlavice.

[20] VRBKA, M., T. NÁVRAT, I. KŘUPKA, M. HARTL, P. ŠPERKA a J. GALLO. Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2013, 227(5), 459-475

Cílem této studie bylo provést experimentální analýzu tloušťky mazacího filmu hovězího séra při kontaktu kovové či keramické hlavice se skleněným diskem

a rozbor koeficientu tření mezi keramickými povrchy. Koeficient tření byl měřen na zařízení MTM a byl zkoumán za různých kinematických podmínek. Jako modelová kapalina sloužil 25% roztok hovězího séra Sigma–Aldrich B9433 a sterilní vody o celkové koncentraci proteinů 13.9 mg/ml. Hovězí sérum bylo dávkováno do vstupní oblasti kontaktu po dobu 90 vteřin, přičemž koeficient tření se měřil po dobu 15 minut a to jak pro kladný tak záporný prokluz při rychlostech 5,7 a 22 mm/s. Experiment probíhal za konstantního zatížení 5N (v přepočtu na kontaktní tlak 180 MPa pro kov a 190MPa pro keramiku).

Tloušťka mazacího filmu byla studována jako funkce času a byla zkoumána za čistého valení i prokluzu. Průběh měření zaznamenávala vysokorychlostní CMOS kamera. Nasnímaná data byla vyhodnocena na základě interferometrie.



Obr. 12 Koeficient tření jako funkce času pro keramické materiály [20]

Výsledky:

Při experimentech na MTM bylo zjištěno, že při kladném prokluzu má koeficient tření tendenci mírně narůstat, zatímco při záporném prokluzu má tendenci zcela opačnou, viz obr. 12.

U experimentů studujících tloušťku mazacího filmu bylo pozorováno, že zpočátku dochází k rychlému nárůstu tloušťky filmů při všech rychlostech. Jakmile je však dosaženo určité maximální hodnoty, tloušťka již dále nenarůstá, naopak začne postupně klesat, přičemž se nakonec ustáli na hodnotě několika nanometrů. U kovových materiálů bylo zjištěno, že centrální tloušťka filmu je závislá na střední rychlosti. Toto chování však nebylo pozorováno u materiálů keramických. Zcela odlišná je tvorba filmu hovězího séra při záporném prokluzu, kdy rotuje kulička rychleji než disk. Za této situace je proteinová vrstva u obou použitých materiálů velice malá a pohybuje se rozmezí 20 až 25 nm pro kov a jen okolo 5 nm pro keramiku. Z provedených experimentů bylo vyvozeno, že tvorba mazacího filmu závislá na kinematických podmínkách. Kromě toho určitý vliv na tvorbu mazacího filmu má i materiál artikulujících povrchů.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3

3.1 Analýza problému

3.1

Jak již bylo popsáno v teoretické části, vývoj součinitele tření je závislý na mnoha faktorech. Mezi hlavní patří materiál artikulujících povrchů, složení modelové kapaliny a kinematické podmínky experimentu. Z důvodu vysokého počtu měření, které by si výše popsaná kombinace faktorů vyžádala, se tato práce zaměřuje výhradně na studium koeficientu tření materiálových kombinací MoM (kov na kov) a MoP (kov na polyetylen). Jedinou výjimkou je první série experimentů, kde je zkoumán vliv materiálu. Zde byly pro porovnání použity i materiálové kombinace CoC (keramika na keramiku) a CoP (keramika na polyetylen). Výstupem práce bude podrobná analýza vývoje součinitele tření u zkoumaných materiálů za různých podmínek a stanovení odlišností ve vývoji koeficientu tření jednotlivých vzorků.

3.2 Cíl práce

3.2

Cílem bakalářské práce je experimentální studium tření v náhradách kyčelního kloubu. Experimenty budou realizovány za různých kinematických podmínek s různými modelovými kapalinami s cílem objasnit vliv jednotlivých složek maziva na součinitel tření. Pro splnění výše uvedeného cíle je potřeba splnění následujících dílčích cílů.

Dílčí cíle:

- Analýza topografie zkoumaných vzorků.
- Příprava modelových kapalin.
- Stanovení kinematických podmínek experimentů.
- Měření koeficientu tření jednotlivých materiálů na zařízení MTM (obr. 13).
- Analýza a vyhodnocení naměřených dat.

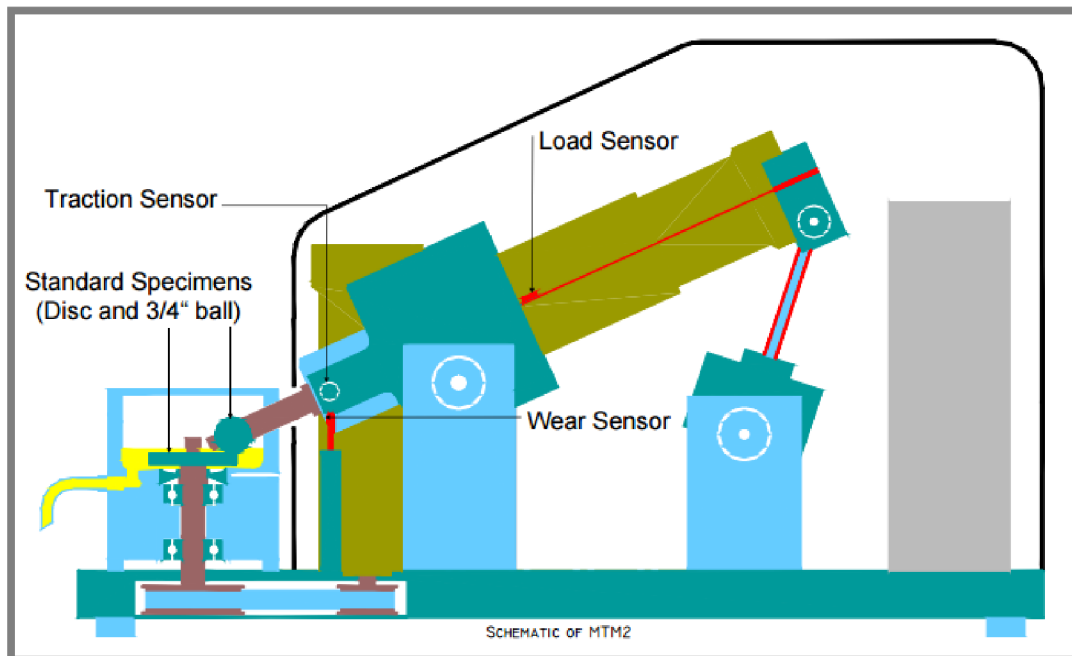


Obr. 13 Testovací zařízení MTM [21]

4 MATERIÁL A METODY

4.1 Experimentální zařízení

Měření koeficientu tření probíhalo na zařízení MTM od Britské společnosti PCS instrument (Obr. 14). Pro realizaci experimentů na tomto zařízení je využíváno zkoumaných vzorků v podobě kuličky a disku. Klíčovou součástí tohoto zařízení je kovová nádoba, v níž rotuje na hřídeli připevněný disk. V kontaktu s ním je na druhé hřídeli připevněná kulička. Na hřídeli, kde je umístěna kulička se nachází senzor třecí síly a senzor kontrolující hodnotu zatížení. Kontaktní dvojice je během probíhajícího měření mazána v příslušné modelové kapalině. Výhodou zařízení je možnost regulovat hodnoty prokluzu, měnit velikost kontaktního tlaku od 0 do 1,25 GPa, respektive kontaktní síly od 0 do 75 N a libovolně korigovat rychlost rotace disku, či kuličky od 0 do 4 m/s v obou směrech rotace. Přístroj měří koeficient tření v závislosti na čase. [24]



Obr. 14 Řez testovacím zařízením MTM [24]

Tomuto experimentu předcházelo naměření drsnosti všech zkoumaných materiálů pomocí optického profilometru od firmy Bruker (obr. 15). Princip měření spočívá v přisvícení monochromatického světla na zkoumaný materiál a jeho zpětném odrazu do optické soustavy, kde jsou data zaznamenávána a následně vyhodnocena za pomoci interferometrie s řízenou změnou fáze.



