



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

STUDIUM TŘENÍ A MAZÁNÍ KYČELNÍ KLOUBNÍ NÁHRADY S POVLAKEM

AN INVESTIGATION OF FRICTION AND LUBRICATION OF COATED HIP JOINT REPLACEMENT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Balcárek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2023

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Bc. Ondřej Balcárek**
Studijní program: Konstrukční inženýrství
Studijní obor: bez specializace
Vedoucí práce: **doc. Ing. David Nečas, Ph.D.**
Akademický rok: 2022/23

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 diplomové práce:

Studium tření a mazání kyčelní kloubní náhrady s povlakem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

S prodlužující se dobou života a zvýšenou aktivitou populace dochází k neustálému nárůstu počtu operací náhrady kyčelního kloubu, přičemž odhady pro následujících deset let jsou alarmující. Navzdory pokroku v oblasti materiálů náhrad, jejich designu a klinické praxe, je stále zásadním problémem omezená životnost náhrad. Jednou z možností prodloužení životnosti je modifikace povrchu pomocí povlaku, který zlepší mazací podmínky a sníží tření a opotřebení.

Typ práce: výzkumná

Výstup práce: publikační výsledek (J, D)

Projekt: specifický vysokoškolský výzkum

Cíle diplomové práce:

Hlavním cílem je s využitím kyvadlového simulátoru a in situ pozorování pomocí optických metod popsat mechanismy tření a mazání kyčelních náhrad, jejichž povrch je modifikován povlakem. Pozornost bude věnována vlivu materiálové kombinace a interakci povlaku s modelovou kloubní kapalinou.

Dílčí cíle diplomové práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací zabývajících se povlakováním povrchů kloubních náhrad,
- navrhnout vhodné materiálové dvojice a podmínky experimentů,
- experimentálně popsat vliv povlaku na součinitel tření,
- experimentálně popsat vliv povlaku na formování mazacího filmu,
- posoudit vliv materiálové dvojice a interakci modelové synoviální kapaliny s povlakem,
- kriticky diskutovat získané poznatky v kontextu aktuální literatury.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 – 50 stran textu bez obrázků).

Časový plán, struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

<http://www.ustavkonstruovani.cz/texty/magisterske–studium–ukonceni/>

Seznam doporučené literatury:

CHING, H. A., D. CHOUDHURY, M. J. NINE a N. A. ABU OSMAN. Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopaedic implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2014, 15, 014402. ISSN 1468-6996.

HERBSTER, M., J. DÖRING, J. NOHAVA, C. H. LOHMANN, T. HALLE a J. BERTRAND. Retrieval study of commercially available knee implant coatings TiN, TiNbN and ZrN on TiAl6V4 and CoCr28Mo6. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020, 112, 104034. ISSN 1751-6161.

LOVE, C. A., R. B. COOK, T. J. HARVEY, P. A. DEARNLEY a R. J. K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. *Tribology International*. 2013, 63, 141-150. ISSN 0301-679X.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

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

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Diplomová práce byla zaměřená na studium vlivů nového hydrogelového povlaku a materiálových kombinací na velikost součinitele tření a formování mazacího filmu v konformním kontaktu kyčelní kloubní náhrady. Experimenty probíhaly v konfiguraci ball-on-cup s využitím kyčelního kyvadlového simulátoru. Formování mazacího filmu bylo pozorováno za pomoci fluorescenční mikroskopie. Výsledky ukázaly, že aplikace povlaku neměla jednoznačný vliv na součinitel tření. Nicméně u párů s povlakovanou jamkou došlo ke snížení CoF přibližně o 20 %. Obecně nižší tření bylo zaznamenáno v případě aplikace keramické kloubní hlavice. Ještě překvapivější výsledky byly naměřeny v rámci analýzy mazání, kdy v případě použití kovových hlavice došlo dokonce ke snížení tloušťky mazací vrstvy. Keramické páry vykazovaly velmi stabilní chování. Kromě tření a mazání byla dále hodnocena topografie implantátů a byla analyzována jejich smáčivost. Ačkoliv by měl být polymerní povlak silně hydrofilní, povrchové vlastnosti byly ovlivněny pouze v omezené míře, což určitým způsobem objasňuje, proč nedošlo k zásadnímu zlepšení tribologického chování náhrady. Jelikož aplikovaný povlak byl již patentovaný a jeho účinnost byla jasně prokázána z hlediska snížení míry opotřebení, je vhodné se této tematice dále věnovat, přičemž větší pozornost by měla být věnována dlouhodobým experimentům. Na základě získaných dat se totiž zdá, že z krátkodobého hlediska je přínos povlaku prakticky zanedbatelný. Je však nutné vyzdvihnout, že aplikací povlaku nedošlo až na drobné výjimky ani ke zhoršení vlastností, což je důležitý výstup této práce.

KLÍČOVÁ SLOVA

povlakování, kloubní náhrada, kyčelní kloub, mazání, tření, synoviální kapalina

ABSTRACT

The thesis focused on studying the effects of a new hydrogel coating and material combinations on the coefficient of friction and formation of lubricating film in the conformal contact of hip joint replacement. Experiments were conducted using a ball-on-cup configuration with a hip pendulum simulator. The formation of the lubricating film was observed using fluorescence microscopy. The results showed that the application of the coating did not have a clear impact on the coefficient of friction. However, for pairs with a coated cup, there was a reduction in CoF by approximately 20%. Generally, lower friction was observed when using a ceramic joint head. Surprisingly, even more interesting results were obtained in the lubrication analysis, where the use of metal heads led to a reduction in the thickness of the lubricating layer. Ceramic pairs exhibited very stable behavior. In addition to friction and lubrication, the topography of the implants was further evaluated, and their wettability was analysed. Although the polymer coating was expected to be highly hydrophilic, the surface properties were only slightly influenced, which partly explains why there was no significant improvement in the tribological behavior of the replacement. As the coating applied is already patented and its effectiveness in reducing wear has been clearly demonstrated, it is appropriate to investigate this issue further, with more attention being paid to long-term experiments. Based on the obtained data, it appears that the short-term benefits of the coating are practically negligible. However, it is important to highlight that, except for minor exceptions, the application of the coating did not lead to a deterioration of properties, which is a significant outcome of this work.

KEYWORDS

coating, joint replacement, hip joint, lubrication, friction, synovial fluid

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

BALCÁREK, Ondřej. *Studium tření a mazání kyčelní kloubní náhrady s povlakem*. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/149562>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce David Nečas.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu diplomové práce panu doc. Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D. za jeho čas, ochotu, cenné rady a odborné vedení při vypracovávání této práce.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením doc. Ing. Davida Nečase, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora

OBSAH

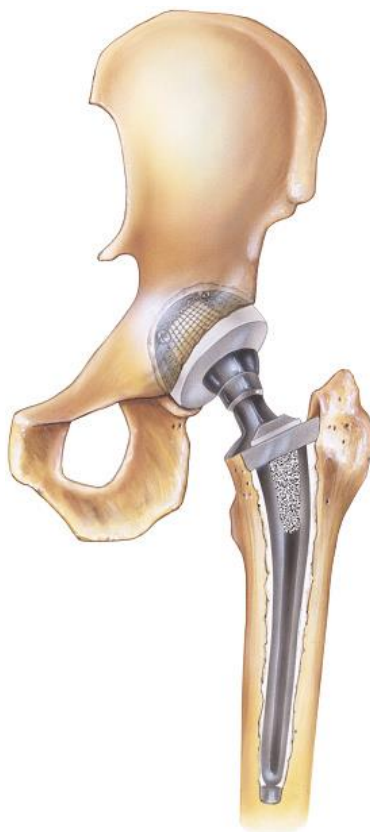
1	ÚVOD	15
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	17
2.1	Rešeršní metody	17
2.2	Kritická rešerše	18
2.2.1	Materiály endoprotéz	18
2.2.2	Modifikace třecích povrchů náhrad	20
2.2.3	Studium tření TEP kyčelního kloubu	21
2.2.4	Mazání	28
2.2.5	Studium mazání TEP kyčelního kloubu	29
2.3	Shrnutí hlavních zjištění	35
2.3.1	Studium tření	35
2.3.2	Studium mazání	36
2.4	Mezera v poznání	38
3	CÍLE PRÁCE	39
3.1	Výzkumné otázky	39
3.2	Cíle výzkumu	39
3.3	Hypotézy	39
4	MATERIÁL A METODY	41
4.1	Metodika	41
4.2	Experimentální zařízení a přístrojové vybavení	42
4.2.1	Aparatura pro stanovení smáčivosti	42
4.2.2	Optický profilometr	42
4.2.3	Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu	43
4.3	Materiál a testovací podmínky	44
4.3.1	Vzorky	44
4.3.2	Povlak	45
4.3.3	Mazivo	45
4.3.4	Podmínky experimentů	46
4.4	Metody	48
4.5	Testované predikce	51
5	VÝSLEDKY	53

5.1	Smáčivost	53
5.2	Drsnost	54
5.3	Studium tření	55
5.3.1	CoCr–PMMA (MoP)	56
5.3.2	Al ₂ O ₃ –PMMA (CoP)	58
5.3.3	CoCr–UHMWPE (MoP)	60
5.3.4	Al ₂ O ₃ –UHMWPE (CoP)	61
5.3.5	CoCr–sklo (MoG)	63
5.3.6	Al ₂ O ₃ –sklo (CoG)	64
5.3.7	Souhrn výsledku tření	66
5.4	Studium mazání	67
6	DISKUZE	71
6.1	Interpretace výsledků	71
6.1.1	Tření	71
6.1.2	Mazání	74
6.2	Limitace	76
6.3	Verifikace hypotéz	77
7	ZÁVĚR	78
8	VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV	80
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	81
10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	86
10.1	Seznam použitý zkratek	86
10.2	Seznam použitých symbolů	87
11	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	88
12	SEZNAM TABULEK	91

1 ÚVOD

Chronickým onemocněním kloubů trpí v posledních letech stále větší množství populace. Nejběžněji se jedná o artrózu. Tu můžeme v podstatě zařadit do civilizačních chorob. Mezi hlavní příčiny jejího vzniku patří nezdravý životní styl, konkrétně pak nezdravá strava a nedostatek pohybu. Avšak i nadměrné přetěžování kloubů u profesionálních sportovců, či těžce pracujících lidí může vést k jejímu vzniku. Artróza ale také může být dědičným onemocněním, či vzniknout při kloubních úrazech, dokonce i těch drobnějších. Nejohroženější věkovou skupinou jsou lidé starší padesáti let [1, 2].

Artrózu, jiné nemoci a poranění kloubů je možné řešit pomocí totální či částečné endoprotézy. Z dat ve zprávě Health at a Glance 2022 lze vyčíst, že v roce 2019 v České republice došlo k operativnímu zákroku náhrady kyčelního kloubu u přibližně 22 000 pacientů a k náhradě kolenního kloubu pak u 15 900 osob. Například v Německu jsou v přepočtu na 100 000 osob tato čísla ještě o přibližně 50 % vyšší [3].



Obr. 1–1 Schéma TEP kyčle [44]

Při užití totální endoprotézy (TEP) se jedná o umělou náhradu hlavice stehenní kosti usazenou na dřívku vsazeném do stehenní kosti a jamky uložené do kosti pánevní, zobrazenou na Obr. 1–1. U těchto endoprotéz hraje klíčovou roli odolnost povrchů proti opotřebení a korozi, jež jsou následkem tření a mazání v kontaktu femorální hlavice a acetabulární jamky. Vzniklé částičky opotřebení se z kontaktu uvolňují do těla, kde způsobují zánětlivé reakce okolních tkání. Díky tomu dochází ke vzniku kostního onemocnění zvaného osteolýza. To následně vede až k aseptickému uvolnění kloubní náhrady a potřebě revizní operace. Kvůli tomu je kladen důraz na zvyšování životnosti a kvality těchto náhrad. Nyní je jejich životnost v průměru pouze 15-20 let. U pacientů mladších 60 let může být tato krátká životnost náhrad zásadně omezující [4].

V lidském těle slouží k mazání kloubů synoviální kapalina (SK). Ta má za úkol oddělit artikulující povrchy od sebe. Mazáním se tedy rozumí tribologické procesy snižování tření a opotřebení při kontaktu povrchů v relativním pohybu. Mazání rozdělujeme do více skupin podle míry vzájemné interakce obou povrchů na mezní, smíšené a hydrodynamické [5].

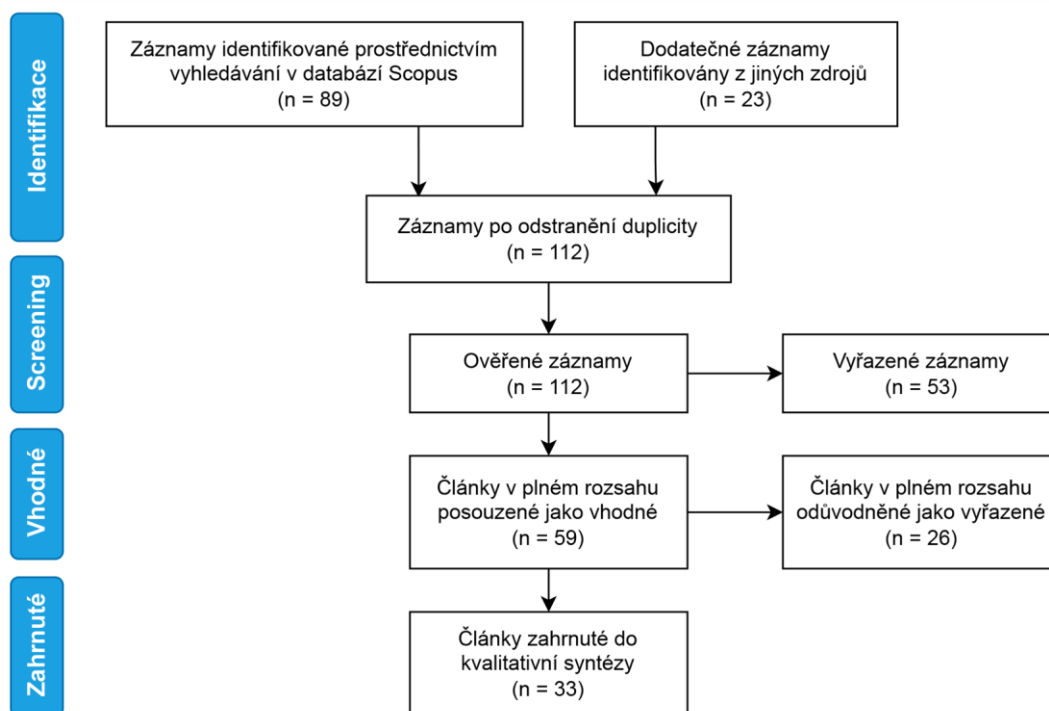
Jedním z možných způsobů zlepšení mechanických vlastností a prodloužení životnosti kloubních náhrad jsou povrchové úpravy. Konkrétně tato diplomová práce se zabývá vlivy materiálových kombinací a hydrogelového povlaku na velikost součinitele tření spolu s mechanismy tvorby mazacího filmu. Užitý povlak vyvinula společnost CIDETEC sídlící ve Španělsku.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Rešeršní metody

Pro vyhledávání byla vytvořena klíčová slova a k nim přiřazeny synonyma. Nejprve došlo k užití všech vybraných slov v rešeršních požadavcích. Následně docházelo k zúžení výsledků pomocí strategie osekávání. Zdrojem studií byla databáze Scopus. Databáze Web of science (WOS) byla vyřazena z důvodu vysoké duplicity nalezených článků s databází Scopus. Informační zdroje byly nakonec vyhledávány pomocí třech finálních rešeršních požadavků.

První rešeršní dotaz byl zaměřen na studie zabývající se užívanými materiály a povrchovými úpravami v případě kloubních náhrad. Finální dotaz byl následující: hip AND implant* OR artificial AND surface AND modifi* AND NOT arthroplasty OR arthroscopy OR osseointegration OR bone. Druhou skupinou byly studie zaměřené na stanovení součinitele tření pro různé materiálové kombinace, nejlépe s užitím povlakovaných komponent. V tomto případě byl využit následující rešeršní dotaz: friction AND coating* AND hip AND joint AND replacement OR artificial AND NOT stem OR numerical. Třetí skupinou již byly práce z oblasti studia formování mazacího filmu. Bohužel v tomto případě nebyly nalezeny vhodné práce s využitím povlakovaných komponent, a tak bylo od tohoto požadavku upuštěno. Rešeršní dotaz byl následující: hip AND artificial* OR replacement AND lubrication AND formation AND synovia* OR bovine.



Obr. 2–1 PRISMA diagram

První filtrování článků probíhalo na základě názvu a abstraktu jednotlivých prací. Tímto se vyselektovaly práce, které řešily požadované téma pouze okrajově. Při procházení se také přihlíželo na scientometrické údaje u jednotlivých článků, konkrétně na h-index hlavního autora, případně ostatních spoluautorů, pokud měl hlavní autor nízký h-index, IF časopisu, počet citací článků nebo rok publikace práce. Proces výběru a filtrace zdrojů je zobrazen v PRISMA diagramu na Obr. 2–1.

2.2 Kritická rešerše

2.2.1 Materiály endoprotéz

Životnost kloubních náhrad je dána kvalitou užitých materiálů a jejich odolností vůči otěru. Nejběžněji využívanou materiálovou kombinací pro kyčelní kloubní náhrady v oblasti hlavice a jamky je dnes pár MoP (metal on polymer). Jedná se o kombinaci kovové femorální hlavice a polymerní acetabulární jamky. Z kovových materiálů se nejčastěji jedná o různé korozivzdorné oceli a slitiny na bázi kobaltu a chromu [6, 7]. Další hojně užívanou kombinací je CoP (ceramic on polymer) neboli keramika na polymer. Výhodou CoP oproti MoP je vyšší smáčivost povrchů, čímž je dosahováno nižšího součinitele tření. Keramika navíc vykazuje výbornou odolnost proti opotřebením. Hlavním problémem obou těchto variant je pak poměrně velké množství vznikajících částic opotřebením, převážně pak z polymerní jamky, která je nejčastěji vyrobena z polyethylenu s mimořádně vysokou molekulovou hmotností (UHMWPE). Jinými možnými kombinacemi, avšak již o poznání méně využívanými, jsou CoC (ceramic on ceramic) – keramika na keramiku, CoM (ceramic on metal) a MoC (metal on ceramic) – keramika na kov a kov na keramiku a nakonec MoM (metal on metal) – kov na kov. Pro výrobu femorálního dřívku, jež je usazen do femuru, se nejčastěji využívá titanových slitin [8]. Základní vlastnosti jednotlivých materiálů jsou sepsány níže.

Korozivzdorné oceli

K ortopedickému využití se korozivzdorná ocel začala používat na počátku dvacátého století. Běžným typem využívaným pro kloubní náhrady je korozivzdorná ocel s označením 316L, dále pak 316LVM, ASTM F-55 atd. Výhodou ocele 316L je její nízká cena a vysoká pevnost. Korozivzdorné oceli jsou odolné vůči korozi, jelikož obsahují i více než 12 hmotnostních % Cr, jež poté vytváří v reakci s kyslíkem povlak Cr_2O_3 na povrchu [6, 9].

Kobaltové slitiny

Slitiny na bázi kobaltu jsou význačné poměrně nízkou cenou, dobrou biokompatibilitou, vysokou odolností vůči korozi a únavové pevnosti. V lidském těle jsou méně náchylné na vznik koroze než korozivzdorné ocele. Oproti ostatním materiálům však vykazují nižší otěruvzdornost. Otěrové částice mají následně negativní vliv na některé lidské orgány. U slitin je zapotřebí také brát v potaz nebezpečí vzniku únavového lomu. K výrobě endoprotéz se nejčastěji využívají slitiny kobaltu a chromu, konkrétně pak CoCrMo a CoNiCrMo [10, 11].

Titanové slitiny

Titanové slitiny jsou brány jako jedny z nejdůležitějších materiálů k výrobě kloubních náhrad, konkrétně pak k části nazývané femorální dřík. Titan a jeho slitiny jsou velice často využívány v oblasti ortopedických implantátů v biomedicíně. Mezi nejpevnější a nejodolnější proti korozi je řazena slitina Ti-6Al-4V. Korozivzdornost této slitiny je dosažena vznikem oxidační vrstvy na jejím povrchu. Tato TiO_2 vrstva je v rozmezí 2 až 12 pH termodynamicky stabilní a předurčila tento materiál k významné roli v oblasti biomedicíny. Nevýhodou titanových materiálů jsou hlavně jejich vysoké výrobní náklady [6].