Obr. 15 Optický profilometr firmy Bruker [22]

4.2 Modelové kapaliny

Jako modelové kapaliny sloužily roztoky proteinů Albuminu či γ -Globulinu v PBS (Phosphate-buffered saline). Tyto kapaliny vznikaly přesným navážením každé z komponent a byly míchány v objemu 10 ml. Po zhotovení se modelové kapaliny vkládaly na 24 hodin do lednice z důvodu rozpuštění proteinů v PBS. Přehled použitých modelových kapalin viz tab. 1.

Tab. 1 Použité modelové kapaliny

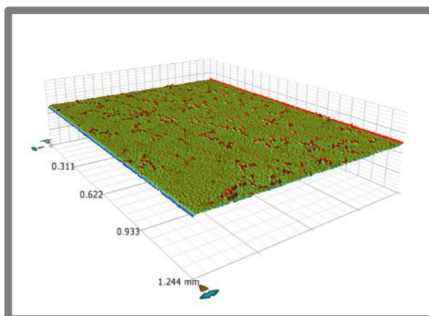
Použité modelové kapaliny	
70 mg Albumin	35 mg γ -Globulin + 9,895 g PBS
35 mg Albumin	70 mg γ -Globulin + 9,895 g PBS
	70 mg Albumin + 9,93 g PBS
	35 mg Globulin + 9,965 g PBS
140 mg Albumin	70 mg γ -Globulin + 9,79 g PBS
	10 g PBS

4.3 Testované vzorky

Experiment se zaměřuje převážně na kontakt kovu na kov (MoM) a kovu na polyetylen (MoP). Pro měření byla použita kulička o průměru 19,05 mm a disk s průměrem 46 mm. Kuličky byly zhotoveny ze slitiny CoCrMo (Obr. 16) a disky byly vyrobeny buď ze slitiny CoCrMo (Obr. 17) nebo z vysoce zesíťovaného polyetylenu (Obr. 18). Na obrázcích 19, 20 a 21 je zobrazena počáteční topografie povrchů zkoumaných vzorků. Každý materiál je dále doplněn tabulkou s naměřenými drsnostmi, viz tab. 2, 3 a 4. Přehled testovaných vzorků neobsahuje informace o keramických párech, které byly využity v první sadě měření. Těmi se totiž tato práce primárně nezabývá.



Obr. 16 Disk ze slitiny CoCrMo



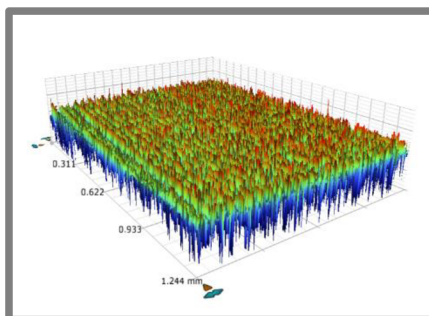
Obr. 19 Topografie disku ze slitiny CoCrMo

Tab. 2 Drsnost disku ze slitiny CoCrMo

Drsnost povrchu disku	
1	0,0086 μm
2	0,0082 μm
3	0,0087 μm
4	0,0079 μm



Obr. 17 Disk z vysoce zesíťovaného polyetylenu



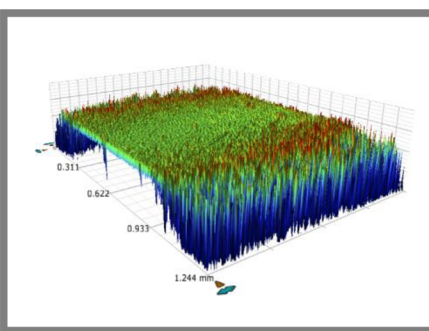
Obr. 20 Topografie disku z vysoce zesíťovaného polyetylenu

Tab. 3 Drsnost disku vyrobeného z HXPE

Drsnost povrchu disku	
1	0,75 μm
2	0,74 μm
3	0,77 μm
4	0,68 μm



Obr. 18 Kulička ze slitiny CoCrMo



Obr. 21 Topografie Kuličky ze slitiny CoCrMo

Tab. 4 Drsnost kuličky vyrobené z CoCrMo

Drsnost povrchu kuličky	
1	0,084 μm
2	0,081 μm
3	0,079 μm
4	0,076 μm
5	0,078 μm

4.4 Přehled provedených experimentů

Tab. 5 Přehled provedených experimentů

Č. ex.	Rychlost (mm/s)	SRR	Materiál (koule/disk)	Druh modelové kapaliny
1	5,7	150	CoCrMo/CoCrMo	70 mg Albumin, 35 mg y-Globulin a 9,895 g PBS
2	5,7	-150		
3	22	150		
4	22	-150		
5	5,7	150	CoCrMo/HXPE	70 mg Albumin, 35 mg y-Globulin a 9,895 g PBS
6	5,7	-150		
7	22	150		
8	22	-150		
9	5,7	150	CoCrMo/CoCrMo	35mg Albumin, 70 mg y-Globulin a 9,895 g PBS
10	5,7	-150		
11	22	150		
12	22	-150		
13	5,7	150	CoCrMo/HXPE	35mg Albumin, 70 mg y-Globulin a 9,895 g PBS
14	5,7	-150		
15	22	150		
16	22	-150		
17	22	150	CoCrMo/CoCrMo	70 mg Albumin a 9,930 g PBS
18	22	-150		
19	22	150	CoCrMo/HXPE	35mg y-Globulin a 9,965 g PBS
20	22	-150	CoCrMo/CoCrMo	
21	22	150	CoCrMo/HXPE	140 mg Albumin, 70 mg y-Globulin a 9,790 g PBS
22	22	-150		
23	22	150	CoCrMo/HXPE	140 mg Albumin, 70 mg y-Globulin a 9,790 g PBS
24	22	-150		
25	5,7	150	CoCrMo/CoCrMo	10 g PBS
26	5,7	-150		
27	22	150		
28	22	-150		
29	5,7	150	CoCrMo/HXPE	10 g PBS
30	5,7	-150		
31	22	150		
32	22	-150		
33	5,7	150	CoCrMo/HXPE	10 g PBS
34	5,7	-150		
35	22	150		
36	22	-150		
37	5,7	150	CoCrMo/HXPE	10 g PBS
38	5,7	-150		
39	22	150		
40	22	-150		

Tab. 5 uvádí přehled provedených experimentů, nezahrnuje však experimenty s materiálovými dvojicemi CoC a CoP. Tyto experimenty jsou zobrazeny v tabulce 6.

Tab. 6 Přehled experimentů s materiálovými kombinacemi CoC a CoP

Č. ex.	Rychlost (mm/s)	SRR	Materiál (koule/disk)	Druh modelové kapaliny
41	5,7	150	Keramika/Keramika	70 mg Albumin, 35 mg γ -Globulin a 9,895 g PBS
42	5,7	-150		
43	22	150		
44	22	-150		
45	5,7	150	Keramika/HXPE	70 mg Albumin, 35 mg γ -Globulin a 9,895 g PBS
46	5,7	-150		
47	22	150		
48	22	-150		

4.5

4.5 Podmínky experimentů

Experimenty probíhaly za laboratorní teploty 25°C. Před každým měřením byly zkoumané vzorky důkladně očištěny v 1% roztoku dodecylsírany sodného, následně opláchnuty vodou a odmaštěny v isopropylalkoholu. Tímto způsobem byly očištěny i všechny části měřícího zařízení, které přicházely do kontaktu s modelovou kapalinou. Čistící proces byl prováděn s velkou pečlivostí, neboť i sebemenší množství proteinů ulpívající na zařízení, či vzorcích by měl za následek ovlivnění výsledků měření. Po úplném vyčištění a připevnění vzorků do přístroje došlo k zaplavení kontaktní dvojice příslušnou tekutinou o dané proteinové koncentraci. Samotné měření trvalo 300 sekund a probíhalo při konstantním zatížení 0,5 N, čemuž odpovídá dle Hertzovy teorie kontaktní tlak pro MoM 240 MPa a pro MoP 24 MPa.

Kontaktní tlak lze vypočítat ze vztahu [23]:

$$p_{\text{mean}} = \frac{2}{3} * \sqrt[3]{\frac{6 * F * E^2}{\pi^3 * R^2}}$$

kde:

- p_{mean} - kontaktní tlak [MPa]
- F - zatěžující normálová síla [N]
- E - redukovaný modul pružnosti [GPa]
- R - redukovaný poloměr [m], který je pro kombinaci koule na disku roven poloměru koule

Přičemž E - redukovaný modul pružnosti je možno spočítat ze vztahu [23]:

$$\frac{1}{E} = \frac{1 - \mu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \mu_2^2}{E_2}$$

kde:

- μ_1 - poissonova konstanta prvního materiálu [1]
- μ_2 - poissonova konstanta druhého materiálu [1]
- E_1 - modul pružnosti prvního materiálu [GPa]
- E_2 - modul pružnosti druhého materiálu [GPa]

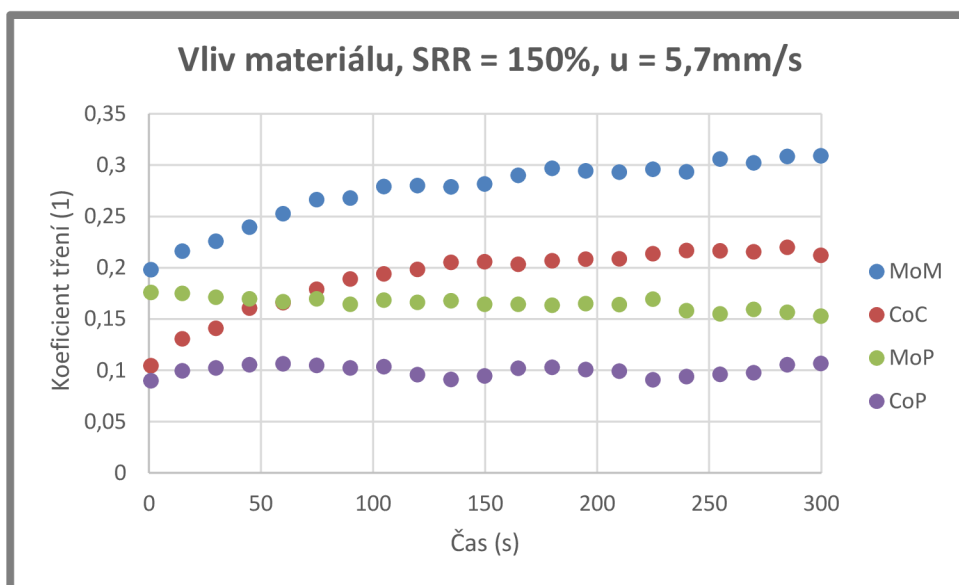
5 VÝSLEDKY

5

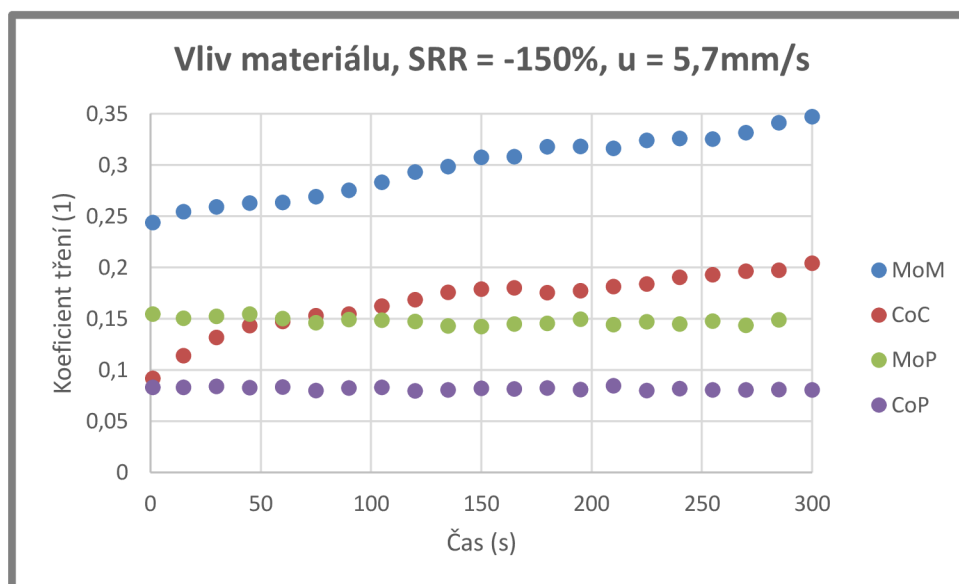
5.1

5.1 Vliv materiálu

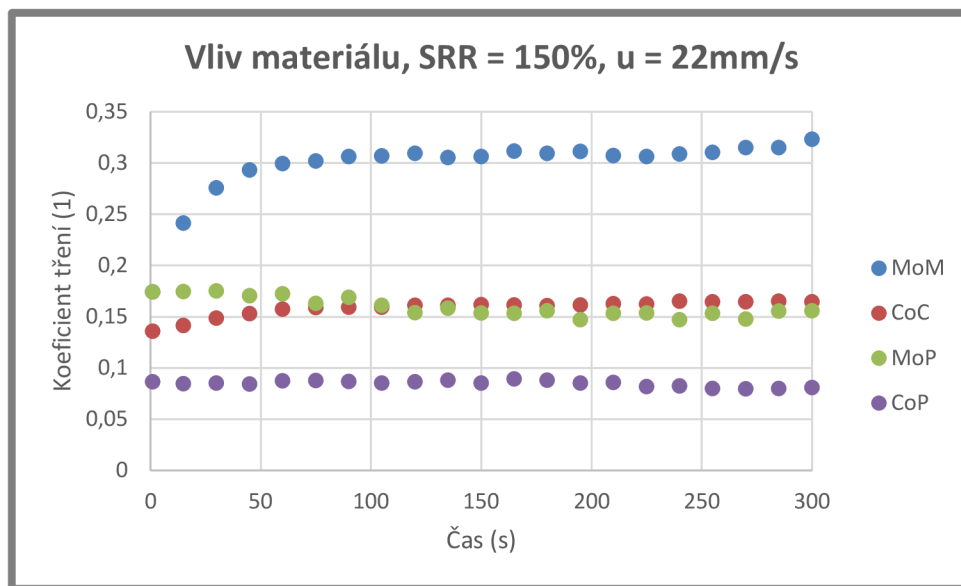
U první série experimentů byl sledován vliv materiálu na vývoj součinitele tření. Jako modelové kapaliny byly použity roztoky 70mg Albuminu, 35 mg γ -Globulinu a 9,895 g PBS. Měření probíhalo při kladném i záporném prokluzu a rychlostech 5,7 a 22 mm/s. Vývoje jednotlivých součinitelů tření zachycují obrázky 22 až 25.