Keramika

Keramika se k výrobě endoprotéz využívá již řadu let a lze ji považovat za více než vhodný materiál k tomuto využití. Je to dáno především díky její skvělé biokompatibilitě, chemické stálosti a vysoké odolnosti proti opotřebení. Nejznámějšími a nejužívanějšími keramickými materiály jsou BIOLOX®forte a BIOLOX®delta. Avšak i keramika má své nevýhody. Jedná se o křehkost a vrzání náhrad (squeaking). Vlivem vysoké křehkosti následně může docházet ke vzniku křehkých lomů [12].



Obr. 2–2 Komponenty z keramiky BIOLOX® [12]

V případě materiálu BIOLOX®forte se jedná o čistý oxid hlinitý (Al_2O_3) s malým podílem oxidu hořečnatého (MgO) k dosažení maximální hustoty. Díky vlastnostem oxidu hlinitého je dosaženo vynikající kompatibility s živými tkáněmi. Kyčelní implantáty z BIOLOX®forte se vyrábějí již od roku 1994 a stále se využívají [12, 13].

BIOLOX®delta (ZTA) je kompozitní keramika s matricí oxidu hlinitého zpevněná oxidem zirkoničitým (ZrO_2). Vyznačuje se vysokou lomovou pevností spolu s vynikající odolností proti opotřebení a biokompatibilitou. Případně vzniklé otěrové částice tohoto materiálu jsou v lidském těle téměř nezávadné. Materiál byl představen jako nástupce materiálu BIOLOX®forte v roce 2003. BIOLOX®delta lze využít také k tvorbě komplexních geometrií, jako jsou třeba kolenní implantáty atd. [12, 14].

Polymery

V kyčelních kloubních náhradách je využíváno polymerů k výrobě acetabulárních vložek. Nejdůležitějším a nejpoužívanějším polymerem využívaným v náhradách, jak již bylo zmíněno, je UHMWPE. Při opotřebení povrchů vznikají v místě kontaktu mikročástice. Ty mohou poté způsobit navýšení součinitele tření a zároveň iniciovat další opotřebení stykových ploch [6]. Po určitém čase se mohou částice vyplavovat do okolí kloubní náhrady a způsobovat osteolýzu s následným aseptickým uvolněním kloubní náhrady [15]. K dosažení vyšších životností náhrad je tak tedy nutné zajistit co nejvyšší odolnost povrchů proti opotřebení, nízký součinitel tření a ideálně také dostatečně tlustou vrstvu mazacího filmu k oddělení nerovností kontaktních ploch.

2.2.2 Modifikace třecích povrchů náhrad

Jednou z možností dosažení lepších vlastností kontaktních povrchů, konkrétně pak zvýšení odolnosti proti opotřebení, snížení tření v kontaktu nebo zlepšení mazacích podmínek, je užití řady povrchových úprav. Těmi nejčastěji využívanými jsou textury, povlaky a v případě polymerů pak také například grafting (roubování) a síťování. Z důvodu zaměření této práce na experimentální výzkum komponent s povlakem, je tento typ povrchové úpravy upřednostněn před ostatními uvedenými modifikacemi. V dnešní době je využívána celá řada různých typů povlaků v oblasti umělých náhrad. Jedná se například o povlaky keramické (karbidy, nitridy, různé karbonitridy, hydroxiapatit) či diamond-like carbon (DLC). Jedním ze zásadních problémů povlaků může být nedostatečná kvalita povrchu společně s nedostatečnou schopností adheze povlakované vrstvy k základnímu materiálu (substrátu), čímž může následně docházet k delaminaci [8, 16]. Celková kvalita výsledného povlaku je značně ovlivněna metodou, jakou se na substrát nanáší. Nejznámějšími metodami jsou pak CVD (Chemical vapor deposition) a PVD (Physical vapor deposition). U CVD se jedná o chemickou depozici z plynné fáze vlivem chemických reakcí. PVD je oproti tomu založeno na fyzikálních principech, kdy dojde k vypaření pevného materiálu za vysokých teplot a následné kondenzaci na substrát [17].

Jedním z využívaných povlaků je například TiN. Jedná se o zlatavý nitridový povlak, jež je význačný vysokou tvrdostí a dobrou odolností proti opotřebení [17]. Povlak je však značně náchylný na poškození vlivem tvrdých částic opotřebení, což může vést až k jeho delaminaci. Povlak dále trpí běžnými vadami spojenými s využívanou metodou nanášení, kterou je PVD, jako jsou malé dírky, kapičky titanu a puchýře s delaminovaným povlakem. Pro jeho bezpečné užití by bylo zapotřebí zdokonalit nanášecí proces a zajistit následnou kontrolu kvality povlaku [18].

Dalším typem povlaku je DLC. Název je odvozen od jeho vlastností značně se přibližujících právě k diamantu. Jedná se o povlak na bázi uhlíku [17]. Existují různé typy tohoto povlaku. Jedná se například o hydrogenovaný amorfni uhlík (a-C:H) a tetraedrický amorfni uhlík (Ta-C) [19]. V práci [20] bylo zjištěno, že po 8,5 letech užívání náhrady s DLC povlakem, došlo až v 50 % případů k problémům vlivem nedostatečné přilnavosti povlaku k substrátu a jeho následné delaminaci. Od té doby byla provedena řada studií zaměřená právě na zlepšení adheze s cílem předejít těmto problémům [17].

2.2.3 Studium tření TEP kyčelního kloubu

Tato kapitola je zaměřená na práce, jež se zabývají studiem tření kyčelních kloubních náhrad. S vyšším třením často dochází ke zvýšení míry opotřebení stykových ploch, což má za následek zkrácení životnosti implantátů. Velikost součinitele tření lze jen stěží zkoumat přímo v těle pacienta s náhradou (*in vivo*). Jsou zde dílčí pokusy, ale jedná se o výjimky, které mají řadu omezení. Studium je tak potřeba provádět v laboratořích za pomoci experimentálních měření, což je vlastně standardní procedura. V případě kyčelní náhrady je kontaktním párem femorální hlavička a acetabulární jamka. Při dodržení skutečných geometrií a rozměrů se jedná o konformní kontakt v konfiguraci ball-on-cup (kulička v jamce). Řada prací však uvažuje i značně zjednodušené kontaktní dvojice, kdy experimenty probíhají například v konfiguraci ball-on-disc. V lidských kloubech se vyskytuje synoviální kapalina (SK), která působí jako přirozené mazivo. SK se však svým složením liší pacient od pacienta. Dodržení naprosto identických podmínek v oblasti složení maziva je tedy v laboratoři téměř nemožné.

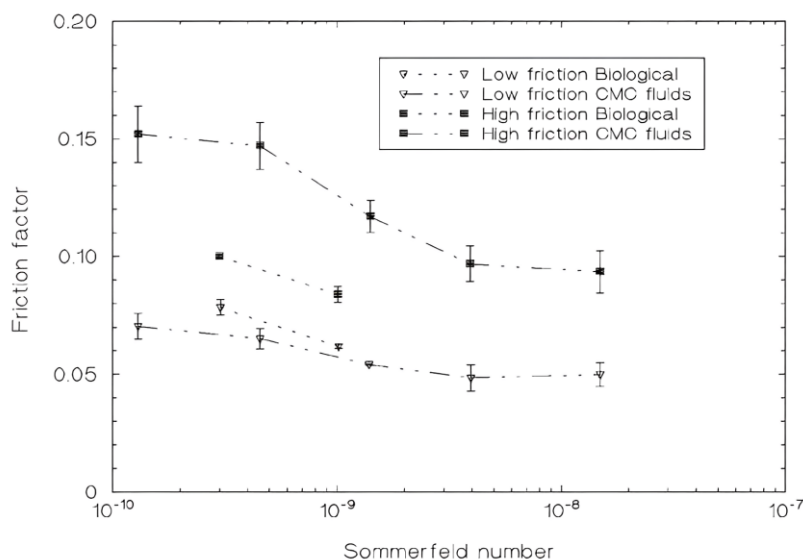
Studie zaměřená na zjištění režimu mazání a velikost součinitele tření při užití pětice materiálových kombinací spolu se syntetickým a biologickým mazivem byla provedena autory **Scholes et al.** [21] v roce 2000. Experimenty zkoumající tření probíhaly na Durhamově kyčelním simulátoru v konformní konfiguraci ball-on-cup. Užitými materiálovými kombinacemi byly:

- Korozivzdorná ocel/UHMWPE
- Zirkonia/UHMWPE
- DLC (na korozivzdorné oceli)/UHMWPE
- Alumina/Alumina

- CoCrMo/CoCrMo.

Jak lze vidět z materiálových kombinací výše, bylo užito také povlakovaných hlavic, a to konkrétně DLC povlakem. Jednotlivé hlavice měly také různé průměry, čímž mohl být posouzen případný vliv průměrové vůle. Konkrétně 22 mm pro kombinace s UHMWPE jamkou, 28 mm pro alumina/alumina a 36 mm pro všechny kovové páry. Během experimentů docházelo k dynamickému zatěžování cyklem s maximálním působením síly 2000 N a minimálním 100 N. Hlavice vykonávala jednoduchý oscilační pohyb flexe/extenze s amplitudou 24° a periodou 1,2 sekundy. Užitými syntetickými mazivy byly čtyři karboxymethylcelulózy (CMC) s různými viskozitami a z biologických maziv poté 100% hovězí sérum a revmatoidní synoviální kapalina s rozdílnými viskozitami. CMC bylo užito z důvodu podobnosti reologických vlastností se synoviální kapalinou. Rovněž byla využita destilovaná voda pro substituci maziva o viskozitě 0,001 Pa·s. Veškeré testy byly 3krát zopakovány.

V případě kombinace DLC/UHMWPE nebyly získané výsledky konzistentní. S CMC mazivem byly u třech z pěti párů naměřeny podobné součinitele tření jako pro páry korozivzdorná ocel/UHMWPE a zirkonia/UHMWPE. Tyto páry byly v práci nazývány jako Low friction neboli nízko-třecí. Zatímco pro zbývající dva páry kombinace DLC/UHMWPE byly zjištěny značně vyšší součinitele tření, viz. Obr. 2–3. Ty byly naproti tomu nazývány jako High friction neboli vysoko-třecí. Při užití biologických maziv však bylo pro všech pět párů naměřeno obdobných hodnot součinitelů tření. Při porovnání radiálních vůlí a součinitelů tření nebyly zjištěny žádné závislosti pro vysoko-třecí DLC páry. Značný rozdíl ve velikosti tření byl tedy přisouzen pouze kvalitě povlaků.



Obr. 2–3 Stribeckova křivka pro nízko-třecí a vysoko-třecí DLC/UHMWPE pár

DLC hlavice byly dále analyzovány a bylo zjištěno, že se značně lišila jejich drsnost povrchů. Proto byly zkoumány pomocí mikroskopu, kde byly zjištěny značné rozdíly mezi jednotlivými povrchy povlaků. Hlavice, jež dosahovaly vyšších hodnot tření (vysoko-třecí), měly v povlaku trhliny a byl odhalen základní materiál. Na těchto povlácích byla také pozorována malá prohloubení, která nebyla u nízko-třecích povlaků tolik rozšířená. Obecně byl povrch nízko-třecích hlavic více jednotný.

Výsledky součinitelů tření jsou uvedeny v Tab. 1. Nejnižší součinitel tření byl naměřen v kombinaci alumina/alumina s mazivem CMC. S biologickými mazivy se hodnoty pro všechny keramiky zvýšily na hodnoty podobné párům s UHMWPE jamkou. Nejvyšší hodnoty vykazoval pár kov/kov.

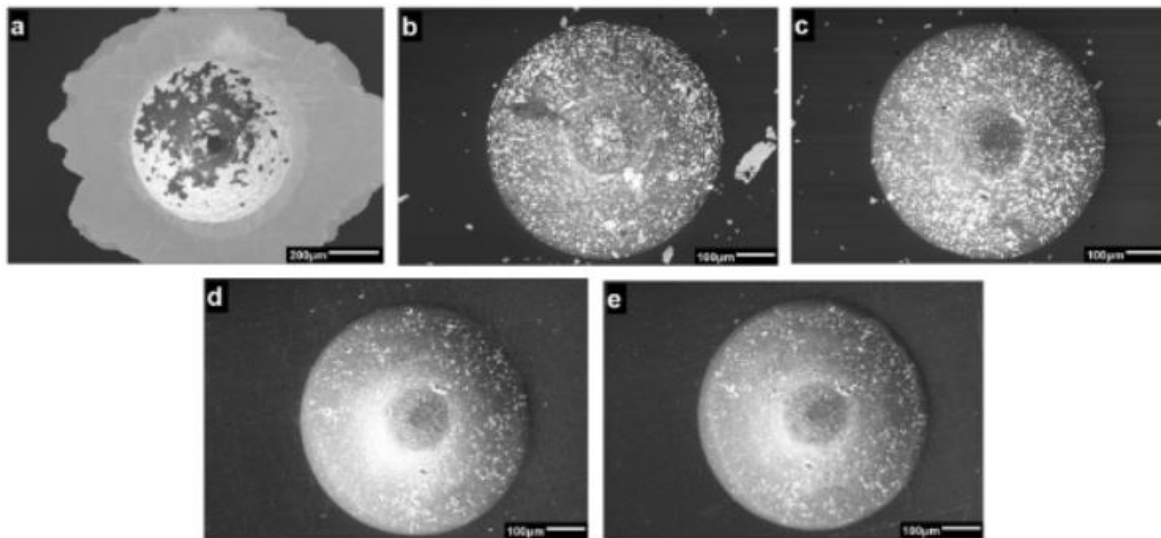
Tab. 1 Součinitel tření pro všechny materiálové kombinace se všemi mazivy

Materiálové kombinace	Součinitel tření (CoF)		
	CMC	Hovězí sérum	Synoviální kapalina
Korozivzdorná ocel/UHMWPE	0,035	0,055	0,045
Zirkonia/UHMWPE	0,04	0,07	0,055
DLC/UHMWPE	0,15/0,055 ^f	0,085	0,07
Alumina/alumina	0,002	0,065	0,065
CoCrMo/CoCrMo	0,21	0,16	0,16

^f Dvě hodnoty reprezentují součinitele tření pro vysoko-třecí DLC hlavice a nízko-třecí DLC hlavice.

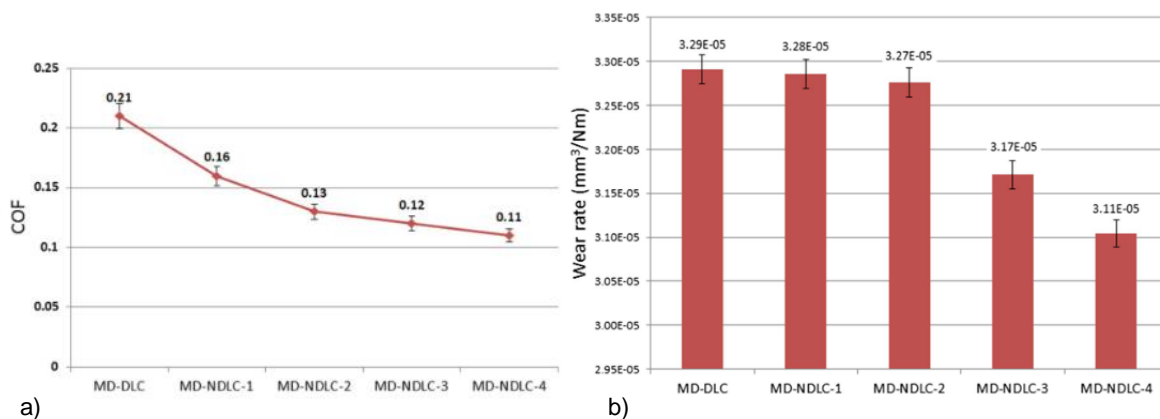
Na vylepšení adheze DLC povlaku, která se projevila jako jedna z hlavních příčin problémů zmíněná také ve studii [20], se ve své práci zaměřili autoři **Corona-Gomez et al.** [22]. Adhezi DLC na slitině CoCrMo se rozhodli vylepšit pomocí dopování dusíkem a inkorporací diamantu. Na povrch plátů CoCrMo byly pomocí mikrovlnného plazmového chemického napařování (MPCVD) syntetizovány mikrokryalické diamantové částice. Na ně byl následně aplikován dusíkem dopovaný DLC povlak metodou indukčně vázaného plazmového chemického napařování (ICPCVD). Tímto způsobem nanosený DLC povlak je v práci dále označován jako MD-NDLC. MD-NDLC byly dopovány proudem o různém množství N₂, čímž vznikly čtyři typy povlaků MD-NDLC-1, MD-NDLC-2, MD-NDLC-3 a MD-NDLC-4.

Testy tření a opotřebení byly realizovány na univerzálním tribometru v konfiguraci ball-on-plate. Kulička z materiálu UHMWPE byla ponořena v destilované vodě a silou 10 N byla přitlačována na povlakovaný CoCr plát. Experimenty byly provedeny při recipročním pohybu s amplitudou 2,5 mm po dobu 10 000 cyklů. Adheze vrstvy povlaku byla hodnocena za pomoci zkoušky tvrdosti dle Rockwella typu C. V oblasti vtisku byly sledovány praskliny a delaminace pro různé typy povlaků.



Obr. 2–4 SEM obrázky po HRC testu a) DLC, b) MD-DLC-1, c) MD-DLC-2, d) MD-DLC-3, e) MD-DLC-4

Vyšší dusíkové dopování mělo za následek snížení výsledné drsnosti povrchů a také snížení tvrdosti povlaků, čímž došlo k přiblížení se vlastností povlaku a substrátu. Vyšší obsah N₂ při dopování měl také za následek zlepšení adheze povlaku. Praskliny a delaminace pro jednotlivé povlaky jsou zobrazeny v Obr. 2–4. Více dopované povlaky také vykazovaly nižší součinitel tření a nižší opotřebení viz Obr. 2–5.

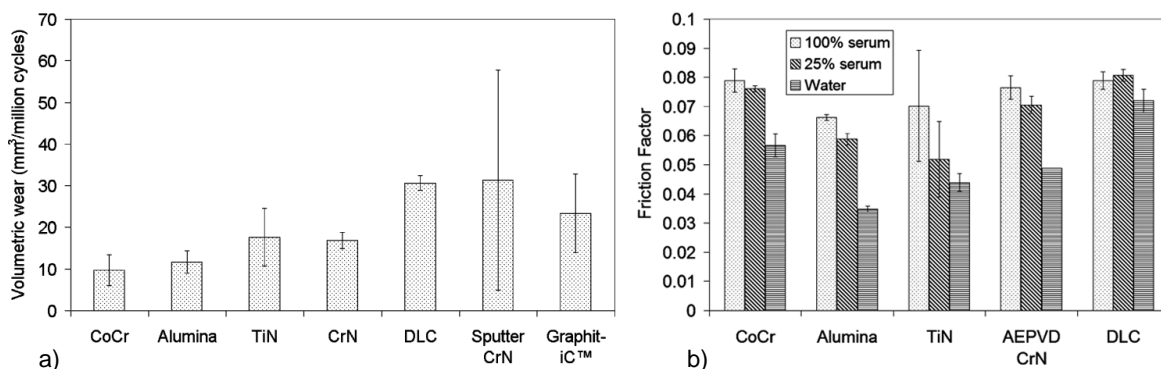


Obr. 2–5 a) Součinitel tření pro DLC a MD-NDLC povlaky s UHMPE kuličkou, b) míra opotřebení UHMWPE kuličky proti DLC a MD-DLC povlakům

Galvin et al. [23] zaměřili svou práci na výzkum tření a také opotřebení měkkých párů v kombinaci UHMWPE jamky s řadou femorálních hlavic. Jednalo se o povlakované a nepovlakované CoCr a keramické Biolox™ Forte (alumina) hlavice. Z povlaků se jednalo o chrom-nitrid (CrN) nanášený obloukovou fyzikální depozicí (AEPVD), plazmově nanášený z plynné fáze (PACVD) amorfni diamond-like-carbon (aDLC), naprašovaný (sputter) CrN, obloukově řízenou reaktivním plynem (RGCA) fyzikální depozicí TiN a Graphit-iC™ (povlak na bázi uhlíku s grafitovou mikrokrystalickou strukturou) na CoCr hlavicích. Všechny hlavice byly po povlakování vyleštěny, aby bylo dosaženo co nejhladšího povrchu. Opět šlo o konformní kontakt ball-on-cup.