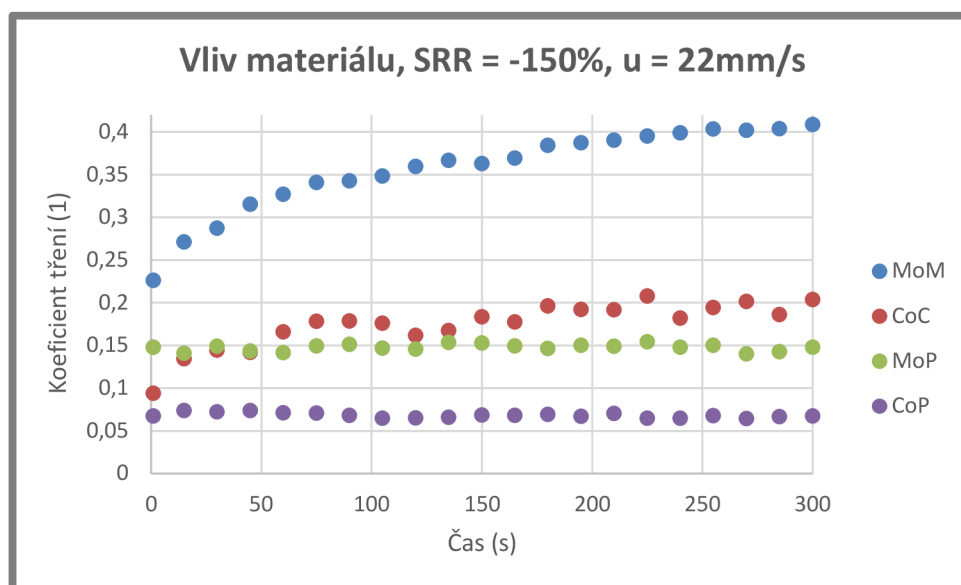
Obr. 22 Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = 150 % a rychlost 5,7 mm/s



Obr. 23 Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = -150 % a rychlost 5,7 mm/s



Obr. 24 Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = 150 % a rychlost 22 mm/s



Obr. 25 Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = -150 % a rychlost 22 mm/s

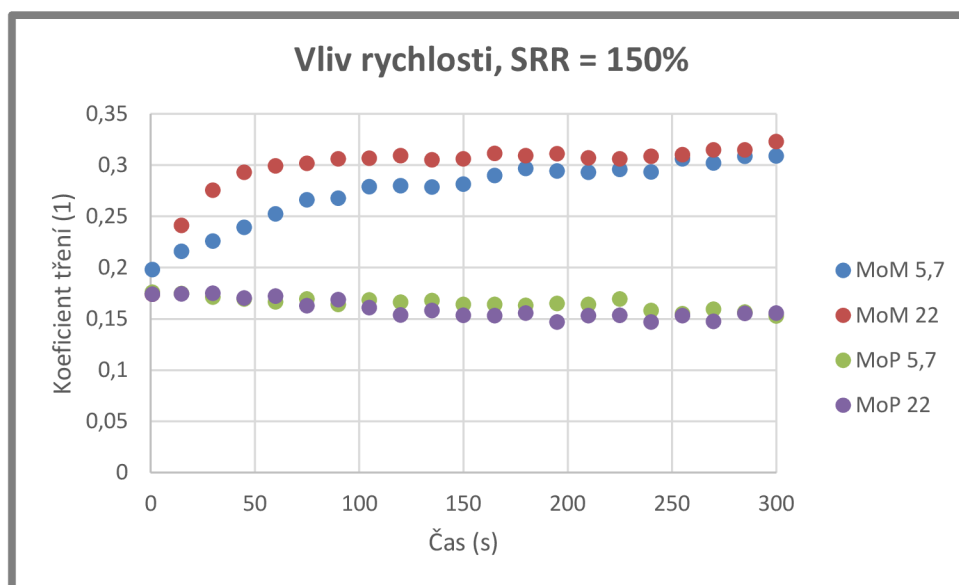
Jak je patrné z obrázků výše, materiál náhrad má na koeficient tření značný vliv. Nejvyšší koeficient tření vykazovala materiálová kombinace MoM. Tento výsledek bylo možné pozorovat při všech kinematických podmínkách.

Téměř o dvě desetiny níže se pohyboval koeficient tření materiálové kombinace CoC. Ta má podobný tvar křivky koeficientu tření v čase jako MoM, zprvu rostoucí následně téměř konstantní. Nejnižší koeficient tření ze všech použitých vzorků vykazovala materiálová kombinace CoP. Průběh koeficientu tření je u této dvojice

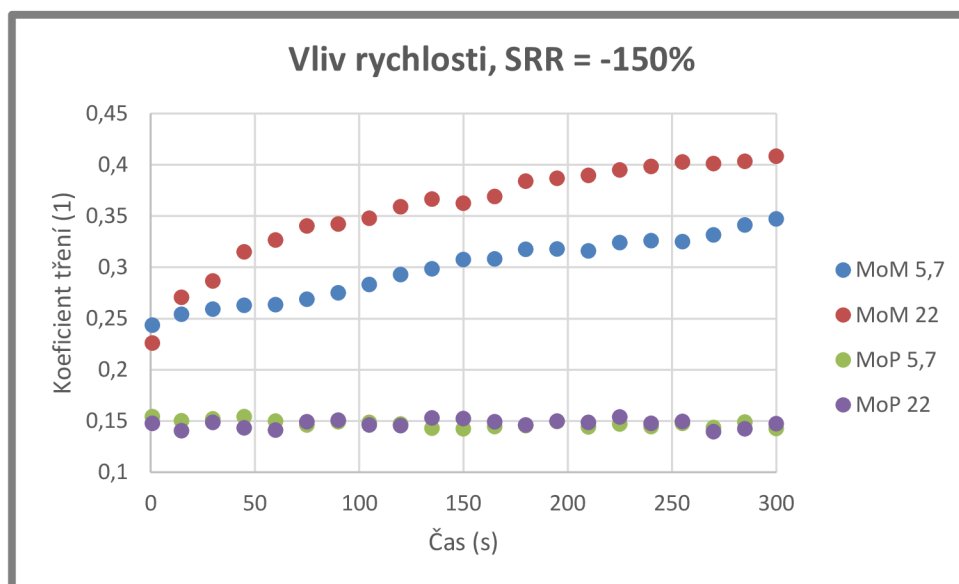
v čase mírně klesající až konstantní. Podobný, ale o desetinu vyšší koeficient tření byl pozorován u MoP.

5.2 Vliv rychlosti

Tyto experimenty se zaměřovaly na vývoj součinitele tření v závislosti na rychlosti otáčení součástí. Jako modelové kapaliny byly využity roztoky 70mg Albuminu, 35 mg γ -Globulinu a 9,895 g PBS. Měření probíhalo při kladném i záporném prokluzu. Průběhy jednotlivých součinitelů tření jsou zachyceny na Obr. 26 a 27.



Obr. 26 Koeficient tření v závislosti na rychlosti otáčení pro SRR = 150%



Obr. 27 Koeficient tření v závislosti na rychlosti otáčení pro SRR = -150%

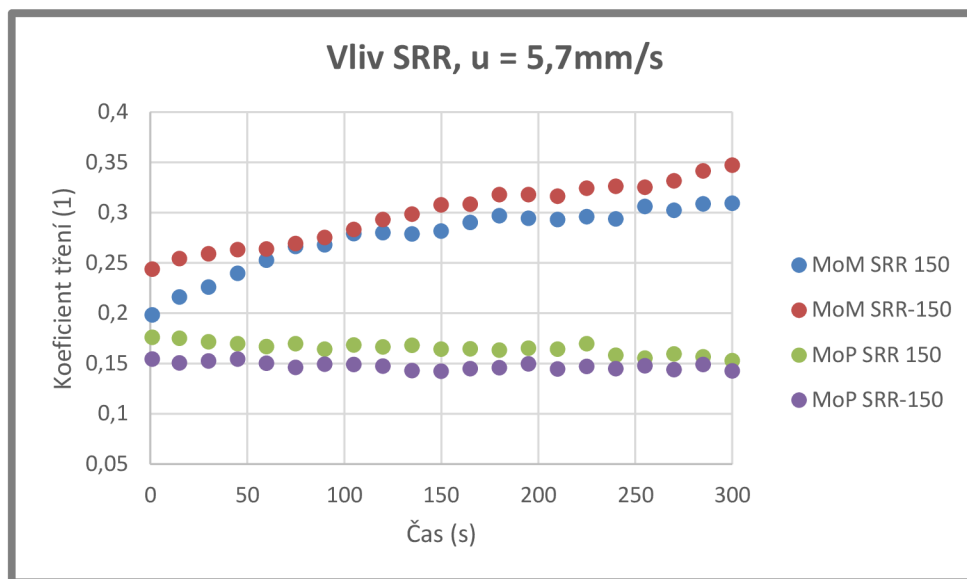
Z grafů výše je patrné, že pro dvojici MoP nemá změna rychlosti prakticky žádný dopad na průběh koeficientu tření. Ten je téměř shodný pro kladný i záporný

prokluz. Pro dvojici MoM je vývoj koeficientu tření při změně rychlosti otáčení rozdílný. Při rychlostech 22 mm/s vykazuje MoM nepatrně vyšší koeficient tření v celém rozsahu měření. U záporného prokluzu je tento rozdíl patrnější než u kladného.

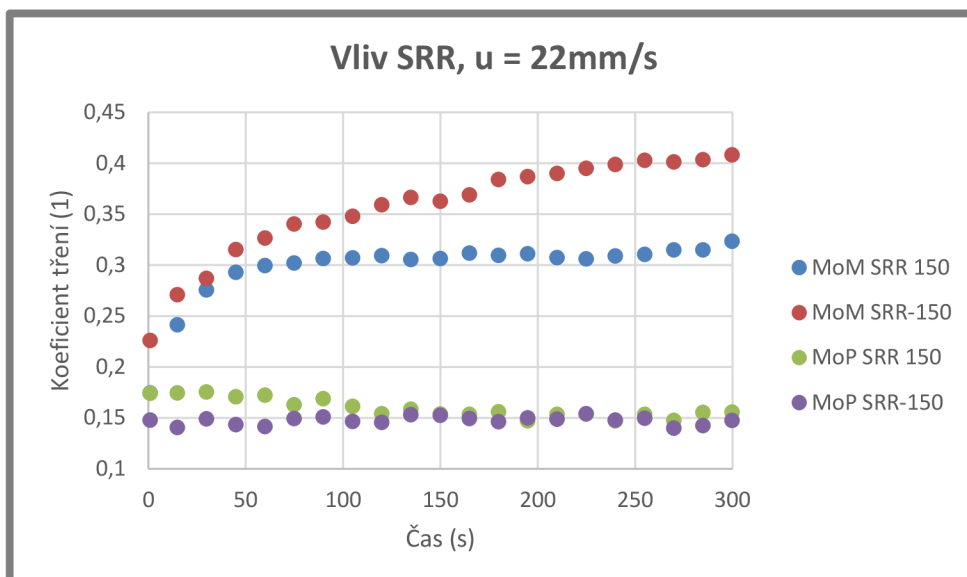
5.3

5.3 Vliv prokluzu

Tyto experimenty se zaměřovaly na vývoj koeficientu tření v závislosti na prokluzu kuličky po disku. Jako mazivo sloužil roztok 70mg Albuminu, 35 mg γ -Globulinu a 9,895 g PBS. Měření probíhalo při rychlostech 5,7 a 22 mm/s.



Obr. 28 Koeficient tření v závislosti na prokluzu kuličky po disku pro rychlost 5,7 mm/s

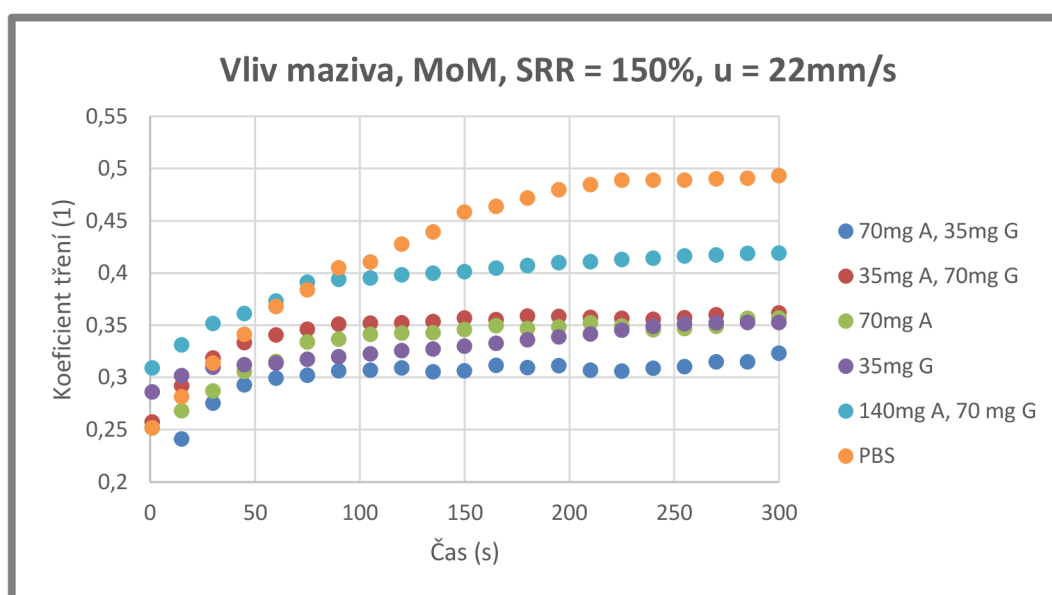


Obr. 29 Koeficient tření v závislosti na prokluzu kuličky po disku pro rychlost 22 mm/s