Během experimentů byly využity roztoky 100% a 25% hovězího séra. Experimenty probíhaly na simulátoru SimSol. Pohyb hlavic byl flexe/extenze v rozsahu $\pm 25^\circ$ s proměnlivým zatížením v rozmezí 100-2000 N. Experimenty studující opotřebení byly realizovány na kyčelním kloubním simulátoru Leed II. Zde docházelo k pohybům hlavic flexe/extenze s amplitudami $+30^\circ/-15^\circ$ a vnitřní/vnější rotaci $\pm 10^\circ$ v případě acetabulární jamky. Testy opotřebení probíhaly s 25% hovězím sérem. Během testů bylo vždy provedeno 5 milionů cyklů.

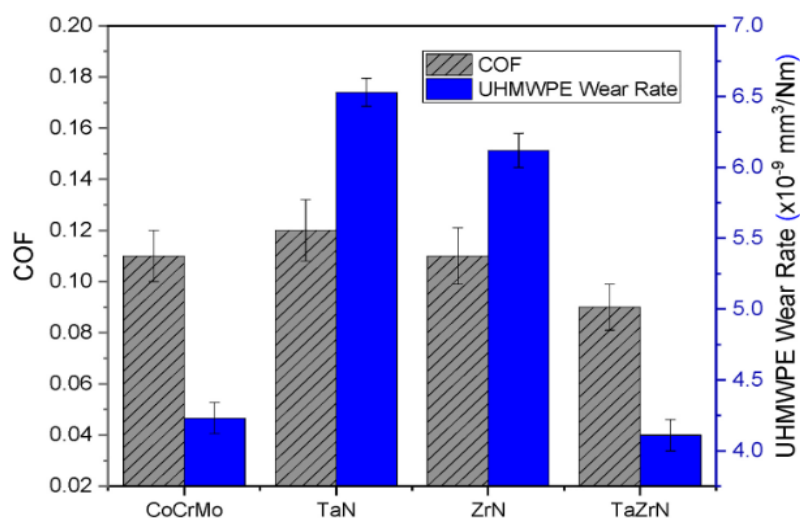
Během testů nedošlo ke značným změnám u povrchových parametrů. Míra opotřebení UHMWPE (Obr. 2–6a) byla pro povlakované hlavice výrazně vyšší než v případě čisté CoCr a alumina hlavice. V případě naprašovaného (sputter) CrN je značná směrodatná odchylka z důvodu výskytu velkého opotřebení u jedné z hlavic. V případě součinitele tření jsou některé výsledky zobrazeny v grafu na Obr. 2–6b. Nejnižší tření vykazoval povlak TiN a keramika alumina. Pro DLC byly hodnoty podobné jako pro CoCr. Ve většině případů docházelo k nárůstu součinitele tření se zvyšující se koncentrací proteinů v mazivu.



Obr. 2–6 a) Průměrné objemové opotřebení na milion cyklů, b) Součinitel tření pro různé femorální hlavice

Corona-Gomez et al. [24] se zaměřili na nanokrystalické TaN, ZrN a TaZrN povlaky aplikované na CoCrMo discích. Povlaky byly aplikovány pomocí metody magnetronového naprašování. Experimenty probíhaly v konfiguraci ball-on-disk na univerzálním tribometru od společnosti CETR Inc. UHMWPE hlavice o průměru 4 mm recipročně klouzaly po povlakovaných discích v 0,9% roztoku chloridu sodného (fyziologický roztok). Adheze povlaků byla opět zkoumána pomocí testu tvrdosti podle Rockwella-C, kdy u žádného z povlaků nedošlo k delaminaci ani k prasklinám.

Užitím povlaků došlo ke zvýšení drsnosti povrchů oproti základnímu CoCrMo materiálu. U TaN a ZrN došlo také k lehkému navýšení součinitele tření a několikanásobně vyššímu opotřebení (Obr. 2–7) UHMWPE komponenty. V případě TaZrN došlo k lehkému snížení tření a také ke snížení opotřebení. Hlavním zjištěním bylo, že povlak TaZrN vykazoval mnohonásobně vyšší korozivzdornost.

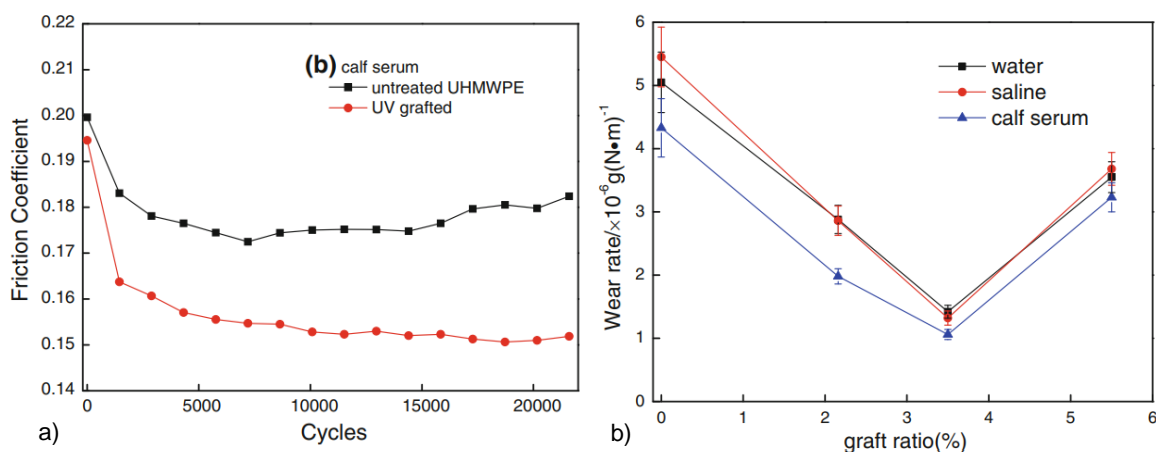


Obr. 2–7 Součinitel tření a opotřebení pro UHMWPE klouzající po CoCrMo a povlácích

Na výzkum vlastností UHMWPE acetabulární komponenty opatřené povrchovou úpravou se zaměřili **Deng et al.** [25]. K modifikaci využili hydrofilní kyseliny akrylové (AA), kterou naroubovali na práškový UHMWPE pomocí foto indukční radikálové polymerace. Následně došlo k teplotně-tlakovému vylisování prášku. Byly získány tři typy roubovaného UHMWPE-g-PAA v závislosti na velikosti poměru připojených řetězců (graft ratio). Tento poměr dosahoval hodnot 2,16 %, 3,5 % a 5,5 %.

Experimenty zaměřené na tření a opotřebení byly prováděny na recipročním tribometru (pin-on-plate). Vzorky UHMWPE ve tvaru pinů konaly pohyb oproti statické CoCrMo desce. Jako maziva byly užity destilovaná voda, fyziologický roztok (0,9% NaCl) a 25% hovězí sérum. Frekvence pohybu byla 1 Hz s relativní průměrnou rychlostí 50 mm/s a kontaktním tlakem 3,54 MPa. Pro každý vzorek bylo provedeno 22 000 cyklů.

Z hlediska smáčivosti povrchů byly pro roubované UHMWPE-g-PAA naměřeny značně nižší kontaktní úhly. Se zvyšujícím se poměrem připojených řetězců docházelo ke snižování kontaktního úhlu. Pro běžné UHMWPE byl tento úhel 83° a pro UHMWPE-g-PAA s poměrem 5,5 % pouze 35° . UHMWPE-g-PAA dosahoval nižších a stabilnějších hodnot součinitele tření při delších testech s hovězím sérem (Obr. 2–8a), fyziologickým roztokem i destilovanou vodou. Míra opotřebení pro upravený UHMWPE oproti klasickému se také značně snížila (Obr. 2–8b). Pro poměr připojených řetězců 3,5 % byla zjištěna nejnižší míra opotřebení ve všech typech maziv.



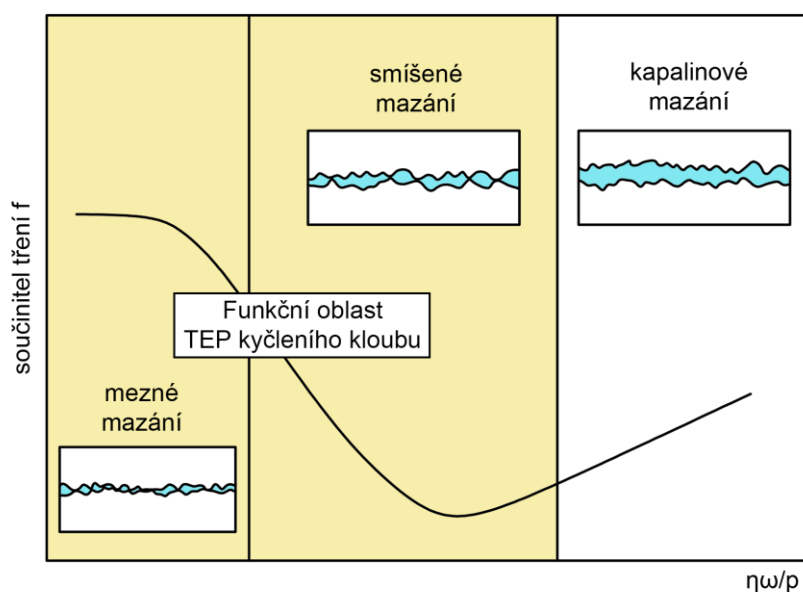
Obr. 2–8 a) Součinitel tření s 25% hovězím sérem, b) míra opotřebení pro nemodifikované a modifikované UHMWPE

Třením v totálních kyčelních náhradách, konkrétně vlivem zatížení a materiálové dvojice se zabývala studie od autorů **Brockett et al.** [26]. Kontaktním párem byla hlavice a jamka, tedy ball-on-cup konformní konfigurace. Konkrétně ji se jednalo o páry MoM, MoP, CoP, CoM a CoC. V případě kovu to byl CoCrMo, z polymerů UHMWPE a z keramik alumina (Al_2O_3) a zirkonia (ZrO_2). Experimenty probíhaly na kyvadlovém simulátoru při využití třech typů maziv. Šlo o 100% a 25% hovězí sérum a vodu. Zatížení během jednotlivých experimentů dosahovalo hodnot 25, 100 a 300 N.

Při zatížení 100 N bylo nejvyšší tření naměřeno u kombinace MoM, kdy nejnižší hodnoty okolo 0,095 byly dosaženy se 100% hovězím sérem. V případě této kombinace se se snižujícím obsahem proteinů v mazivu zvyšoval součinitele tření (CoF). Pro vodu byl naměřeny CoF 0,18. Ostatní kombinace vykazovaly hodnoty o poznání nižší, a to v rozmezí přibližně 0,02-0,06. Rovněž u nich docházelo k odlišnému trendu při porovnání mezi jednotlivými mazivy. V těchto případech docházelo k nárůstu součinitele tření se zvyšujícím se obsahem proteinů v mazivu. Experimenty zaměřené na vliv zatížení s 25% BS jako mazivem ukázaly jednoznačný trend zvyšujícího se součinitele tření s nárůstem zatížení.

2.2.4 Mazání

Mazání v kontaktu zásadně ovlivňuje opotřebení stykových ploch, s nímž je konkrétně v tomto případě spojena také životnost kloubních náhrad. Obecně dělíme režimy mazání na mezní, smíšené a kapalinové. V případě mezního a smíšeného mazání dochází k úplné nebo částečné přímé interakci nerovnosti obou stykových ploch, kdy mazivo není schopno vytvářet dostatečně tlustý mazací film, který by povrchy kompletně oddělil. Oproti tomu jsou v případě kapalinového mazání kontaktní povrchy úplně odděleny vrstvou maziva. U kyčelních endoprotéz se předpokládá, že v kontaktu nejčastěji dochází k meznímu a smíšenému mazání. Výjimečně pak ke kapalinovému. Režim mazání je však značně závislý na materiálové kombinaci stykových ploch. Pro kombinaci kov/keramika na polymer je dominantním režimem mezní mazání. Tato materiálová kombinace je dnes nejběžnější. V případě páru kov na kov uvažujeme převážně smíšený až kapalinový režim mazání [27, 28]. Nerovnosti stykových ploch bývají tedy často ve vzájemném kontaktu a je potřeba u nich dosahovat co nejnižších drsností společně s nejvyšší odolností proti opotřebení spojenému se vznikem otěrových částic. Jako mazivo kloubů v lidském těle slouží synoviální kapalina (SK), která se skládá z vody, kyseliny hyaluronové, prolactinu, glykoproteinu lubricin a proteinů γ -globulin a albumin [29].



Obr. 2–9 Stribeckova křivka – funkční oblast TEP kyčle

Galandáková et al. [30] se ve své práci zaměřili na rozbor složení synoviálních kapalin u čtyřech skupin pacientů. První skupinou byli pacienti s aseptickým uvolněním totální endoprotézy (TEP), druhou skupinu představovali pacienti s TEP ale bez známek aseptického uvolnění a periprotetické infekce, třetí skupinu pacienti s TEP a osteoartrózou v posledním stádiu a čtvrtou skupinu reprezentovali pacienti bez TEP, bez osteoartrózy a s nezápalovou synoviální kapalinou. Celkem byly odebrány vzorky od 152 pacientů. Medián koncentrace proteinů ze všech synoviálních kapalin byl 36,8 mg/mL. U pacientů s TEP byla zjištěna značně vyšší koncentrace γ – globulinu a současně významně nižší koncentrace fosfolipidů než u pacientů bez TEP. Výsledky složení jednotlivých synoviálních kapalin jsou zobrazeny v Tab.2.

Tab.2 Zjištěné parametry vzorků synoviálních kapalin pro různé skupiny [19]

	Group I	Group II	Group III	Group IV
Volume of SF (mL)	2.5 (2.0–3.8) ^a	2.8 (1.8–9.3) ^b	11.0 (7.3–15.0)	12.0 (8.6–13.0)
Total protein (mg/mL)	40.3 (33.1–44.0)	39.1 (33.3–42.5)	35.5 (29.9–41.8)	37.9 (31.0–50.1)
Albumin (mg/mL)	28.2 (21.2–31.6)	27.9 (22.7–32.3)	26.7 (22.6–33.6)	29.1 (19.1–37.2)
γ -globulin (mg/mL)	11.5 (9.1–13.3)	10.5 (8.7–12.5)	8.7 (6.8–11.1) ^c	10.2 (6.8–13.5)
HA (mg/mL)	1.4 (0.4–2.8)	0.8 (0.5–1.5)	1.9 (1.0–3.5)	2.0 (0.8–3.4)
PLs (mg/mL)	0.154 (0.038–0.306)	0.175 (0.073–0.256)	0.305 (0.171–0.552) ^d	0.312 (0.125–0.513)
Viscosity (mPa/s)	54.3 (1.5–169.0)	54.0 (7.2–267.5)	61.8 (8.0–171.0)	7.3 (3.6–60.7)

Během laboratorních experimentů bývá synoviální kapalina nahrazována různými modelovými kloubními kapalinami. Může se jednat například o hovězí sérum v různých koncentracích či o uměle namíchané proteinové směsi. Jednotlivá maziva se však mohou značně lišit ve složení případně v koncentraci jednotlivých složek. Vzhledem k významné roli mazání se na tuto problematiku zaměřila řada výzkumných prací, jež jsou zmíněny v následující kapitole.

2.2.5 Studium mazání TEP kyčelního kloubu

Průběh mazání lze studovat buď numerickým nebo experimentálním přístupem. Každý z přístupů má své výhody a nevýhody. Práce autorů **Scholes et al.** [31] z roku 2000 se zabývala vlivem materiálové kombinace a režimem mazání na velikost součinitele tření pomocí numerického a také experimentálního přístupu. Zkoumány byly tři materiálové kombinace v konformním kontaktu. Jednalo se o kov na kov (MoM), keramika na keramiku (CoC) a kov na polymer (MoP) společně se dvěma mazivy, karboxymethylcelulózou (CMC) a telecím sérem. Bylo zjištěno, že pro nebiologická maziva odpovídají teoretické předpoklady experimentálně naměřeným datům. Nicméně v případě biologických maziv, kdy dochází k určité adsorpci proteinu na jednotlivých površích, již běžně využívané rovnice pro nebiologická maziva nejsou dostačující, a nelze je tedy využívat k návrhu kontaktních párů.

Následně, o dvě dekády později, se **Lu et al.** [32] ve své práci zaměřili na porovnání numerického a experimentálního přístupu stanovení tloušťky mazacího filmu pro nízkou viskózní minerální olej a 25% hovězí sérum v konformním kontaktu CoCr hlavice a skleněné jamky. Pro minerální olej byly výsledky obou přístupů v podstatě totožné, avšak u hovězího séra byl numerický model značně nepřesný. Na základě tohoto zjištění byla sestavena nová viskozitní rovnice pro hovězí sérum. Numerický přístup je silnou a poměrně jednoduchou metodou získání představy o chování kontaktních párů. Je však vhodné tyto výsledky experimentálně validovat a následně dále zpřesňovat numerický model tak, aby bylo dosaženo co nejlepší shody s experimentálními daty.

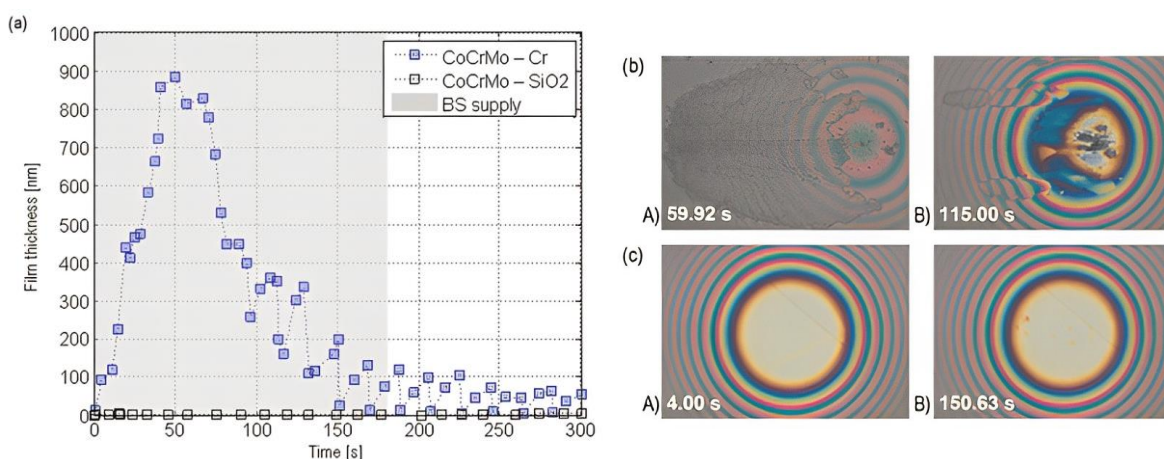
Experimentální přístup

Experimentálním přístupem lze studovat mazání například pomocí optických metod. U nich je zapotřebí, aby jedno z kontaktních těles bylo vyrobeno z průhledného materiálu jako je sklo nebo PMMA, jež se běžně v kloubních náhradách neuvžívají. I přes určité nedodržení reálných podmínek v oblasti užitých materiálů, však můžeme dosáhnout významně lepšího pochopení mechanismu mazání díky přímému vzhledu do kontaktu.