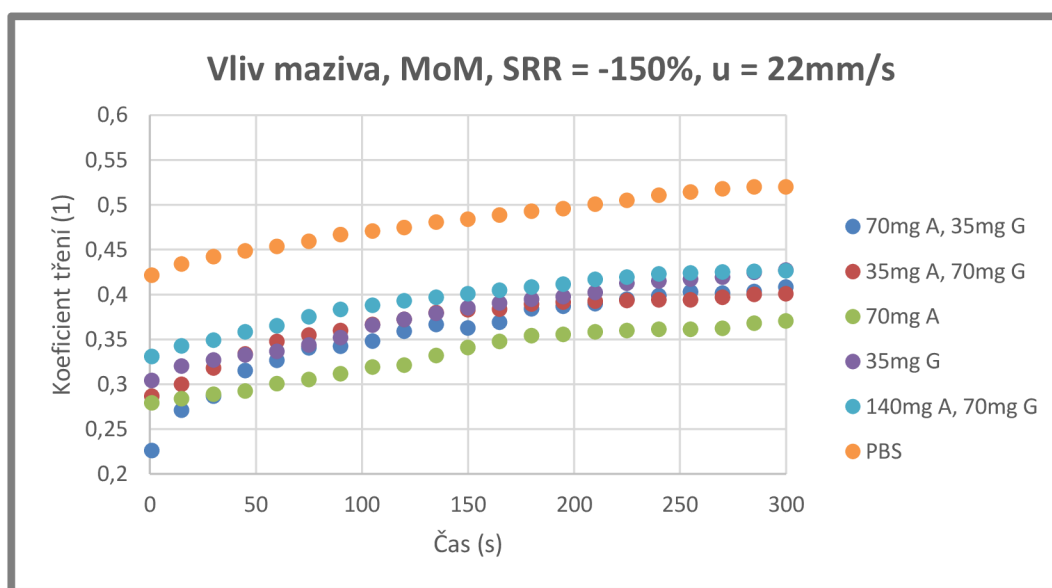
Z obrázků 28 a 29 vyplývá, že při záporném prokluzu vykazuje MoM součinitel tření během celého experimentu vyšší a to při obou rychlostech otáčení. U kombinace MoP je koeficient tření podobný pro kladný i záporný prokluz s tím rozdílem, že při kladném prokluzu se koeficient tření pohybuje nepatrně výše.

5.4 Vliv použité modelové kapaliny

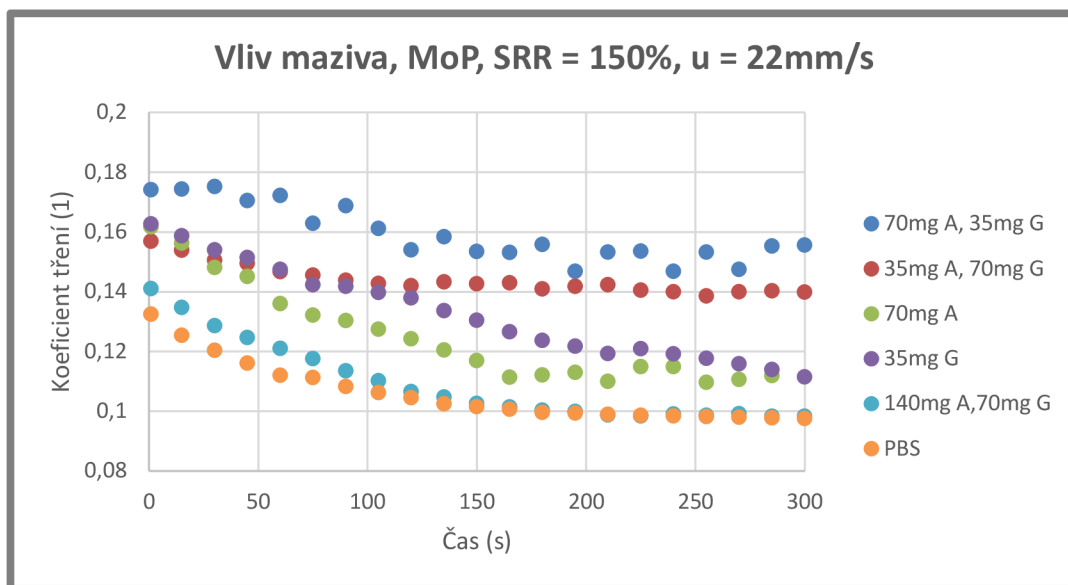
Tyto experimenty se zaměřovaly na vývoj koeficientu tření v závislosti na použité modelové kapalině. Měření probíhalo při kladném i záporném prokluzu a rychlosti 22 mm/s. Jako mazivo sloužily modelové kapaliny viz Tab. 1.



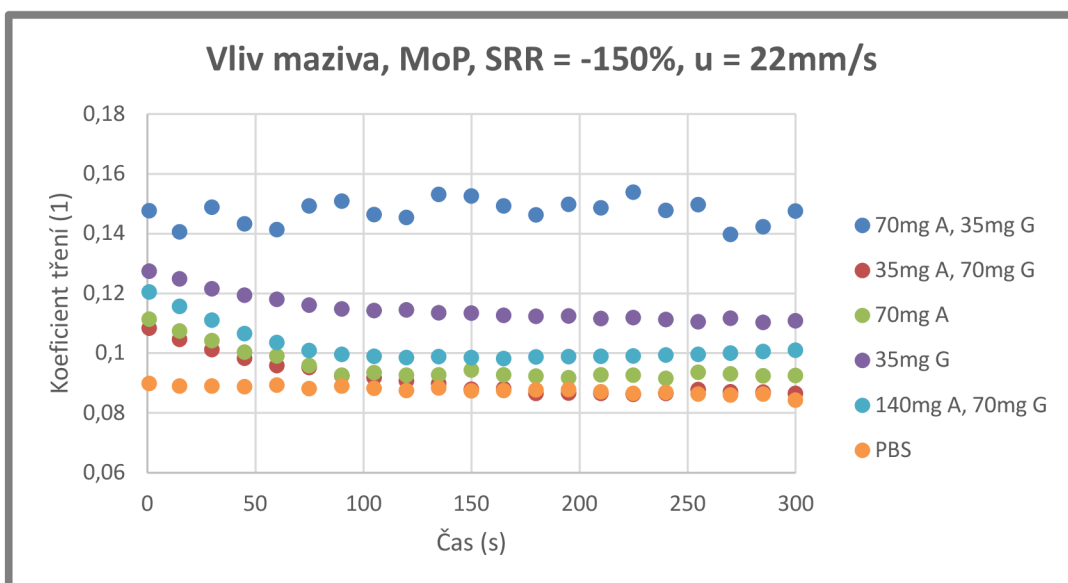
Obr. 30 Koeficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoM, SRR = 150 %



Obr. 31 Koeficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoM, SRR = -150 %



Obr. 32 Koefficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoP, SRR = 150 %



Obr. 33 Koefficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoP, SRR = - 150 %

Z obrázků 32 a 33 plyne, že nejvyšší koeficienty tření materiálových kombinací MoM byly naměřeny s čistým PBS a roztokem 70mg Albuminu, 35 mg γ -Globulinu a 9,895g PBS. Průběhy součinitelů tření MoM jsou se všemi modelovými kapalinami velice podobné, průběžně rostoucí, zpočátku strměji následně mírněji. Z obrázků 5.11 a 5.12 je možno vidět, že pro materiálovou dvojici MoP byly nejvyšší koeficienty tření naměřeny s modelovou kapalinou 70mg Albumin, 35mg γ -Globulin a 9,895 g PBS. Naopak nízké hodnoty koeficientu tření bylo možné pozorovat s čistým PBS. Tvary křivek jednotlivých součinitelů tření v závislosti na použitém mazivu jsou při použití těchto materiálu mírně klesající až konstantní.