První práce využívající optické interferometrie jako pozorovací metody mazacího filmu u kyčelních kloubních náhrad byla od autorů **Mavraki a Cann** [33]. Cílem práce bylo pozorovat vlastnosti a formování mazacího filmu společně s rolí jednotlivých složek synoviální kapaliny. Měřen byl součinitel tření a tloušťka mazacího filmu v konfiguraci ball-on-disk, což odpovídá nekonformnímu kontaktu. Kulička byla z korozi-vzdorné ocele a disk ze skla. Jako maziv bylo použito hovězího séra a dvou koncentrací albuminu (A) a γ -globulinu (G) rozpuštěných v PBS (fosfátový) a Tris pufrch. V poměru 2:1 A/G v PBS byla simulována zdravá synoviální kapalina a patologická v poměru 2:1 A/G v Tris. Experimenty probíhaly za podmínek čistého valení i přesto, že kyčelní kloubní náhrady v tomto režimu nepracují. Tloušťka mazacího filmu byla vyhodnocována v závislosti na rychlosti a čase. Proteinové roztoky vykázaly poměrně stabilní chování, zatímco vliv užitého pufru byl značný. K formování mnohem tlustšího filmu došlo při užití PBS oproti Tris. Maximální hodnoty se pohybovaly okolo 90 nm. Pro hovězí sérum byla zjištěna tendence růstu tloušťky filmu při navyšující se a následně i snižující se rychlosti. I pro poměrně jednoduché proteinové roztoky došlo ke komplexním procesům tvorby mazacího filmu.

V návaznosti realizovali autoři studii [34] zaměřenou na vliv kinematických podmínek, kontaktního tlaku a teploty při formování mazacího filmu s užitím hovězího séra v různých koncentracích. Oproti předchozí práci byl u kinematických podmínek uvažován navíc také úplný prokluz, jež lépe odpovídá chování v kyčelní náhradě. U kontaktních tlaků se jednalo o 30 a 200 MPa. V případě teploty šlo o porovnání výsledků při 25 a 37 °C. Testy s vysokým kontaktním tlakem probíhaly v konfiguraci ball-on-disk za podmínek čistého valení a plného prokluzu. V případě nízkého tlaku se jednalo o konfiguraci lens-on-disk a plný prokluz. Materiálem byly ocelové kuličky a čočky spolu se skleněným diskem. Pro nižší kontaktní tlak a plný prokluz docházelo k tvorbě tlustšího mazacího filmu. V případě užití 100% hovězího séra byla tato tloušťka v rozmezí 60–80 nm pro vyšší rychlosti. Pro 50% roztok byly hodnoty o poznání nižší (25–35 nm). Pro různé teploty nebyl pozorován žádný rozdíl ve formování filmu. Bylo také zjištěno, že tvorba mazacího filmu s biologickými mazivými je komplexním procesem, který nelze jednoduše popsat jako elastohydrodynamické (EHD) nebo mezní mazání s běžnými Newtonskými kapalinami. Tato práce byla první, která poukázala na důležitost konformity při formování mazacího filmu.

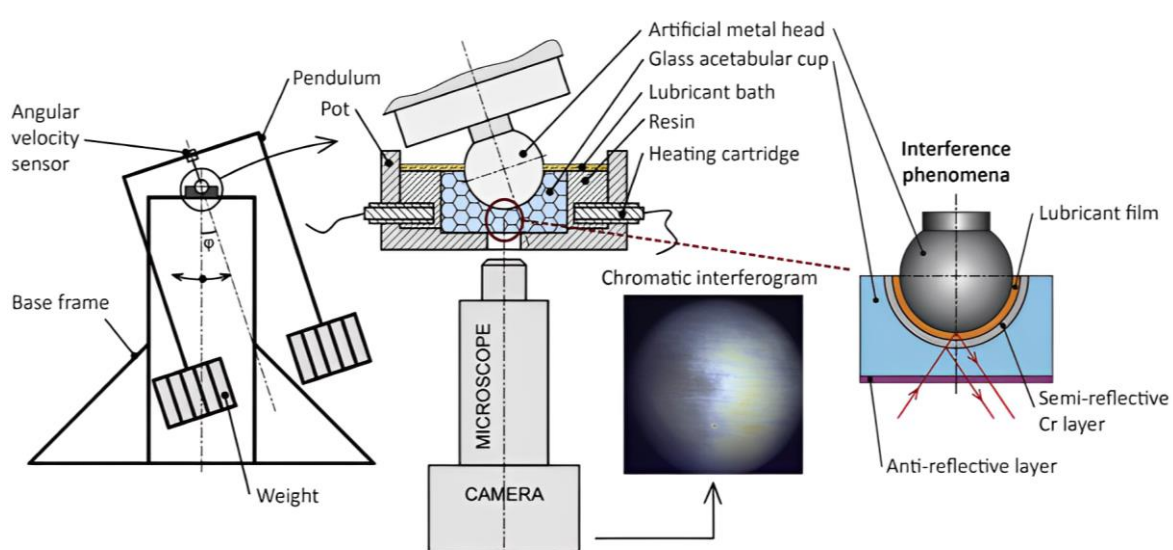
Práce autorů **Vrbka et al.** [35] se zaměřila na vliv smáčivosti a geometrie kontaktního páru. Experimenty probíhaly za konfigurace ball-on-disk a ball-on-lens. Kuličky byly z CoCrMo nebo Al_2O_3 a disk spolu s čočkou byl skleněný. Mazivem bylo 25% hovězí sérum. Tloušťka filmu byla měřena pomocí optické interferometrie. Kvůli zvýraznění kontrastu interferenčních snímků se na průhledné komponenty nanáší povlak Cr, který, jak bylo zjištěno, vykazuje hydrofobní chování. Z tohoto důvodu na něj byl nanesen navíc ještě povlak oxidu křemičitého (SiO_2) s hydrofilními vlastnostmi. Výsledky jednoho z experimentů jsou zobrazeny na Obr. 2–10. Pro Cr povlak (hydrofobní) mazací film dosahoval značně vyšších tlouštěk oproti filmu v případě povlaku SiO_2 (hydrofilní). Ukázalo se tedy, že hydrofobní povrchy podporují ulpívání proteinů, a tím dochází k tvorbě tlustších mazacích filmů.



Obr. 2–10 Tloušťka filmu v závislosti na čase pro dva povlakované disky a CoCrMo hlavici při čistém prokluzu

Při porovnání výsledné tloušťky filmu v závislosti na čase pro konfiguraci ball-on-disk (nekonformní) a ball-on-lens (částečně konformní) byl sledován značně rozdílný průběh formování filmu. V případě užití statické čočky a prokluzující kuličky (ball-on-lens) došlo již při započetí experimentu k měření docela tlustého filmu (100 nm). Ten následně poměrně rychle klesl na hodnotu okolo 40 nm a zůstal až do konce experimentu v podstatě neměnný. Zatímco pro ball-on-disk konfiguraci je jeden průběh tloušťky filmu zobrazen v grafu na Obr. 2–10 a v jiných případech bylo po započetí experimentu naměřeno tloušťky okolo 500 nm. V průběhu celého experimentu však tloušťka filmu lineárně klesala až k hodnotě 100 nm. Závěrem práce bylo konstatování, že k získání relevantních výsledků je zapotřebí co nejpřesněji simulovat konformitu, smáčivost povrchů a kinematické podmínky kyčelní kloubní náhrady.

S ohledem na výsledky předchozí práce, se studie autorů **Vrbka et al.** [36] vydaná v roce 2015 zaměřila na návrh nového experimentálního přístupu k *in-situ* pozorování formování mazacího filmu v kyčelní kloubní náhradě. Bylo vytvořeno experimentální kyvadlo jako simulátor kyčelního kloubu s uvažováním plně konformního kontaktu v konfiguraci ball-on-cup. Kontakt femorální hlavice a acetabulární jamky byl sledován pomocí kolorimetrické interferometrie. Schéma zařízení je zobrazeno na Obr. 2–11. Během experimentů bylo využito CoCrMo femorální hlavice a skleněné acetabulární jamky. Mazivem bylo 25% hovězí sérum. Kontakt byl zatížen silou o velikosti 532 N, což v dané konfiguraci odpovídalo kontaktnímu tlaku 28,7 MPa. Kyvný rám byl na začátku experimentů vychýlen o 16° v rovině flexe/extenze, následně byl uvolněn až do samovolného dokmitání do statické pozice. Tloušťka mazacího filmu ihned po začátku experimentu dosahovala maximální hodnoty 232 nm. Postupem času poměrně rychle poklesla na hodnoty pohybující se okolo 90 nm, ve kterých setrvala až do statické pozice (konec experimentu). Výsledkem této práce bylo vytvoření funkčního experimentálního zařízení a metodiky k *in-situ* výzkumu tvorby mazacího filmu v kyčelních kloubních náhradách.

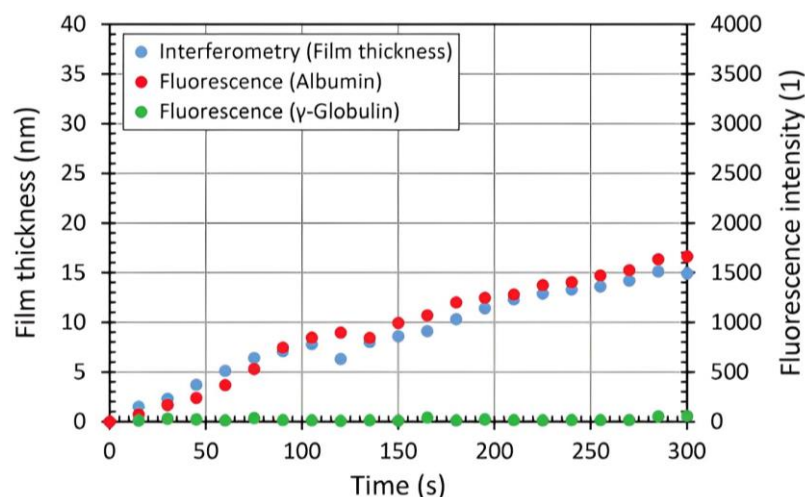


Obr. 2–11 Pozorování mazacího filmu pomocí optického zařízení – kyčelní kyvadlový simulátor

Není mnoho prací, jež by se zaměřovaly na studium formování mazacího filmu pro kontaktní páry opatřené různými povlaky. Jednou z těchto prací je studie autorů **Choudhury et al.** [37]. V práci byl studován vliv DLC povlaku a mikro důlků na mazací mechanismy a velikost součinitele tření s užitím 20% hověžího séra. DLC povlak byl nanesen na korozivzdorné ocelové kuličky. Mikro důlky pak na ocelové kuličky. Experimenty probíhaly při nekonformní konfiguraci ball-on-disk, kdy disk byl vyroben ze skla. Relativní rychlost kuličky a disku byla udržována na hodnotě 10 mm/s během recipročního pohybu. Kontakt, a tedy i formování mazacího filmu, byly sledovány pomocí optické interferometrie. Pro povlakovanou kuličku nedošlo ke změně formování mazacího filmu oproti korozivzdorné kuličce i přesto, že součinitel tření byl rozdílný v jednotlivých případech. K tomuto docházelo při všech velikostech zatížení. Taktéž bylo zjištěno, že DLC povlak způsobuje značné obrazivní opotřebení měkkého materiálu a to převážně při vyšších kontaktních tlacích. Při užití texturované kuličky docházelo k zadržování maziva v důlcích a nedocházelo k poškrábání skleněného disku, jako v případě netexturované kuličky. Součinitel tření byl však pro obě kuličky v podstatě totožný.

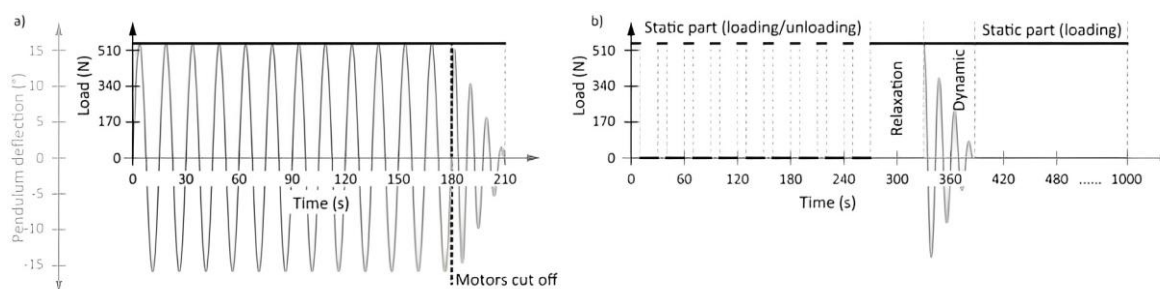
V další práci se **Choudhury et al.** [38] zaměřili na navázání na práci autorů **Vrbka et al.** [36] a užili v podstatě totožné metody, zařízení a podmínek experimentů. Rozdíl byl pouze v pohybu kyvadla a užití čtveřice kovových hlavice opatřených mikro texturami rozdílných tvarů (čtverce, trojúhelníky a dvoje elipsy orientované vůči sobě o 90°) spolu s jednou hlavici bez textur. Na rozdíl od dříve zmíněné práce, kde kyvadlo samovolně zpomaleným kyvem dokmitávalo, tak v této práci bylo pomocí lineárních elektromotorů udržováno v kontinuálním kývavém pohybu. Bylo zjištěno, že veškeré hlavice s texturami značně navýšily tloušťku mazacího filmu. Hlavice opatřeny texturami ve tvaru čtverců vykazovaly nejlepší formování mazacího filmu po celou dobu experimentu. Navíc, po skončení experimentů u nich bylo pozorováno pouze minimální opotřebení.

Na hlubší porozumění formování mazacího filmu u biologických maziv se zaměřil **Nečas et al.** [39]. V práci provedli v nekonformní zjednodušené konfiguraci ball-on-disk experimenty, při kterých kontakt nejprve pozorovali pomocí optické interferometrie a následně provedli druhou sérií experimentů za totožných podmínek, avšak s fluorescenční mikroskopií. Jako maziva bylo použito proteinových roztoků albumin/ γ -globulin v poměru 2:1. Při užití fluorescence došlo pokaždé k obarvení jednoho typu proteinu vhodným fluorescenčním barvivem. Celkově tedy vždy proběhly tři experimenty pro jednu sérii kinematických podmínek. Nejprve s optickou interferometrií a následně dva experimenty s fluorescencí, kdy jednou byl fluorescenčně označen v mazivu albumin a podruhé γ -globulin. Na Obr. 2–12 je v grafu zobrazen průběh jednoho experimentu. Bylo zjištěno, že užitím fluorescenční mikroskopie lze pozorovat příspěvky jednotlivých složek maziva na tvorbu mazacího filmu.



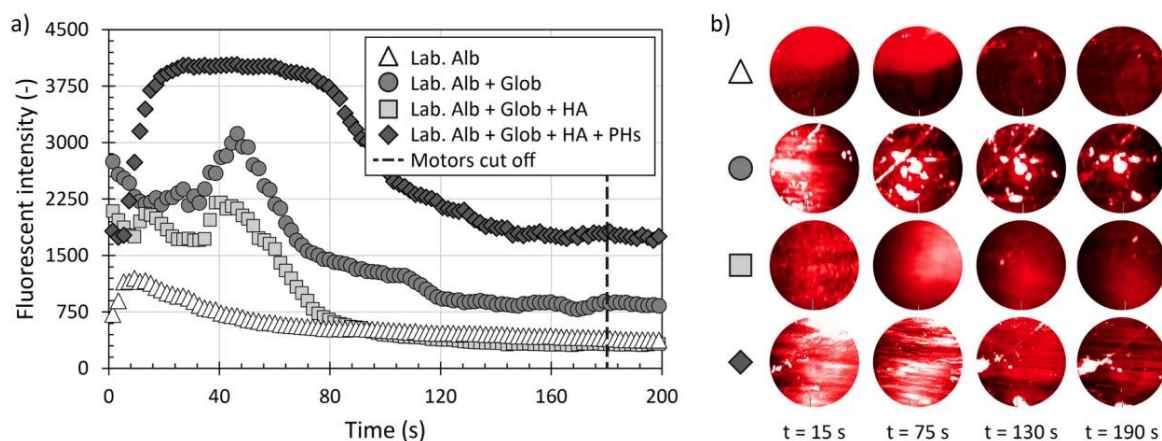
Obr. 2–12 Vývoj tloušťky filmu a fluorescenční intenzity označených proteinů v závislosti na čase při úplném valení

Následně Nečas et al. [40] provázali poznatky nabyté z předchozích studií realizovaných na Ústavu konstruování a s užitím kyvadlového kyčelního simulátoru a fluorescenční mikroskopie se zaměřili, jako první, na studium mechanismu mazání v případě užití měkkých kloubních párů označovaných jako hard-on-soft (kovová femorální hlavice na PMMA acetabulární jamku). Během experimentů bylo užito 13 druhů maziv. Jednalo se o jednoduché proteinové roztoky, ale také komplexní směsi napodobující složením synoviální kapalinu. Z důvodu užití fluorescenční mikroskopie bylo zapotřebí v mazivech vždy fluorescenčně označit konkrétní komponentu/y. Během experimentů byly aplikovány dva typy zatěžování – dynamické a kombinované (Obr. 2–13). Pohyb kyvného rámu probíhal v rovině flexe/extenze s amplitudou $\pm 16^\circ$.



Obr. 2–13 Kinematika a zatížení provedených testů. a) Dynamický test; b) Kombinovaný test.

Výsledkem bylo zjištění, že hlavní složkou modelové kloubní kapaliny z hlediska formování mazacího filmu je protein albumin. Protein γ -globulin spolu s kyselinou hyaluronovou formoval tenkou stabilní vrstvu, na které se následně adsorboval právě albumin. Bylo tak také potvrzeno provázané chování jednotlivých složek synoviální kapaliny. To lze pozorovat i v grafu na Obr. 2–14a, kde komplexnější modelová kloubní kapalina vykazuje značně vyšší intenzitu a tedy i tlustší mazací film. V porovnání s jinými pracemi bylo v tomto případě dosaženo poměrně uspokojivých úrovní opakovatelnosti měření.



Obr. 2–14 a) Vývoj fluorescenční intenzity (bezrozměrná tloušťka filmu) pro maziva obsahující označený albumin jako funkci na čase při dynamickém testu; b) Obrázky kontaktní oblasti

2.3 Shrnutí hlavních zjištění

2.3.1 Studium tření

Veškeré práce z kapitoly zaměřené na tření se zabývají povlakovanými či jinak upravenými komponentami a jejich vlivem na součinitel tření a případně doplňkově na míru opotřebení. Jedna z prvních prací [21] z roku 2000, vyživající konformní konfigurace ball-on-cup, byla zaměřená na sledování vlivů DLC povlaku naneseného na femorálních hlavicích. Z řady povlakovaných hlavic se ukázalo, že kvalita naneseného povlaku značně ovlivňuje velikost CoF. Nedostatečné vlastnosti pro užití DLC v náhradách bylo prokázáno taktéž v práci [20], kde po 8,5 letech po voperování těchto náhrad došlo ve velkém počtu případů k delaminaci povlaků a problémům s náhradami.

Na vylepšení adheze DLC povlaku pomocí dopování dusíkem a inkorporací diamantu byla zaměřena práce [22]. Rockwellovy zkoušky tvrdosti typu C prokázaly, že vyšší adheze byla dosažena u povlaků, jež byly více dopovány dusíkem. Vyšší dopování mělo za následek snížení drsnosti povrchů a tvrdosti. Tím došlo k přiblížení se vlastností mezi povlakem a substrátem, což bylo příčinou zlepšení adheze. S kvalitnějším povrchem povlaků se také snížila drsnost a velikost opotřebení UHMWPE kuličky.

Z práce [23] vyplynulo, že veškeré užití povlaky (CrN, aDLC, TiN, ...) během experimentů způsobily násobně vyšší opotřebení kontaktní UHMWPE jamky, a to i přes to, že součinitel tření nebyl v jednotlivých kombinacích výrazně rozdílný. Bylo zjištěno, že velikost opotřebení není ani tak závislá na součiniteli tření, jako na topografii povrchů. To bylo prokázáno také prací [24], kde byly zkoumány povlaky TaN, ZrN a TaZrN. Jednotlivé povlakované hlavice dosahovaly značně podobných hodnot CoF, avšak míra opotřebení UHMWPE komponenty se značně lišila (Obr. 2–7). Nejlépe z trojice povlaků dopadl TaZrN, který snížil tření i opotřebení a zároveň vykazoval mnohonásobně vyšší korozivzdornost.

Povrchovou úpravou UHMWPE komponenty se zabývala studie [25]. Pomocí modifikace kyselinou akrylovou (AA), došlo k významnému zvýšení smáčivosti povrchu UHMWPE komponenty. S lepší smáčivostí povrchů bylo dosaženo nižších součinitelů tření se stabilnějším průběhem pro užitá maziva. Těmi bylo hovězí sérum, fyziologický roztok i destilovaná voda. Společně se třením bylo také sníženo opotřebení UHMWPE komponenty.