6 DISKUZE

Vliv materiálu

Materiál kloubních náhrad má na koeficient tření značný vliv. Experimenty bylo zjištěno, že dvojice MoM vykazovaly až dvojnásobný koeficient tření než dvojice CoC. Součinitel tření u kombinace MoM s postupujícím časem rostl. Podobné výsledky byly pozorovány i v pracích Balounové [18] a Mavraki a Cann [17]. Materiály MoP a CoP vykazovaly řádově až o polovinu nižší koeficienty tření, přičemž vývoj součinitele tření v čase byl klesající. Jednotlivé materiály vykazovaly odlišné součinitele tření při různých kinematických podmínkách a rozdílném způsobu mazání. Při porovnání výsledků měření s prací Vrbky a kol. [19] lze říci, že největší odchylka součinitelů tření je u materiálů CoC, kdy data naměřené na kyvadlovém zařízení nabývaly hodnot v rozmezí 0,11 až 0,14, přičemž hodnoty naměřené na zařízení MTM se pohybovaly v rozmezí 0,1 až 0,2. U materiálů MoP součinitel tření nabýval hodnot v rozmezí 0,15 až 0,2 (na kyvadlovém zařízení) a 0,1 až 0,18 (na zařízení MTM). Odchylky těchto měření však nutně neznamenají chyby v provedených experimentech. Měření na kyvadlovém zařízení představuje styk dvou konformních povrchů, kdežto experimenty na MTM jsou pouhým zjednodušením s nekonformním stykem povrchů. Proto jsou rozdíly při měření přisuzovány právě těmto odlišným podmínkám experimentu.

Vliv rychlosti

U vzorků MoM byly naměřeny vyšší koeficienty tření při rychlostech 22mm/s. Tato skutečnost byla popsána i v práci Mavraki a Cann [17]. Rozdíl naměřených součinitelů tření při rychlostech 5,7 a 22 mm/s byl zhruba o jednu čtvrtinu. Materiály MoP nevykazovaly téměř žádnou změnu součinitele tření při zvětšující se rychlosti otáčení artikulujících povrchů.

Vliv SRR

U materiálů MoM byl naměřen při záporném prokluzu vyšší součinitel tření než při prokluzu kladném. Tato závislost byla lépe pozorovatelná při rychlosti 22 mm/s. Zcela opačné chování bylo odhaleno u materiálů MoP, zde byl pozorován nižší koeficient tření u záporného prokluzu. Experimenty ukázaly, že rychlost odvalování artikulujících povrchů a stupeň prokluzu ovlivňují součinitel tření přibližně stejně.

Vliv modelové kapaliny

Různé modelové kapaliny ovlivňovaly hodnoty součinitele tření poměrně významně. Tvary křivek součinitele tření však byly pro daný materiál při stejných kinematických podmínkách velice podobné. Vlivem rozdílných modelových kapalin na součinitel tření se zabývá například práce Mavraki a Cann [17]. Tato práce se však liší druhem použitých modelových kapalin, autoři totiž používaly 3 různé roztoky vody a téhož hovězího séra. U materiálů MoM byl naměřen nejvyšší součinitel tření při mazání čistým PBS. Zcela opačné výsledky byly získány u MoP, zde experimenty s čistým PBS vykazovaly velice nízkou hodnotu součinitele tření. Poměrně zajímavým výsledkem výzkumu bylo, že se součinitel tření u MoP s použitím modelové kapaliny o složení 70mg Albuminu, 35mg y-Globulinu a 9,895 PBS pohyboval ze všech experimentů nejvýše. Přitom modelové kapaliny sestávající z Albuminu a y-Globulinu v poměru 2:1 patří ve studiích mezi nejpoužívanější.

7 ZÁVĚR

Bakalářská práce se zabývá analýzou součinitele tření v náhradách kyčelních kloubů při různých kinematických podmínkách s použitím rozdílných modelových kapalin. V první části práce je poskytnut podrobný přehled materiálů v současnosti používaných pro kloubní implantáty, na který navazuje souhrn výzkumných prací zabývajících se problematikou experimentálního určení součinitele tření.

Hlavní částí práce bylo provedení experimentů skládajících se z naměření drsnosti povrchů zkoumaných vzorků na optickém profilometru a experimentální určení součinitelů tření uvedených v tabulce 5 v kapitole 4.4.

Výsledkem práce je analýza chování jednotlivých součinitelů tření v závislosti na použitém materiálu, rychlosti rotace artikulujících povrchů, prokluzu a druhu modelové kapaliny. Naměřená data jsou zpracována do grafů a porovnána s již publikovanými výsledky.

Zásadní poznatky experimentů lze shrnout do několika bodů:

1. Experimenty prokázaly, že materiál artikulujících povrchů a druh modelové kapaliny mají na součinitel tření naprosto zásadní vliv.
2. Změna stupně prokluzu a rychlosti otáčení součástí má na průběh součinitele tření přibližně stejný vliv, přičemž však tento efekt není natolik podstatný jako v případě materiálu a modelové kapaliny.
3. Na základě realizovaných experimentů lze konstatovat, že nejnižší součinitel tření vykazuje kombinace CoP. V případě MoP je tření porovnatelné s CoC, oproti CoP je však přibližně dvojnásobné. Obecně nejvyšší koeficient tření byl zaznamenán u kombinace MoM, kdy se jeho hodnota pohybovala v intervalu 0,3 - 0,4.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] KOUKAL, M. *Češi, kteří naučili svět zase chodit* [online]. 2009 [cit. 2016-02-21]. Dostupné z: <http://21století.cz/2009/11/19/cesi-kteri-naucili-svet-zase-chodit/>
- [2] *Prokoksartroz* [online]. [cit. 2016-03-25]. Dostupné z: <http://prokoksartroz.ru/metody/zamena-tazobedrennogo-sustava>
- [3] PRAMANIK, S., A. K. AGARWAL a K. N. RAI. *Chronology of Total Hip Joint Replacement and Materials Development* [online]. 2005, **1**(19), 15-26 [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <http://www.angelfire.com/space2/trends/pdf/19-1-15-26.pdf>
- [4] ONDERKA, F. a J. KADLEC. *Microstructural Characterization, Chemical Composition and Hardness of As-Cast Biocompatible CoCrMo Alloy* [online]. 2013, **6**(2), 184-194 [cit. 2016-02-20]. ISSN 1805-9112.
- [5] *Prosthesis heads from cobalt-chromium-molybdenum alloy* [online]. [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <https://www.linkorthopaedics.com/us/for-the-physician/products/huefte/prosthesis-heads/cocrmo-heads/>
- [6] *Standard Cr-Ni-Mo Stainless Steels*. Outokumpu [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: https://www.outokumpu.com/SiteCollectionDocuments/Standard_Cr-Ni-Mo_Stainless_Steels_Datasheet.pdf
- [7] STRÁSKÝ, J. *Výzkum slitin titanu - od letadel po implantáty* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: http://kfkf.cz/javor/fyzika4/ti_strasky_fyzika4.pdf
- [8] *BioloX-forte* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <https://www.ceramtec.com/ceramic-materials/bioloX/forte/>
- [10] KUNTZ, M. *Validation of a New High Performance Alumina Matrix Composite for use in Total Joint Replacement*. *Seminars in Arthroplasty* 17, 2006, 141–5.
- [11] *Prosthesis heads made from BIOLOX® forte or BIOLOX® delta* [online]. [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <https://www.linkorthopaedics.com/en/for-the-physician/products/huefte/prosthesis-heads/ceramic-heads/>
- [12] *Oválná jamka typ TC* [online]. [cit. 2016-03-21]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/ovalna-jamka-typ-tc/>
- [13] SPARROW, N. *A deeper look at UHMW-PE in orthopedic applications at PLASTEK West* [online]. 2014 [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <http://www.plasticstoday.com/articles/deeper-look-uhmw-pe-orthopedic-applications-plastec-west>
- [14] *Longevity Crosslinked Polyethylene* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: http://www.zimmersouthafrica.co.za/content/pdf/en-US/Longevity_Crosslinked_Poly_Brochure_97-6305-001-00_04_2000.pdf
- [15] *OXINIUM Smith & Nephew* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <http://www.aura-group.cz/pdf/OXINIUM%20Oxidized%20Zirconium%20CZ.pdf>
- [16] *Smith and Nephew* [online]. [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://www.whichmedicaldevice.com/by-manufacturer/89/711/oxinium>

- [17] MAVRAKI, A a P M CANN. Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2009-5-1, 223(3), 325-335 [cit. 2016-02-20]. DOI: 10.1243/13506501JET580. ISSN 1350-6501. Dostupné z: <http://pij.sagepub.com/lookup/doi/10.1243/13506501JET580>
- [18] BALOUNOVÁ, H. *Studium tření náhrad kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 58 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D
- [19] VRBKA, M., D. NEČAS, J. BARTOŠÍK, M. HARTL, I. KŘUPKA, A. GALANDÁKOVÁ a J. GALLO. *Stanovení součinitele tření hlavic a jamek TEP kyčle* [online]. 2015, , 341 - 347 [cit. 2016-02-20]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=782>
- [20] VRBKA, M., T. NAVRAT, I. KRUPKA, M. HARTL, P. SPERKA a J. GALLO. Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2013, 227(5), 459-475 [cit. 2016-02-27]. DOI: 10.1177/1350650112471000. ISSN 1350-6501. Dostupné z: <http://pij.sagepub.com/lookup/doi/10.1177/1350650112471000>
- [21] *PCS instrument* [online]. [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://pcs-instruments.com/product/mtm-mini-traction-machine/>
- [22] *Multi-System ContourGT-X* [online]. [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://www.reuters.com/article/idUS130841+08-Nov-2012+BW20121108>
- [23] BHUSHAN, Bharat. *Introduction to tribology*. New York: John Wiley, c2002. ISBN 04-711-5893-3.
- [24] *MTM2: Mini-Traction Machine* [online]. [cit. 2016-04-11]. Dostupné z: <http://pcs-instruments.com/wp-content/uploads/2014/03/MTM2.pdf>
- [25] DOWSON, D. New joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2001, 215(4), 335-358 [cit. 2016-04-12]. DOI: 10.1243/0954411011535939. ISSN 0954-4119. Dostupné z: <http://sdj.sagepub.com/lookup/10.1243/0954411011535939>

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

TEP		totální endoprotéza
UHMW-PE		polyetylen s velmi vysokou molekulární hmotností
HXPE		vysoce zesítený polyetylen
MTM		mini traction machine
MoM		metal on metal, kov na kov
MoP		metal on polyethylen, kov na polyetylen
CoC		ceramic on ceramic, keramika na keramiku
CoP		ceramic on polyethylen, keramika na polyetylen
CMOS		complementary metal–oxide–semiconductor
PBS		phosphate-buffered saline
p_{mean}	[MPa]	kontaktní tlak
F	[N]	zatěžující normálová síla
E	[GPa]	redukovaný modul pružnosti
R	[m]	redukovaný poloměr
μ_1	[1]	poissonova konstanta prvního materiálu
μ_2	[1]	poissonova konstanta druhého materiálu
E_1	[GPa]	modul pružnosti prvního materiálu
E_2	[GPa]	modul pružnosti druhého materiálu

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1	Ukázka operace kyčelního kloubu [2]	12
Obr. 2	Náhrada ze slitiny CoCrMo [5]	13
Obr. 3	Náhrada Biolox forte [11]	14
Obr. 4	Náhrada Biolox delta [11]	15
Obr. 5	Kloubní jamka z HXPE [12]	15
Obr. 6	Kloubní hlavice z Oxinia [16]	16
Obr. 7	Schéma uchycení kloubní náhrady [25]	17
Obr. 8	Princip funkce zařízení měřící tloušťku mazacího filmu [17]	18
Obr. 9	Závislosti koeficientu tření na rychlosti odvalování [17]	19
Obr. 10	Srovnání koeficientu tření dle materiálů [18]	20
Obr. 11	Popis zařízení sloužící k určení koeficientu tření [19]	21
Obr. 12	Koeficient tření jako funkce času pro keramické materiály [20]	22
Obr. 13	Testovací zařízení MTM [21]	23
Obr. 14	Řez testovacím zařízením MTM [24]	24
Obr. 15	Optický profilometr firmy Bruker [22]	25
Obr. 16	Disk ze slitiny CoCrMo	26
Obr. 17	Disk z vysoce zesíťovaného polyetyleny	26
Obr. 18	Kulička ze slitiny CoCrMo	26
Obr. 19	Topografie disku ze slitiny CoCrMo	26
Obr. 20	Topografie disku z vysoce zesíťovaného polyetyleny	26
Obr. 21	Topografie Kuličky ze slitiny CoCrMo	26
Obr. 22	Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = 150 a rychlost 5,7 mm/s	29
Obr. 23	Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = -150 a rychlost 5,7 mm/s	29
Obr. 24	Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = 150 a rychlost 22 mm/s	30
Obr. 25	Koeficient tření v závislosti na materiálu pro SRR = -150 a rychlost 22 mm/s	30
Obr. 26	Koeficient tření v závislosti na rychlosti otáčení pro SRR = 150 %	31
Obr. 27	Koeficient tření v závislosti na rychlosti otáčení pro SRR = -150 %	31
Obr. 28	Koeficient tření v závislosti na prokluzu kuličky po disku pro rychlost 5,7 mm/s	32
Obr. 29	Koeficient tření v závislosti na prokluzu kuličky po disku pro rychlost 22 mm/s	32
Obr. 30	Koeficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoM, SRR = 150 %	33
Obr. 31	Koeficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoM, SRR = -150 %	33
Obr. 32	Koeficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoP, SRR = 150 %	34
Obr. 33	Koeficient tření v závislosti na použitém mazivu pro materiály MoP, SRR = - 150 %	34

SEZNAM TABULEK

Tab. 1	Použité modelové kapaliny	25
Tab. 2	Drsnost disku ze slitiny CoCrMo	26
Tab. 3	Drsnost disku vyrobeného z HXPE	26
Tab. 4	Drsnost kuličky vyrobené z CoCrMo	26
Tab. 5	Přehled provedených experimentů	27
Tab. 6	Přehled experimentů s materiálovými kombinacemi CoC a CoP	28

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1** Vzorový laboratorní protokol
- Příloha 2** Laboratorní protokol - Vliv materiálu
- Příloha 3** Laboratorní protokol - Vliv rychlosti
- Příloha 4** Laboratorní protokol - Vliv stupně prokluzu
- Příloha 5** Laboratorní protokol - Vliv modelové kapaliny