V pracích [21, 23, 26] bylo popsáno komplexní chování biologických maziv. Ve většině materiálových kombinací docházelo s vyšší koncentrací proteinů k měření vyšších CoF. Zatímco pro kombinaci MoM (kov/kov) v pracích [21, 26] tomu bylo přesně naopak. Se zvyšující se koncentrací proteinů v mazivu se CoF snižoval. Práce [26] také zjistila, že CoF je závislý na velikosti zatížení kontaktu. Kdy s vyšším zatížením roste také součinitel tření.

2.3.2 Studium mazání

Na porovnání experimentálního a numerického přístupu se zaměřily práce [31, 32]. První práce [31] využívala syntetického a biologického maziva spolu s řadou materiálových kombinací. Získané numerické výsledky pro syntetické mazivo byly poměrně přesné a odpovídaly experimentům. Avšak v případě biologických maziv byly předikované výsledky značně rozdílné oproti experimentálním, což bylo připsáno chování proteinů obsaženým v biologických mazivech. Ty mají tendenci ulpívat na površích. O dvě dekády později, v roce 2020 vyšla práce [32] porovnávající minerální olej a 25% hovězí sérum pomocí numerických a experimentálních přístupů. Zjištění byla téměř totožná jako v případě předchozí práce a došlo k úpravě modelu biologického maziva tak, výsledky modelu dokázaly lépe predikovat naměřená data.

První práce [33–35] v této oblasti využívaly nekonformní typ kontaktu. Nejčastěji se jednalo o ball-on-disk konfiguraci. V případě práce [35] však bylo využito také konformního kontaktu ball-on-lens k porovnání s nekonformním. Ve veškerých pracích byl kontakt pozorován pomocí optické interferometrie, kterou lze měřit tloušťku mazacího filmu. V práci [33] došlo ke zjištění, že i při užití jednoduchých proteinových roztoků dochází ke komplexním procesům formování filmu. Práce [34] navazovala na předchozí a zjistila značný vliv kinematických podmínek procesy mazání. Významný vliv představoval typ vzájemného pohybu mezi komponentami (valení, skluz) a také velikost kontaktního tlaku. Z výsledků vyplynulo, že vliv konformity je zásadní pro získání relevantních výsledků. Důležitost konformity kontaktu potvrdila také práce [35]. V ní byl v konformním kontaktu ball-on-lens sledován značně rozdílný průběh formování mazacího filmu v průběhu celého experimentu oproti nekonformní konfiguraci ball-on-disk.

Následné práce [36, 38, 40] již probíhaly za úplného konformního kontaktu při užití kyvadlového simulátoru kyčelního kloubu, jež byl vyvinut v práci [36]. Bylo tedy vytvořeno funkční experimentálního zařízení a byla navržena metodika k in-situ výzkumu formování mazacího filmu v kyčelních kloubních náhradách. Následovala práce [39], která se v oblasti konformity vrátila o krok zpět ke konfiguraci ball-on-disk, avšak s jasným záměrem. V této konfiguraci došlo k implementaci fluorescenční mikroskopie pro pozorování formování mazacího filmu. Získané výsledky byly verifikovány pomocí metody optické interferometrie. Bylo prokázáno, že pomocí fluorescence lze sledovat jednotlivé složky proteinových roztoků a jejich příspěvky k tvorbě mazacího filmu. Na tuto práci následně navázala práce [40], kdy již při reálné konformitě kontaktu došlo k důkladnému studiu vlivů jednotlivých složek maziva i s užitím komplexních směsí. Bylo zjištěno, že hlavní složkou ve formování mazacího filmu je protein albumin. Protein γ – globulin spolu s kyselinou hyaluronovou formoval tenkou stabilní vrstvu, na které se následně adsorboval právě albumin. Bylo potvrzené provázané chování jednotlivých složek v modelové synoviální kapalině. Z toho vyplynulo, že k získání adekvátních výsledků je zapotřebí nepodcenit ani složení maziva a co nejvíce se přiblížit reálné synoviální kapalině.

2.4 Mezera v poznání

V současné době se stále řada studií omezuje na zjednodušené modelové konfigurace, a to i přes jednoznačná zjištění poukazující na značný vliv na výsledky. Mnohdy se jedná o nekonformní kontakt, neuvážení reálného složení synoviální kapaliny, či o rozdílné kinematické podmínky. V oblasti povrchových úprav dochází k významnému vývoji, který vede ke značnému zlepšování mechanických vlastností výsledných povrchů. Následně však již nevzniká mnoho prací, které by tyto změny validovaly. V kapitole zaměřené na výzkum tření s povlakovanými komponentami si lze povšimnout, že reálné konformity bylo dodrženo pouze u prací do roku 2008 a následně již experimenty ve vybraných pracích probíhaly za značně zjednodušených podmínek. V oblasti mazání se u novějších prací mnohdy shledáváme s dodržením skutečných podmínek během experimentů. Práce se ovšem omezují na užívání základních kontaktních párů bez povlaků či jiných povrchových úprav. Málokdy lze najít práci, kde by docházelo ke studiu jak tření, tak mazání zároveň. Na základě výše uvedeného lze konstatovat, že chybí studie, která by řešila interakci tření a mazání s uvažováním povlakovaného implantátu při aplikaci reálné konformity.

3 CÍLE PRÁCE

3.1 Výzkumné otázky

- O1:** Jaký mechanismus vede ke snížení tření v důsledku nanesení povlaku na kov/keramiku/polymer?
- O2:** Jak se nanesení povlaku projeví z pohledu formování mazacího filmu?

3.2 Cíle výzkumu

Cílem práce je objasnit vliv materiálů kyčelní kloubní hlavice (kov, keramika) a povlaku v interakci s acetabulární jamkou (polymer, sklo) na velikost součinitele tření a také formování mazacího filmu, jež byl sledován pomocí fluorescenční mikroskopie. Veškeré experimenty probíhaly na kyvadlovém simulátoru kyčelního kloubu.

Díličí cíle diplomové práce:

- Kritická rešerše modifikací povrchů náhrad
- Návrh vhodné materiálové dvojice a podmínek experimentů
- Měření součinitele tření v různých materiálových kombinacích se dvěma typy maziv (PBS, fyziologická synoviální kapalina)
- Sledování rozdílů ve formování mazacího filmu (fluorescenční intenzita) při užití povlakované a nepovlakované komponenty spolu s vlivem různých materiálů
- Vyhodnocení případných změn u naneseného povlaku
- Analýza experimentálně získaných výsledků

Jedná se o výzkumnou diplomovou práci s aplikovaným kvantitativním výzkumem pomocí empirických výzkumných metod.

3.3 Hypotézy

- H1:** Ke snížení součinitele tření při nanesení vhodného povlaku přispívá změna charakteru povrchu (např. smáčivost), kdy se materiál povlaku liší od základního materiálu, což veli pravděpodobně vede i ke změně součinitele tření. Dále je zřejmé, že nanesení povlaku povede také k významné změně drsnosti, což se ve výsledku projeví na velikosti součinitele tření.

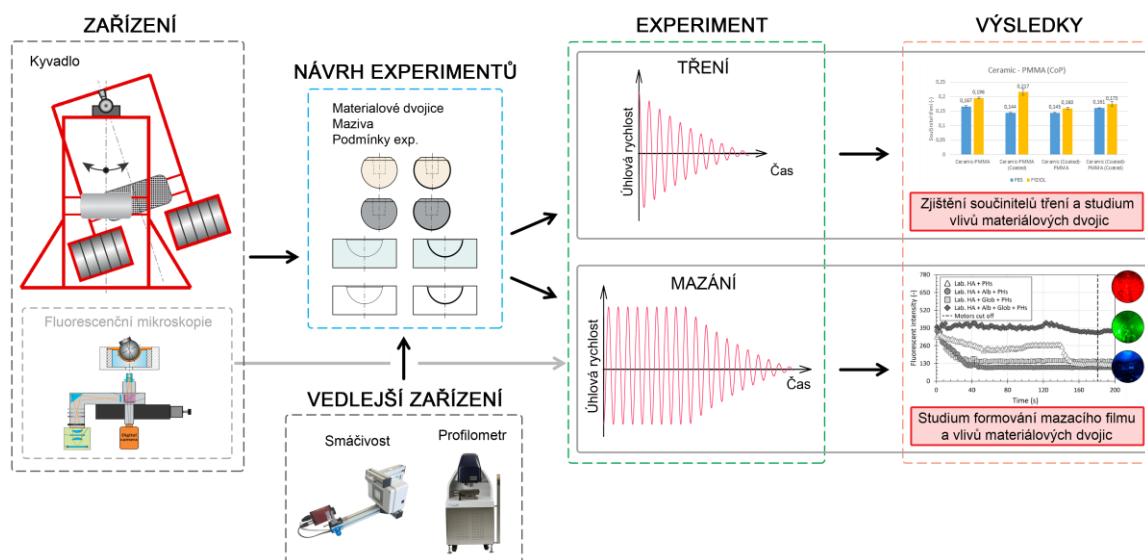
H2: Formování mazacího filmu je do značné míry ovlivněno schopností adsorpce povrchu (přilnutí složek kloubní kapaliny) a smáčivostí povrchu. Mechanismus, který stojí za změnou formování mazacího filmu v případě vhodně zvoleného povlaku je do značné míry ovlivněn právě smáčivostí a schopností adsorpce. Roli bude pravděpodobně hrát také změna materiálu a drsnosti zmíněná v H1. Obě tyto hypotézy jsou do značné míry provázané a je potřeba je vnímat v určité interakci.

Hypotéza H1 byla vypracována na základě práci **Scholes et al.** [31] a **Scholes et al.** [21]. Hypotéza H2 vychází z prací **Gallo et al.** [29] a **Nečas et al.** [41].

4 MATERIÁL A METODY

4.1 Metodika

V této diplomové práci je řešen relační typ výzkumného problému. Byl aplikován kvantitativní výzkum za pomoci empirických vědeckých metod (experimentální měření součinitele tření a studium formování mazacího filmu). Schématický postup této práce je zobrazen na Obr. 4–1. Hlavním experimentálním zařízením byl kyčelní kyvadlový simulátor v kombinaci s metodou fluorescenční mikroskopie pro studium tření a mazání. U femorálních hlavic byla navíc zkoumána míra smáčivosti a topografie povrchů. Po návrhu experimentů přišla na řadu již experimentální fáze, která byla rozdělena do dvou skupin. Jednalo se o experimenty zaměřené na tření a mazání. Z jednotlivých typů experimentů byly získány velikosti součinitelů tření a fluorescenční intenzity.



Obr. 4–1 Schéma postupu práce

4.2 Experimentální zařízení a přístrojové vybavení

4.2.1 Aparatura pro stanovení smáčivosti

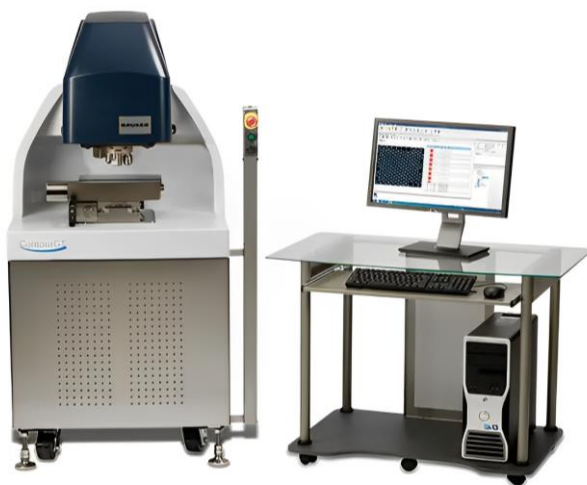
Jedná se o simulátor na principu kapkového (dloplet) testu (Obr. 4–2). Na studovaný povrch se pomocí pipety umístí kapka deionizované vody, která je snímána pomocí kamery Manta G146B. Pro zvýšení kontrastu hrany kapky je aparatura vybavená LED světelným zdrojem. Na základě obrazové analýzy se vyhodnotí úhel mezi hranou kapky a povrchem zkoumaného tělesa. Velikost tohoto úhlu odpovídá míře smáčivosti povrchu.



Obr. 4–2 Aparatura pro stanovení smáčivosti

4.2.2 Optický profilometr

Pro hodnocení povrchů femorálních hlavic, konkrétně průměrné aritmetické odchylky profilu drsnosti R_a , byl využit optický 3D profilometr ContourGT-X od firmy Bruker (Obr. 4–3). Tento bezkontaktní profilometr funguje na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Vertikální rozlišitelnost zařízení je 0,01 nm. K zařízení je dodáván software Vision64, který slouží k nastavení pokročilých analýz povrchů.



Obr. 4–3 Profilometr Bruker ControuGT-X [45]

4.2.3 Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu

Pro měření tření i k analýze mazání TEP kyčle byl využíván kyvadlový simulátor kyčelního kloubu (Obr. 4–4) v kombinaci s optickým systémem pro pozorování kontaktu. Zařízení je složeno z pevného (statického) ocelového rámu a kyvného rámu, na který lze upevnit řadu zátěžných kotoučů za cílem simulace zatížení kontaktního páru. Je uvažován konformní kontakt jamky a hlavice. Kyvný rám s kloubní hlavicí se přirozeně kývá v acetabulární jamce. Ta je nehybně uložena na pevném rámu. Záznam kyvů probíhal pomocí gyroskopického snímače úhlové rychlosti (ADXRS 623) a SW DEWEsoft. Výstupy z měření byly následně vyhodnoceny a zpracovány v programech MATLAB a MS Excel.

Aparatura zajišťující záznam z kontaktu hlavice a jamky byla složena z fluorescenčního mikroskopu, světelného LED zdroje THORLABS MINTL5-554 nm, clony, excitačního a emisního filtru 49004-ET-CY3/TRITC, mechanismu ostření, objektivu LU Plan Fluor 5x/0,15 a vysokorychlostní CMOS kamery Andor.



Obr. 4–4 Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu

4.3 Materiál a testovací podmínky

4.3.1 Vzorky

Kontaktními dvojicemi byly femorální hlavice a acetabulární jamky zajišťující reálnou konformitu stykových ploch jako v případě TEP kyčelního kloubu. Acetabulární jamky byly pomocí pryskyřice zality do speciálních nerezových přípravků, které byly pomocí šroubů připevněny ke statickému rámu kyvadlového simulátoru. Femorální hlavice byla do kyvného rámu vložena pomocí kuželu, na který byla hlavice naražena. Materiály jednotlivých testovaných komponent a další informace jsou uvedeny v Tab. 2 a Tab. 4 (studium tření) a Tab. 3 a Tab. 4 (studium mazání). V obou skupinách experimentů byly využity totožné femorální hlavice, experimenty se lišily pouze z hlediska použitých acetabulárních jamek. Materiálové páry byly tvořeny systémem každá jamka s každou hlavicí. Z toho vyplývá, že celkový počet materiálových kombinací pro experimenty zaměřené na studium tření je roven 24. V případě studia mazání se jednalo o 8 kombinací.

Tab. 2 Přehled užitých acetabulárních jamek – studium tření

Acetabulární jamka	Materiál	Jmenovitý průměr	Výrobce
Originální skleněná	Sklo	28 mm	TOPTEC
Povlakovaná skleněná	Sklo + povlak	28 mm	TOPTEC + CIDETEC
Originální polymerová I	PMMA	28 mm	TOPTEC
Povlakovaná polymerová I	PMMA + povlak	28 mm	TOPTEC + CIDETEC
Originální polymerová II	UHMWPE	28 mm	B. Braun
Povlakovaná polymerová II	UHMWPE + povlak	28 mm	B. Braun + CIDETEC

Tab. 3 Přehled užitých acetabulárních jamek – studium mazání

Acetabulární jamka	Materiál	Jmenovitý průměr	Výrobce
Originální polymerová I	PMMA	28 mm	TOPTEC
Povlakovaná polymerová I	PMMA + povlak	28 mm	TOPTEC + CIDETEC

Tab. 4 Přehled užitých femorálních hlavic – studium tření a mazání

Femorální hlavice	Materiál	Jmenovitý průměr	Výrobce
Originální kovová	CoCr	28 mm	Zimmer
Povlakovaná kovová	CoCr + povlak	28 mm	Zimmer + CIDETEC
Originální keramická	Sulox™ (Al ₂ O ₃)	28 mm	Zimmer
Povlakovaná keramická	Sulox™ (Al ₂ O ₃) + povlak	28 mm	Zimmer + CIDETEC

4.3.2 Povlak

Užitý povlak na jednotlivých komponentech byl vyvinut a aplikován společností CIDETEC sídlící ve Španělsku. Společnost má tento povlak také patentovaný. Povrch vzorků byl před samotnou aplikací povlaku předpřipraven. Došlo k aktivaci povrchů pomocí nízkotlakého plazmového generátoru. Následně k ponoření do 2% roztoku silanu TMSPM (3-(trimethoxysilyl)propylmethakrylát) v ethanolu, čímž proběhla silanizace, která zlepšila přilnavost povlaku. Na takto předpřipravené vzorky byl následně nanesen povlak. Ten byl připraven pomocí vodného roztoku o 2% hmotnostní koncentraci obsahující PEGMA-360 (polyethylenglykol-methakrylát s průměrnou molární hmotností 360) jako monomer a PEGDMA-550 (polyethylenglykol.dimethylakrylát s průměrnou molární hmotností 550) jako síťovadlo v poměru 95:5. Na konec byly vzorky sonicky očištěny v destilované deionizované vodě.

Tloušťka povlaku se lišila v závislosti na základovém materiálu a zda byl povlak v suchém nebo mokřém stavu. Pro acetabulární jamky byla tloušťka povlaku v suchém stavu 300-600 nm a 6-8 μm v mokřém stavu. U CoCr hlavice se jednalo o 30-50 nm v suchém stavu a 200-300 nm v mokřém stavu. Pro Al₂O₃ hlavici nebylo možné stanovit tloušťku povlaku.

4.3.3 Mazivo

Jako maziva byl při měření součinitele tření použit fosfátový pufr (PBS) jako reference a následně byla aplikována modelová synoviální kapalina (SK) simulující fyziologické podmínky mazání. Pro studium mechanismů mazání byla využita modelová synoviální kapalina s fluorescenčně označenými složkami (albumin, γ-globulin a kyselina hyaluronová – HA).

V případě PBS se jedná o fosfátem pufovaný fyziologický roztok s pH 7,4 obsahující chlorid sodný a hydrogenfosforečnan sodný. Modelová synoviální kapalina (SK) simuluje složení synoviální kapaliny u zdravého člověka. Synoviální kapaliny byly namíchany na Univerzitě Palackého v Olomouci, konkrétně na Ústavu lékařské chemie a biochemie. Užitá maziva včetně koncentrace jednotlivých složek jsou uvedena v Tab. 5.

Tab. 5 Přehled užitých maziv

Mazivo	Albumin mg/ml	γ -Globulin mg/ml	HA mg/ml	Fosfolipidy mg/ml
PBS	-	-	-	-
Modelová synoviální kapalina (SK)	20†	3,6†	2,5†	0,15

† - fluorescenčně označená složka v případě studia mazání

4.3.4 Podmínky experimentů

Veškeré experimenty byly prováděny v laboratoři za běžných podmínek, tzn. při pokojové teplotě a za běžné vlhkosti a tlaku. Rozsah pohybu kyvného rámu se během experimentů pohyboval v rozmezí $+16^\circ$ až -16° . Pomocí vedení bylo zajištěno kmitání rámu pouze ve směru jedné roviny. Dodržováno bylo také stále stejné ustavování acetabulárních jamek na statickém rámu, kvůli následnému vyhodnocení chování povlaku po skončení experimentů. Kyvný rám spolu se závažími vyvolal během experimentů zatížení v kontaktu o velikosti 532 N. SK, již je potřeba skladovat v mrazničce, bylo zapotřebí nechat zcela rozmrazit za laboratorní teploty po dobu cca 90 minut před samotným experimentem. Experimenty byly rozděleny do dvou skupin. Tou první byly experimenty zaměřeny na studium tření a druhou na studium mazání.

Studium tření

Během studia tření bylo kyvné rameno nejprve vychýleno o 16° . Následně došlo k jeho uvolnění a pomocí snímače úhlové rychlosti bylo zaznamenáváno tlumené kmitání. Pro každou materiálovou kombinaci bylo měření 5krát zopakováno, aniž by došlo k odtižení kontaktu a výměně maziva. V určitých kombinacích však opakované měření nebylo možné z důvodu příliš vysokého tření v kontaktu a s tím spojeným vrzáním a skřípáním komponent v průběhu kyvů. Výsledný součinitel tření byl následně vyhodnocován pomocí MATLAB skriptu. Podrobný postup prováděný během experimentů pro jednotlivé materiálové kombinace je rozepsaný níže:

1. Vyjmutí maziva z lednice – PBS/mrazničky – modelová synoviální kapalina (SK)
2. Očištění hlavice a jamky – pro PBS pouze bod c.
 - a. Očištění 1% roztokem SDS (dodecylsírán sodný)
 - b. Opláchnutí vodou
 - c. Očištění izopropylalkoholem
3. Usazení jamky do statického rámu
4. Aplikace 2 ml maziva do jamky (plné zaplavení)
5. Usazení hlavice do kyvného rámu osazeném závažím (zatížení 532 N)
6. Kalibrace snímače úhlové rychlosti (DEWEsoft)
7. Vychýlení kyvného rámu o 16°
8. Spuštění záznamu pohybu (DEWEsoft)
9. Uvolnění kyvného rámu
10. Samovolné dokmitání rámu
11. Uložení záznamu
12. Návrat k bodu 7. a provedeno celkově 5 opakování
13. Odtížení kontaktu
14. Vyhodnocení součinitelů tření (MATLAB).

Studium mazání

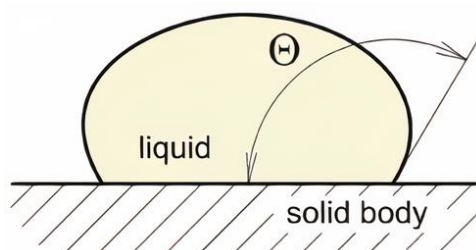
Při experimentech studujících mazání byl kyvný rám po dobu 180 sekund udržován v konstantním výkyvu $\pm 16^\circ$. Po celou dobu experimentů byl zaznamenáván jak pohyb kyvného rámu, tak kontakt pomocí vysokorychlostní kamery sCMOS Andor skrze fluorescenční mikroskopii. Frekvence záznamu byla stanovena na 30 snímků za sekundu. Snímaný obraz měl rozlišení 1800×1800 pixelů. Zároveň došlo k binování pixelů v rozsahu 4×4. Tato nastavení byla aplikována z důvodu omezení paměti RAM v kameře a PC a také s ohledem na poměr kvalita/velikost záznamu. Po 180 sekundách přestal být kyvný rám udržován v konstantním výkyvu a samovolně dokmital. Fluorescenční mazivo bylo vždy po rozmražení používáno pouze po dobu 1 hodiny a bylo uchováváno v temnu, aby nedošlo k přirozenému vysvícení fluorescenčního činidla. V případě každé materiálové kombinace byl experiment třikrát zopakován. Postup experimentů je rozepsán v jednotlivých bodech, kdy body 1-5 jsou totožné jako v předchozím případě a ke změně dochází až v bodě 6.

6. Zaostření a nalezení kontaktů pomocí ostříče
7. Kalibrace snímače úhlové rychlosti (DEWEsoft)
8. Spuštění záznamu pohybu (DEWEsoft) a obrazu (Andor SOLIS)
9. Rozhoupání rámu do požadovaného výkyvu
10. Udržení konstantního výkyvu po dobu 180 s
11. Samovolné dokmitání rámu
12. Uložení záznamu
13. Odtížení kontaktu
14. Vyhodnocení fluorescenční intenzity (Andor SOLIS).

4.4 Metody

Smáčivost

Pro jednotlivé femorální hlavice byl proveden test smáčivosti. Jednalo se o kapkový (droplet) test, při němž se měří kontaktní úhel na rozhraní kapalina-pevná látka. Velikost tohoto kontaktního úhlu udává míru smáčivosti dané pevné látky. Pokud je tento úhel θ na Obr. 4–5 menší než 90° jedná se o smáčivý (hydrofilní) povrch. V opačném případě se jedná o povrch nesmáčivý (hydrofobní).



Obr. 4–5 Vyjádření smáčivosti pomocí kontaktního úhlu [35]

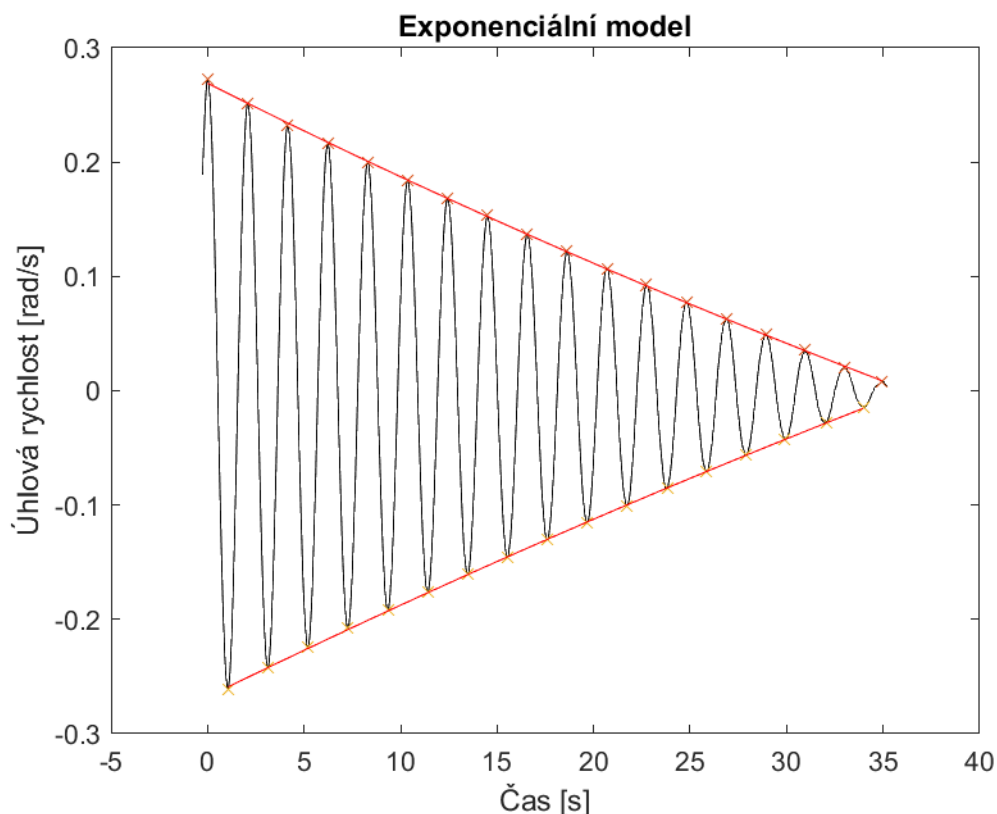
Testy probíhaly s využitím aparatury zmíněné v kap. 4.2.1. Kapky destilované vody byly na hlavice kapány za pomoci mikropipety. Následně došlo k pořízení fotografií kapky na hlavici pomocí kamery Manta G146B. Ve většině případů jsou výsledné snímky kapky poskládány ze dvou až třech fotografií. A to z důvodu zobrazení celé kapky, jelikož velikost kapky byla větší než snímaná oblast. Každý test byl třikrát zopakován a hlavice mezi jednotlivými testy byly vždy očištěny pomocí izopropylalkoholu. Výsledné snímky byly analyzovány v programu Autodesk Inventor. Kapky byly postupně proloženy kružnicí a v místě přechodu byla vytvořena tečna k této kružnici, kdy byl následně stanoven úhel této tečny (kontaktní úhel).

Topografie

Topografie povrchu femorálních hlavic byla měřená pomocí zařízení Bruker ContourGT-X popsané v kap. 4.2.2. Hlavice byly měřeny před experimenty a následně po experimentech. Měření probíhalo na třech si blízkých místech v oblasti vrchlíku hlavice. Povrch byl sledován pomocí objektivu se zvětšením 5x. Pomocí Gaussova regresního filtru v SW Vision64 došlo k odfiltrování tvaru a vlnitosti profilu. Následně došlo k hodnocení drsnosti daného povrchu. Konkrétně byla sledována hodnota R_a jež odpovídá průměrné aritmetické odchylce profilu drsnosti. Z těchto hodnot byl vypočten aritmetický průměr a směrodatná odchylka.

Součinitel tření z útlumu

Tlumený pohyb kyvného rámu byl zaznamenáván pomocí gyroskopického snímače úhlové rychlosti. Výstupem každého experimentu tedy byl graf závislosti úhlové rychlosti kyvného rámu na čase. Tento průběh byl z programu DEWEsoft exportován do formátu .mat. Ten byl následně načten skrze MATLAB skript. Součinitel tření byl zjištěn z útlumu amplitudy. Skript tento útlum proložil exponenciální funkcí, z níž byl následně získán součinitel tření. Při užití exponenciální funkce k proložení je uvažováno jak tlumení způsobené třením, tak viskoelastické tlumení materiálu, které je však významné pouze v případě velmi poddajných materiálů, jako je například kloubní chrupavka, silikon, či pryž. Přesto však poskytuje exponenciální model přesnější výsledek, protože k určitému ovlivnění viskoelastickými vlastnostmi dochází i v případě testovaných polymerních jamek a roli může hrát i tenká vrstva polymerního povlaku. Graf s proloženými amplitudami exponenciálními funkcemi je zobrazen na Obr. 4–6. Práce autorů **Crisco et al.** [42] potvrzuje, že užitím exponenciálního proložení lze dosahovat mnohem přesnějších výsledků součinitelů tření u párů s viskoelastickým tlumením oproti lineárnímu proložení.

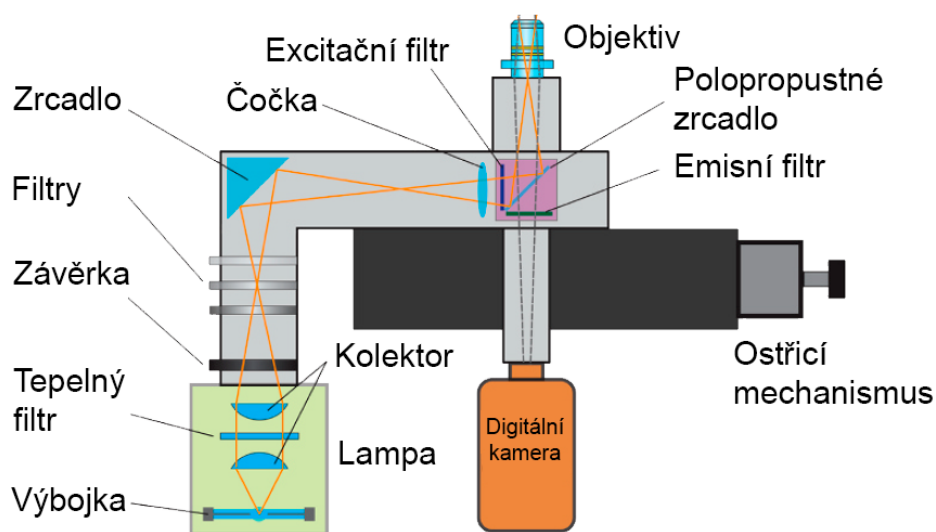


Obr. 4–6 Závislost úhlové rychlosti na čase pro CoCr hlavici a PMMA jamku s mazivem PBS

Fluorescenční mikroskopie

Kontakt byl sledován pomocí fluorescenční mikroskopie. Bylo do něj vhlíženo zespoda skrze průhledné acetabulární jamky. Fluorescenci se rozumí fyzikální jev, kdy určité molekuly dané látky absorbují světelné záření o určité vlnové délce (excitační spektrum) ze zdroje a ve velmi krátkém časovém úseku část tohoto záření (energie) opět vyzáří (emisní spektrum) s delší vlnovou délkou. Se změnou vlnové délky mezi absorpcí a emisí souvisí pokles energie. Určité látky jsou samy o sobě schopné fluorescence. V tom případě se jedná o autofluorescenci. Obecně je však třeba přidat detekční činidla (fluorochromy). Fluorescence je vysoce citlivá optická metoda a stačí tedy využívat pouze malé koncentrace detekčních činidel, čímž nedochází ke značnému ovlivnění vlastnosti daných látek [40].

Zdrojem světelného záření ve využívané aparatuře byla LED THORLABS MINTL5-554 nm. Ta je schopna vytvořit velice intenzivní světelný svazek v úzké oblasti vlnových délek. Tento svazek prostupuje skrze řadu komponent, jako je např. kolektor, excitační filtry až ke zkoumanému objektu skrze objektiv. Po absorpci excitačního záření fluorochromy dojde k vyzáření emitovaného spektra. To skrze objektiv putuje do emisního filtru, kde jsou potlačovány zbytky excitačního spektra a následně k vysokorychlostní kameře. Výsledkem jsou fluorescenční snímky, z nichž se hodnotí fluorescenční intenzita. Schéma fluorescenční mikroskopie je zobrazeno na Obr. 4–7.



Obr. 4–7 Schéma fluorescenční mikroskopie [40]

Fluorescenční intenzita

Získané záznamy kontaktů byly na základě dat ze snímače úhlové rychlosti na kyvném rámu oříznuty. Obecně se jednalo o přibližně 4 až 5 prvotních kyvů, než došlo k dosažení výchylky 16° . Fluorescenční intenzity byly následně analyzovány pouze ze snímků v rovnovážné pozici kyvadla, kdy je kyvný rám ve vertikální poloze a kyvadlo tak dosahuje maximální úhlové rychlosti a nulového zrychlení. Během jednotlivých experimentů prakticky není možné dosáhnout naprosto stejných světelných podmínek. Dále je třeba zmínit, že využívané kovové hlavice obsahovaly chrom, jež způsobuje zhašení fluorescenčních činidel a ovlivňuje celkovou naměřenou intenzitu. Z těchto důvodů byla pro možnost porovnávání jednotlivých experimentů vytvořena normalizační konstanta. Pomocí této konstanty bylo zajištěno, že na začátku experimentu se hodnoty fluorescenční intenzity pohybovaly vždy okolo hodnoty 1000. Normalizační konstanta byla vytvořena na základě 11 po sobě jdoucích snímků v čase, kdy došlo k prvnímu dolnímu průchodu po dosažení požadované výchylky kyvu. Byl tedy analyzován snímek v dolní pozici, 5 snímků před tímto snímkem a 5 snímků po něm (časový úsek – 0,367 s). Z hodnot fluorescenčních intenzit na těchto snímcích byl vytvořen průměr a ten vydělen 1000. Tím byla získána normalizační konstanta, pomocí níž byly následně vyděleny intenzity všech vyhodnocovaných snímků daného experimentu. Jednotlivé experimentální průběhy tedy mají svou normalizační konstantu. Tento přístup byl na pracovišti již několikrát uplatněn a validován [39, 40].

4.5 Testované predikce

V případě H1 byl v experimentech sledován rozdíl ve velikosti součinitele tření v kontaktu pro stejnou materiálovou dvojici bez povlaku, s alespoň jednou z komponent opatřenou povlakem a obě povlakované komponenty. Experimenty probíhaly za stejných podmínek se stejnými mazivy. Předpoklad byl takový, že při užití povlaku alespoň u jedné z komponent dojde ke snížení součinitele tření vlivem změny charakteru povrchu, jako je například snížení drsnosti.

- Závislá proměnná – součinitel tření
- Nezávislá proměnná – komponenty (s povlakem nebo bez)
- Kontrolovaná proměnná – zatížení kontaktu a teplota

Další experimenty jsou zaměřeny na studium formování mazacího filmu. Tyto experimenty se týkají H2. Během nich se zkoumají stejné materiálové dvojice jako v předchozí predikci. Sledována je však nyní fluorescenční intenzita (bezrozměrná tloušťka mazacího filmu) včetně adsorpce proteinů obsažených v modelové synoviální kapalině. Očekává se, že povlak bude mít pozitivní vliv na adsorpci komponent SK na třecí povrchy, což se projeví zvýšením snímané fluorescenční intenzity.

- Závislá proměnná – fluorescenční intenzita
- Nezávislá proměnná – komponenty (s povlakem nebo bez)
- Kontrolovaná proměnná – zatížení kontaktu a teplota

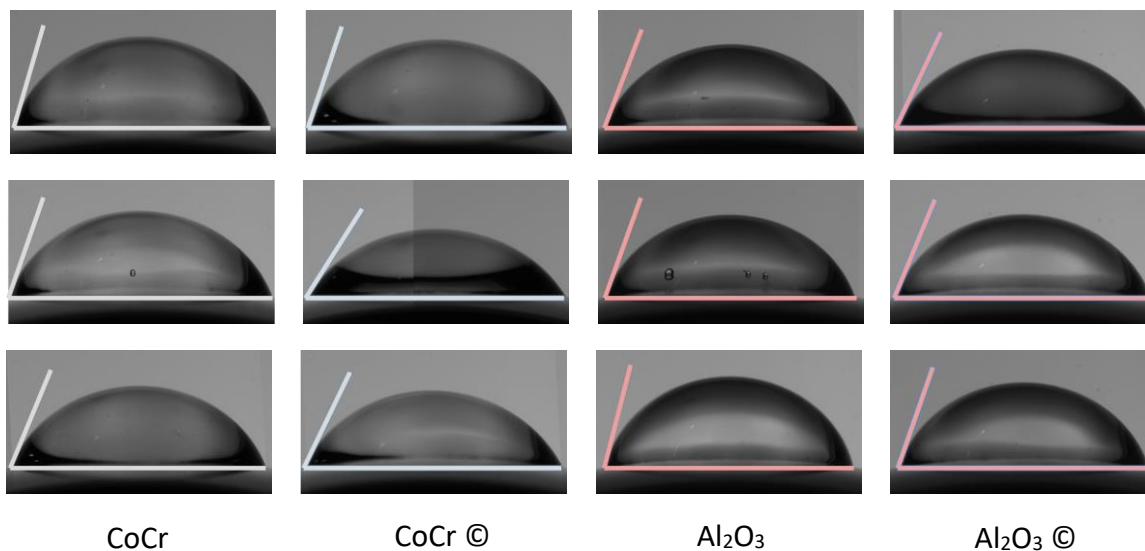
5 VÝSLEDKY

5.1 Smáčivost

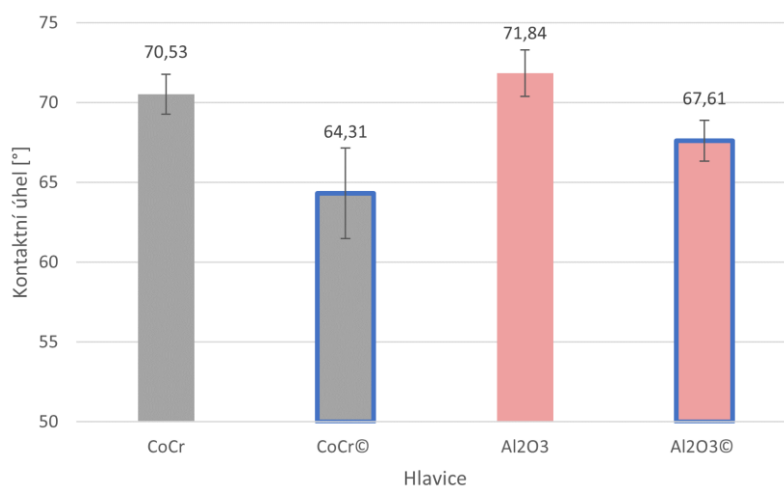
Výsledné hodnoty kontaktních úhlů pro femorální hlavice jsou zapsány v Tab. 6 společně i se směrodatnými odchylkami. Jednotlivé pořízené snímky jsou vyobrazeny na Obr. 5–1. Získané hodnoty jsou graficky prezentovány v grafu na Obr. 5–2. CoCr hlavice dosahovaly nižších hodnot kontaktního úhlu, a tedy mají lepší smáčivost povrchů oproti keramickým hlavicím. Hlavním zjištěním však bylo, že hlavice opatřené povlakem dosahovaly nižších hodnot kontaktního úhlu a povlak tedy zapříčinil zlepšení smáčivosti u těchto komponent.

Tab. 6 Kontaktní úhly femorálních hlavic

Hlavice	CoCr	CoCr©	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃ ©
	70,7	71,3	69,3	64,3
Kontaktní úhly [°]	73,5	57,4	70,4	67,5
	67,4	64,3	75,9	70,8
Průměr [°]	70,53	64,33	71,87	67,63
Sm. odchylka	2,493	5,675	2,887	2,533



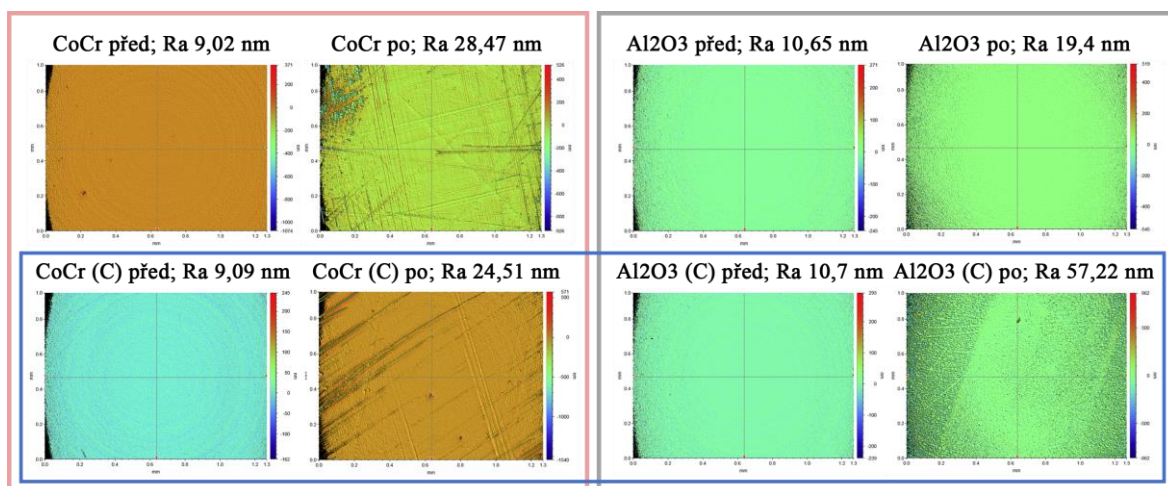
Obr. 5–1 Snímky kapkového testu – kontaktní úhly



Obr. 5–2 Graf průměrných kontaktních úhlů

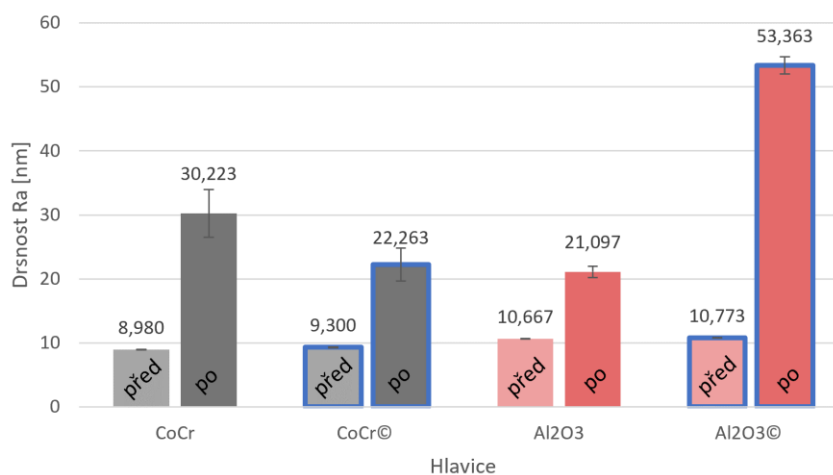
5.2 Drsnost

Průměrné hodnoty drsnosti spolu se směrodatnými odchylkami jsou zobrazeny v grafu na Obr. 5–4. Snímky některých měření z profilometru Bruker ContourGT-X jsou zobrazeny na Obr. 5–3. Obě kovové CoCr hlavice před experimentem měly drsnost Ra přibližně 9 nm. Pro keramické Al₂O₃ hlavice to bylo cca Ra 11 nm. Hodnoty pro hlavice bez povlaku a s povlakem byly téměř shodné.



Obr. 5–3 Topografické snímky povrchů femorálních hlavic před a po experimentech

Z průměrných hodnot v grafu (Obr. 5–4), lze jednoznačně říci, že drsnost po provedení řady experimentů se u všech hlavic značně zvýšila. K nejvyšší změně došlo v případě keramické hlavice s povlakem, kde po experimentech byla naměřena průměrná drsnost Ra 53 nm, což odpovídá 5násobku původní drsnosti. Oproti tomu, nejnižší nárůst byl zjištěn pro keramickou nepovlakovanou hlavici. V případě CoCr hlavic nedošlo u povlakované komponenty k tak vysokému opotřebení a nárůstu drsnosti po sérii experimentů, jako u hlavice nepovlakované. I přes rozdílné hodnoty drsnosti mezi některými hlavicemi nebyla pozorována žádná patrná delaminace povlaku.



Obr. 5–4 Graf průměrné drsnosti Ra femorálních hlavic před a po experimentech

5.3 Studium tření

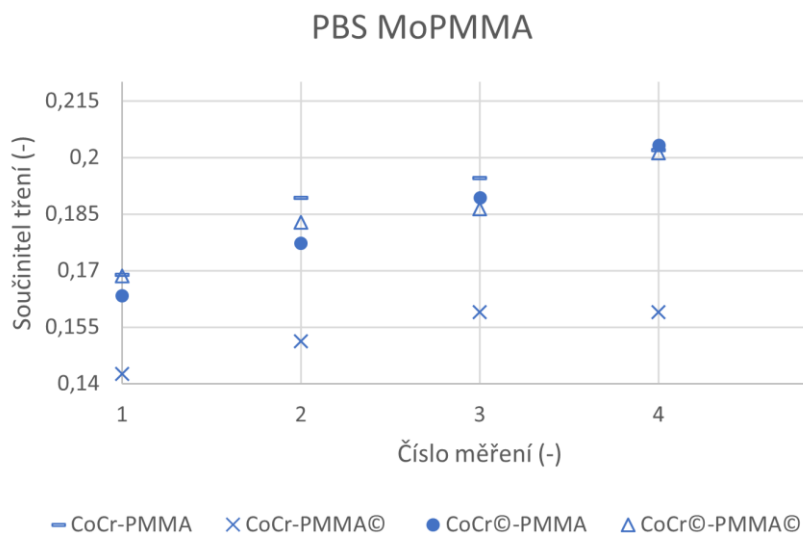
Následující kapitoly jsou zaměřeny na výsledky z experimentů zaměřených na studium tření. Každé materiálové kombinaci je věnována samostatná podkapitola, ve které jsou výsledky s mazivem PBS, SK a následně jejich statisticky zpracovaný souhrn. Povlakovaná komponenta je označována symbolem © (coated). Jednotlivé materiálové kombinace jsou v grafech odlišeny symboly podle Tab. 7. Veškeré experimenty byly 5krát opakovány bez odtížení kontaktního páru a bez výměny maziva mezi jednotlivými průběhy.

Tab. 7 Symboly materiálových kombinací – studium tření

Hlavice/Jamka	CoCr/ Al ₂ O ₃	CoCr®/ Al ₂ O ₃ ®
PE/PMMA/sklo	—	●
PE®/PMMA®/sklo ©	×	△

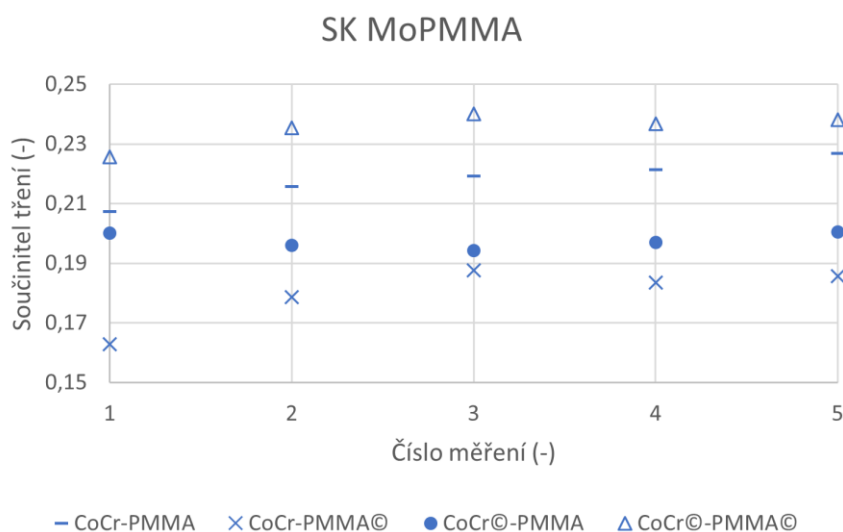
5.3.1 CoCr–PMMA (MoP)

Při užití fosfátového pufru (PBS) v případě kombinace CoCr hlavice a PMMA jamky spolu s jejich povlakovanými variantami se výsledné součinitele tření (CoF) pohybovaly v rozsahu 0,14–0,22 a výsledky jednotlivých měření jsou zobrazeny v grafu na Obr. 5–5. V průběhu pěti po sobě jdoucích měření lze pozorovat rostoucí tendenci CoF u všech kombinací. Nejnižší CoF byl v tomto případě naměřen u dvojice, kdy byla povlakovaná pouze PMMA jamka. Zbylé tři kombinace měly navzájem téměř identické průběhy. Dosahovaly však vyšších hodnot CoF.



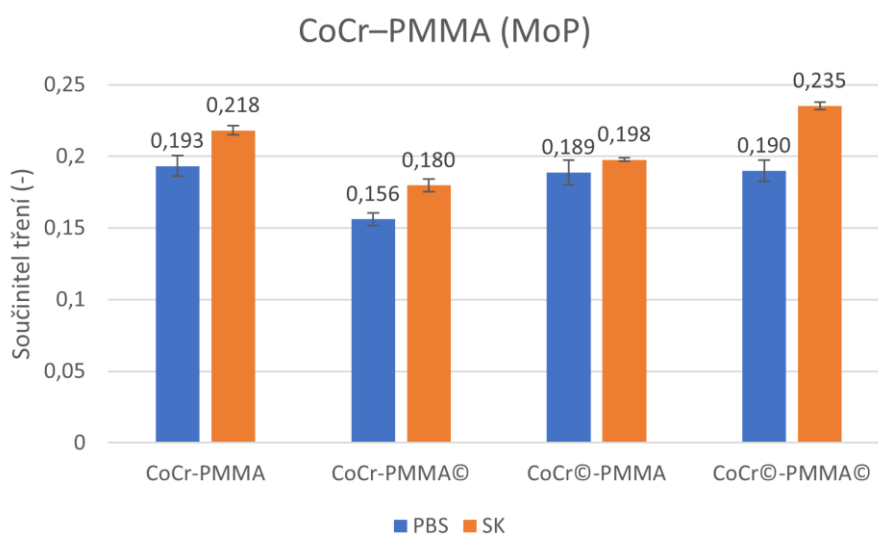
Obr. 5–5 Graf součinitelů tření pro CoCr–PMMA s mazivem PBS

V případě modelové synoviální kapaliny (SK) se hodnoty CoF pohybovaly od 0,16 do 0,24. Na Obr. 5–6 vidíme, že nejnižší součinitel tření byl zaznamenán pro kombinaci s pouze povlakovanou PMMA jamkou. Následuje pár s povlakovanou CoCr hlavicí, poté dvojice bez povlaku a nejhůře dopadlo měření s užitím obou povlakovaných komponent. Během pěti opakování nelze souhrnně popsat chování jednotlivých párů. V některých případech součinitel tření postupně narůstal, v jiných nejdříve rostl a následně klesal a jindy zase nejdříve klesal a poté lehce stoupal.



Obr. 5–6 Graf součinitelů tření pro CoCr–PMMA s mazivem SK

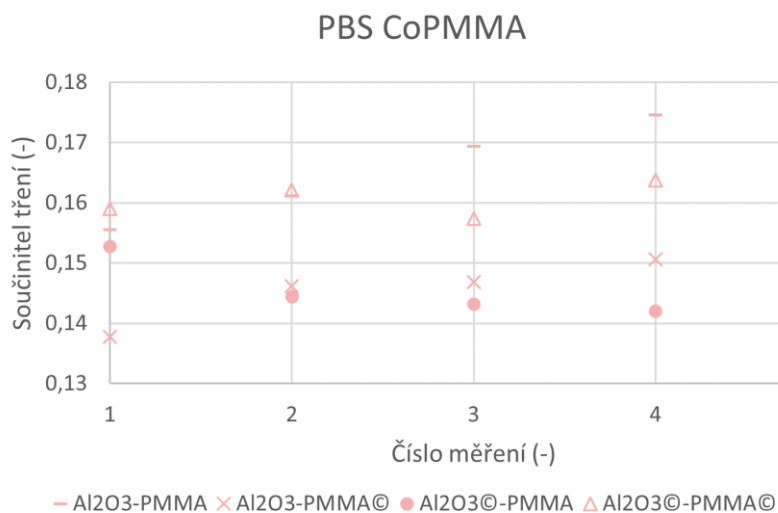
Souhrnné porovnání průměrných hodnot součinitelů tření v případě užití PBS a SK je zobrazeno ve sloupcovém grafu na Obr. 5–7. Chybovými úsečkami jsou znázorněny směrodatné odchylky. Z porovnání lze říci, že při užití PBS bylo dosaženo nižších hodnot součinitelů tření. Nejnižší součinitel tření vykazoval pár CoCr hlavice s povlakovanou PMMA jamkou. Následovala kombinace, kdy byla povlakovaná pouze CoCr hlavice. Avšak v případě PBS byly hodnoty této kombinaci velice blízké také se zbývajícimi dvěma variantami, tedy bez povlaku a v případě kdy byly obě komponenty povlakovány. S fyziologickou SK dosahovaly tyto dvě kombinace vyšších hodnot.



Obr. 5–7 Porovnání součinitelů tření pro CoCr–PMMA

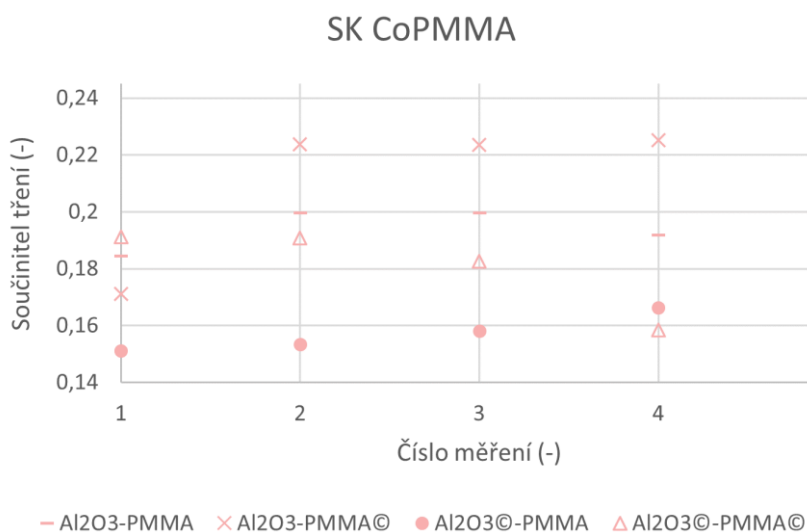
5.3.2 Al₂O₃–PMMA (CoP)

Při užití keramické hlavice Al₂O₃ (SuloxTM) a PMMA jamky spolu s PBS se součinitel tření pohyboval v rozsahu 0,14–0,17 (Obr. 5–8). Nejnižší hodnoty dosáhla dvojice, kdy byla povlakována PMMA jamka a to konkrétně při prvním měření. Během dalších třech měření ji již vystřídala dvojice s povlakovanou hlavící. V pátém měření se pořadí vrátilo do původního stavu. Obecně nejhůře dopadla kombinace komponent bez povlaku.



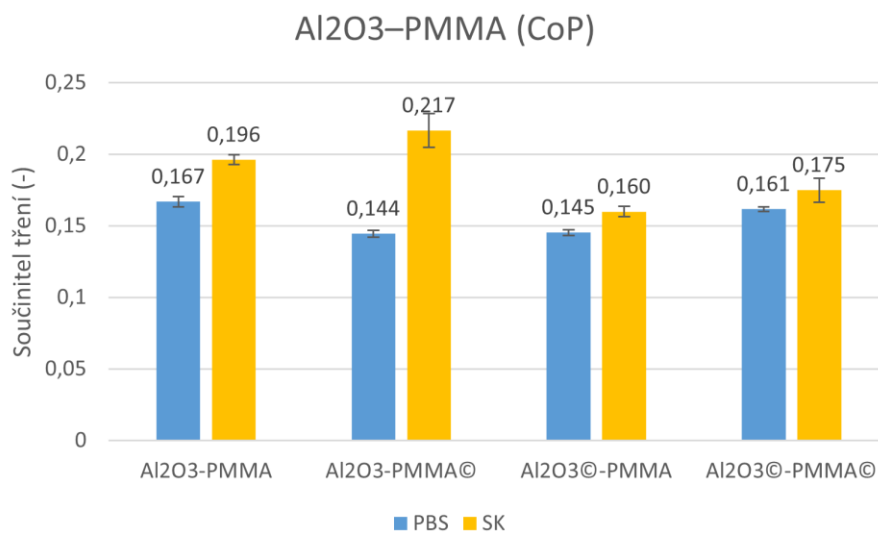
Obr. 5–8 Graf součinitelů tření pro Al₂O₃–PMMA s mazivem PBS

Pro SK (Obr. 5–9) se součinitel tření nacházel v rozmezí 0,15 až 0,24. V tomto případě bylo nejnižší tření naměřeno u dvojice s povlakovanou hlavící. Druhý byl pár s oběma povlakovanými komponentami. Nejvyšší tření vykazovala kombinace s povlakovanou hlavící.



Obr. 5–9 Graf součinitelů tření pro Al₂O₃–PMMA s mazivem SK

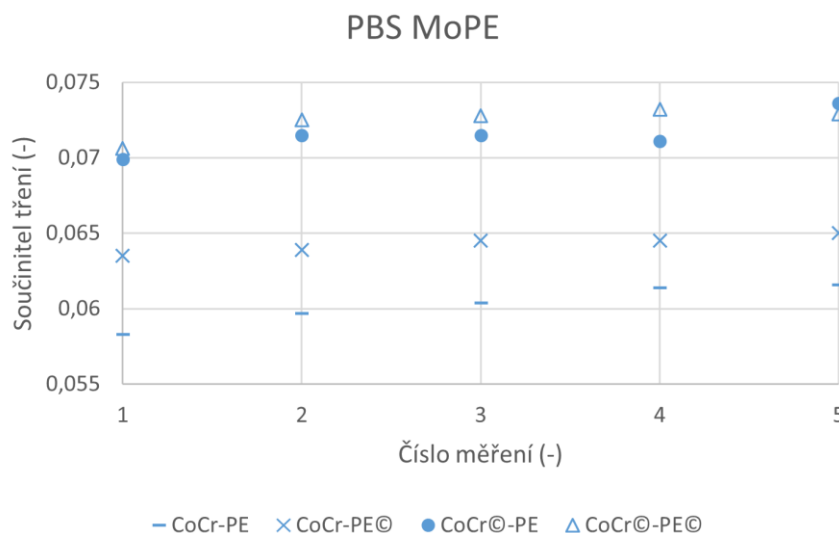
Při porovnání mezi PBS a SK (Obr. 5–10) bylo zjištěno, že s užitím PBS byly měřeny průměrně nižší hodnoty součinitelů tření bez ohledu na užitý pár. Nejlépe ze všech kombinací vyšel pár s povlakovanou jamkou, těsně následován párem s povlakovanou hlavicí s PBS kapalinou. Naopak nejhůře skončila kombinace s povlakovanou jamkou a fyziologickou SK. Páry s povlaky nevykazují jasnou tendenci z hlediska velikosti součinitelů tření.



Obr. 5–10 Porovnání součinitelů tření pro $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-PMMA}$

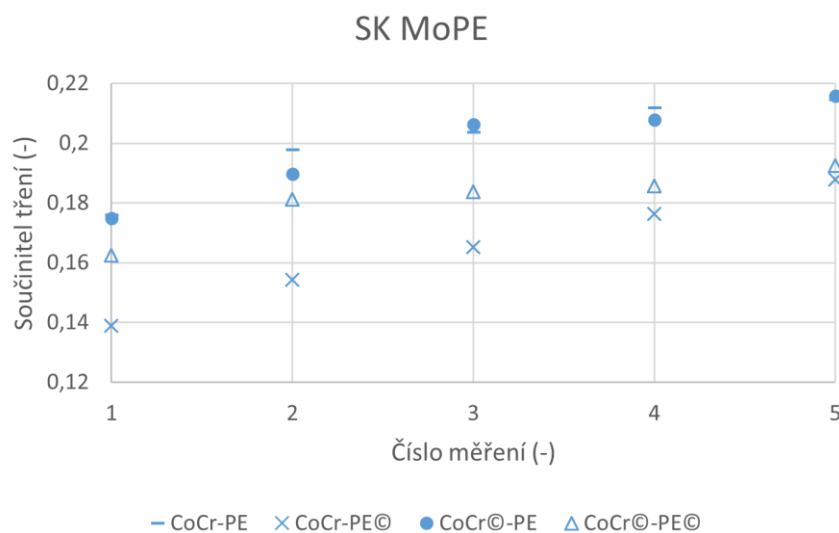
5.3.3 CoCr–UHMWPE (MoP)

Součinitele tření pro kombinaci kovové CoCr hlavičky a polymerové UHMWPE jamky s PBS kapalinou jsou zobrazeny na Obr. 5–11. Hodnoty tření se nachází v rozmezí 0,06–0,07. Kombinace s povlakovanými komponentami vykazuje mírně zvýšené hodnoty tření oproti variantě bez povlaku.



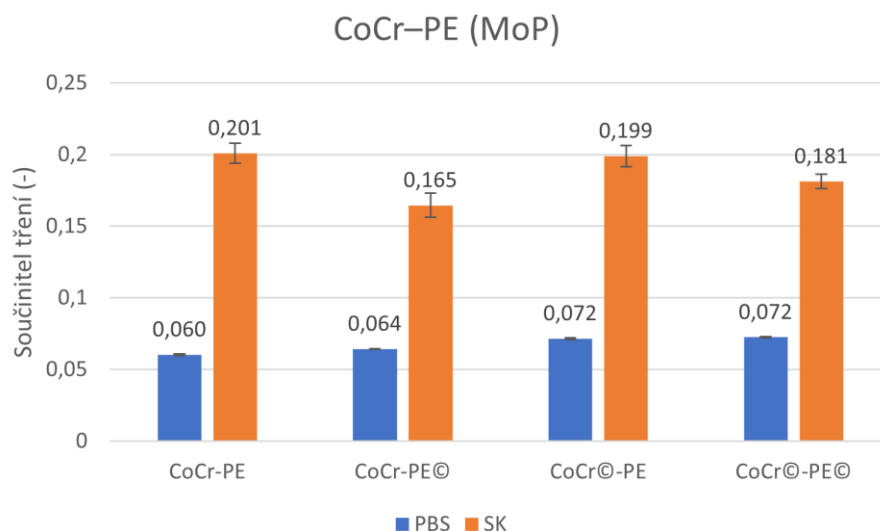
Obr. 5–11 Graf součinitelů tření pro CoCr–PE s mazivem PBS

S fyziologickou SK (Obr. 5–12) se součinitel tření pohyboval v rozsahu 0,14 až 0,22. Nejnížší hodnoty byly naměřeny pro pár s originální CoCr hlavičkou a povlakovanou PE jamkou. Nejvyšší na tom byl pár bez povlaku společně s pouze povlakovanou hlavičkou.



Obr. 5–12 Graf součinitelů tření pro CoCr–PE s mazivem SK

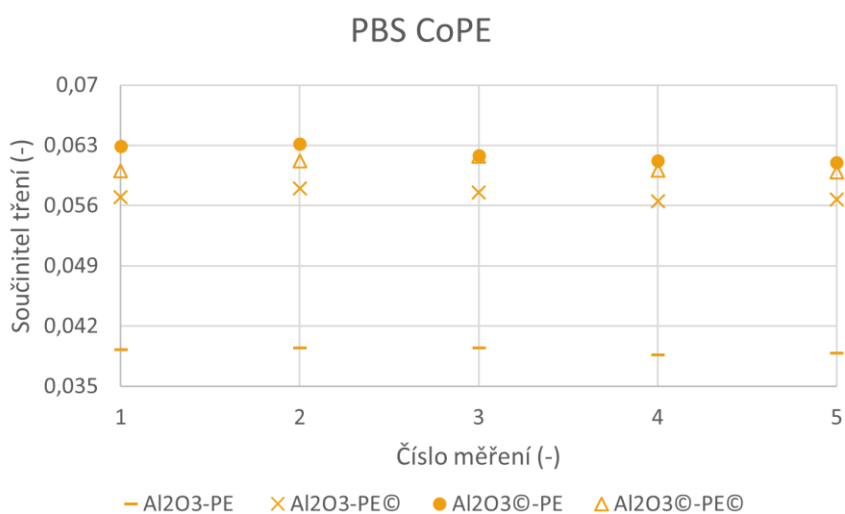
Při porovnání průměrných hodnot těchto dvou výše zmíněných variant s různými mazivy (Obr. 5–13) bylo zjištěno, že jsou mezi nimi značné rozdíly. Fyziologická SK významně navýšila hodnotu součinitele tření, a to konkrétně až 3,35krát. Ze získaných dat nelze jednoznačně posoudit, jaký má povlak vliv na velikost součinitele tření.



Obr. 5–13 Porovnání součinitelů tření pro CoCr-PE

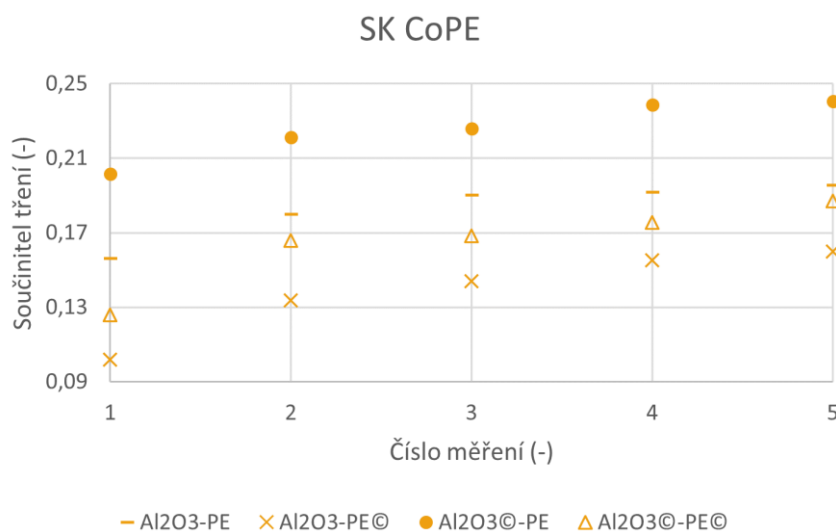
5.3.4 Al₂O₃-UHMWPE (CoP)

Keramické hlavice s UHMWPE jamkami a kapalinou PBS (Obr. 5–14) vykazovaly součinitel tření od 0,04 do 0,07. Nejlepší kombinací z pohledu součinitele tření byl pár bez povlakovaných komponent. S nimi bylo dosaženo hodnot tření pod 0,04. Zbývající trojice párů se pohybovala mezi hodnotami 0,05 až 0,07 s poměrně podobnými průběhy mezi jednotlivými po sobě jdoucími měřeními.



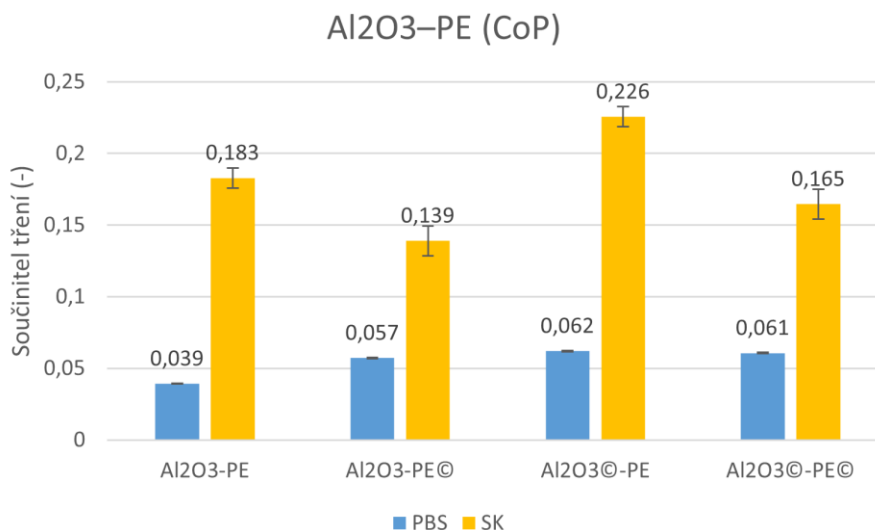
Obr. 5–14 Graf součinitelů tření pro Al₂O₃-PE s mazivem PBS

S fyziologickou SK (Obr. 5–15) byl rozsah součinitele tření od 0,10 do 0,24. Nejnižší tření vykazoval pár s povlakovanou jamkou. Nejvyšší pak pár s povlakovanou hlavicí. Kombinace bez povlaku a s oběma povlakovanými komponentami se nacházel mezi nimi.



Obr. 5–15 Graf součinitelů tření pro Al₂O₃-PE s mazivem SK

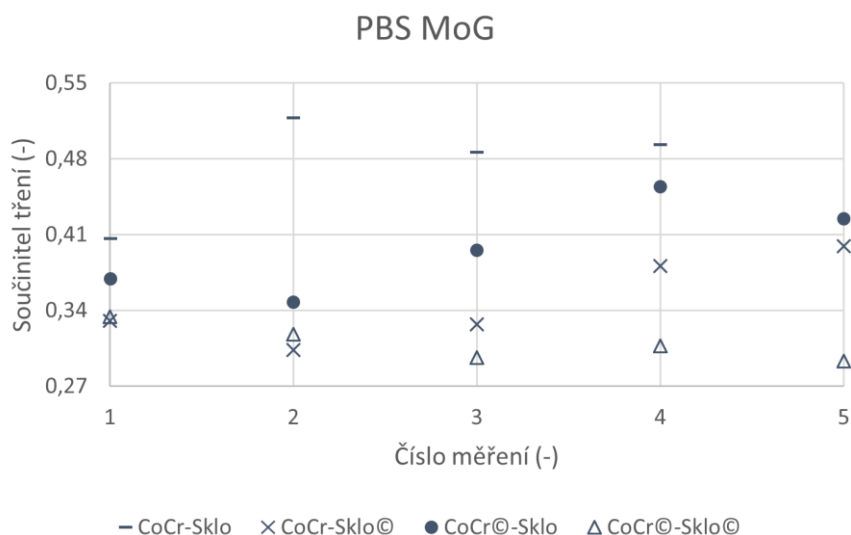
V porovnání (Obr. 5–16) jednotlivých maziv dosahovalo PBS násobně nižších hodnot součinitele tření oproti SK. Povlak komponent však nevykazuje jednoznačný vliv na velikost součinitelů tření. Lze ovšem pozorovat jeho rozdílné chování pro různé typy maziv. V případě PBS byl nejlepší kombinací pár bez povlaků, kdežto u fyziologické SK to byla kombinace s povlakovanou PE jamkou.



Obr. 5–16 Porovnání součinitelů tření pro Al₂O₃-PE

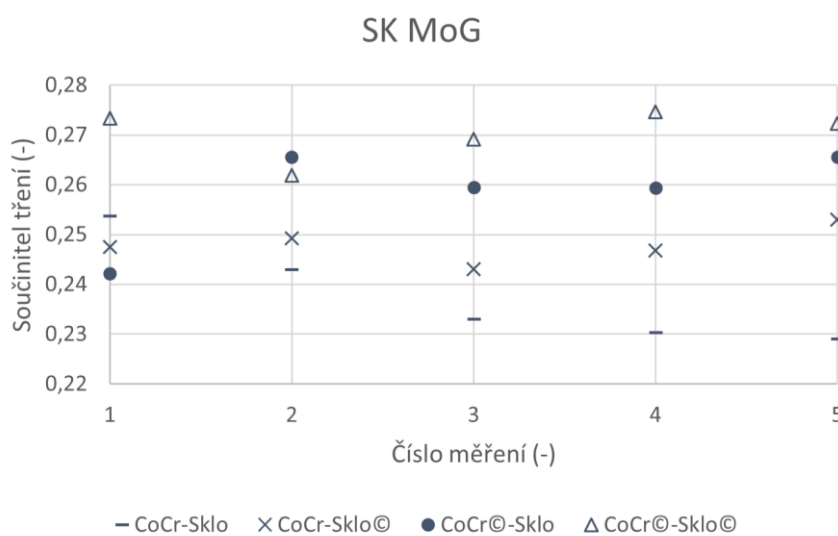
5.3.5 CoCr–sklo (MoG)

U kovové CoCr hlavice a skleněné jamky spolu s PBS (Obr. 5–17) dopadla nejlépe dvojice s oběma povlakovanými komponentami. Nejhůře dopadl pár bez povlaku. V tomto případě dokonce nebylo provedeno ani standardních 5 měření, protože již od 3. experimentu docházelo k výrazným zvukovým projevům kontaktního páru. Z důvodu rizika nevratného poškození komponent při provádění dalších měření v této kombinaci tedy bylo přistoupeno k rozhodnutí neprovádět všech 5 měření. Rozsah CoF během experimentů byl od 0,29 do 0,52.



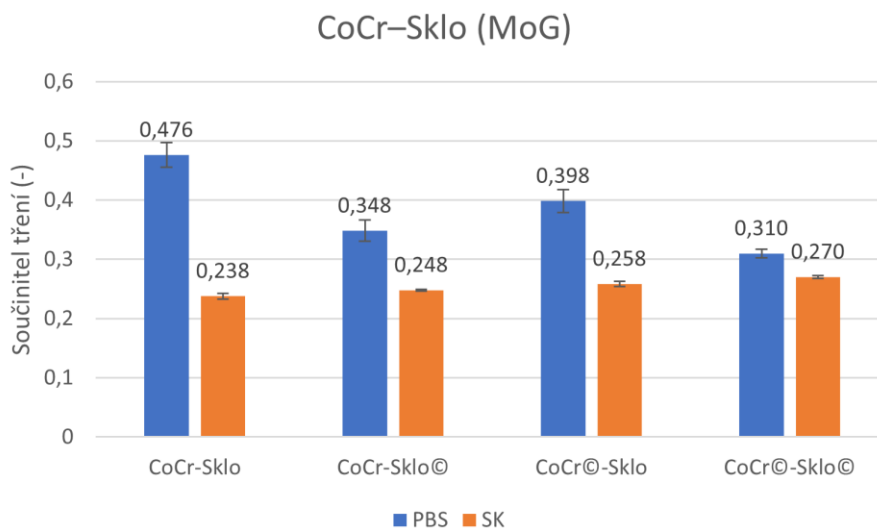
Obr. 5–17 Graf součinitelů tření pro CoCr–Sklo s mazivem PBS

Při užití SK (Obr. 5–18) byl rozsah CoF 0,22–0,28. Nejnížší hodnoty tření byly získány s dvojicí bez užití povlaku, následovanou párem s povlakovanou skleněnou jamkou. Nejhůře dopadla kombinace obou povlakovaných komponent.



Obr. 5–18 Graf součinitelů tření pro CoCr–Sklo s mazivem SK

Při porovnání (Obr. 5–19) pozorujeme výrazně nižší součinitele tření při užití fyziologické synoviální kapaliny oproti PBS. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny při materiálové kombinaci bez užití povlakované komponenty se SK. Oproti tomu byly při užití PBS v této kombinaci získány nejhůřší výsledky v podobě nejvyššího součinitele tření. Při užití povlakovaných komponent bylo s PBS získáno nižších hodnot součinitelů tření. Avšak v případě SK tyto hodnoty mírně narostly.

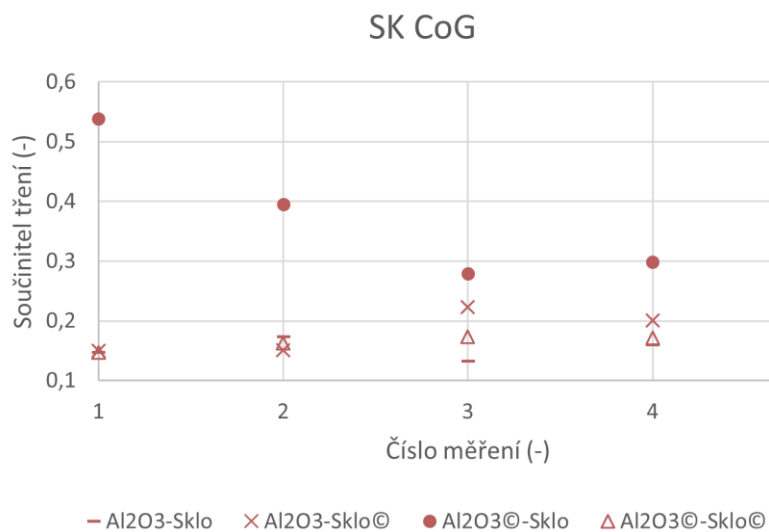


Obr. 5–19 Porovnání součinitelů tření pro CoCr–Sklo

5.3.6 Al₂O₃–sklo (CoG)

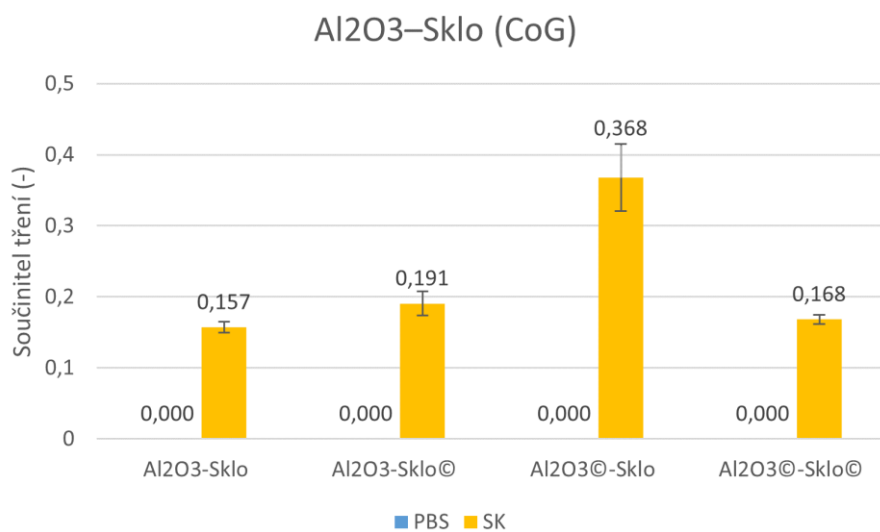
Při užití keramické hlavice Al₂O₃ (Sulox™) a skleněné jamky spolu s povlakovanými variantami a s kapalinou PBS nebyla provedena žádná měření a to z důvodu vrzání a skřípání kontaktní dvojice již při vychylování kyvného rámu do výchozí pozice 16°. Aby tedy nedošlo k poškození komponent nebyla tato měření realizována. Důvodem, proč se tento pár choval tak odlišně oproti ostatním, může být mírně větší průměr hlavice.

S fyziologickou SK již byly provedeny veškerá měření, která jsou vyobrazena v grafu na Obr. 5–20. Naměřené hodnoty se nacházely v rozsahu 0,13–0,54. Nejnižších hodnot dosahoval pár bez povlaku. Pár s oběma povlakovanými komponentami se pohyboval v podobném rozsahu, jako předchozí pár. Z hlediska výsledků součinitele tření dopadla nejhůř kombinace povlakované keramické hlavice se skleněnou jamkou. Při prvním měření hodnota součinitele tření překonala hodnotu 0,5. V průběhu dalších měření však došlo ke snížení této hodnoty k hranici 0,3 a tedy i k přiblížení k ostatním párům.



Obr. 5–20 Graf součinitelů tření pro Al₂O₃–Sklo s mazivem SK

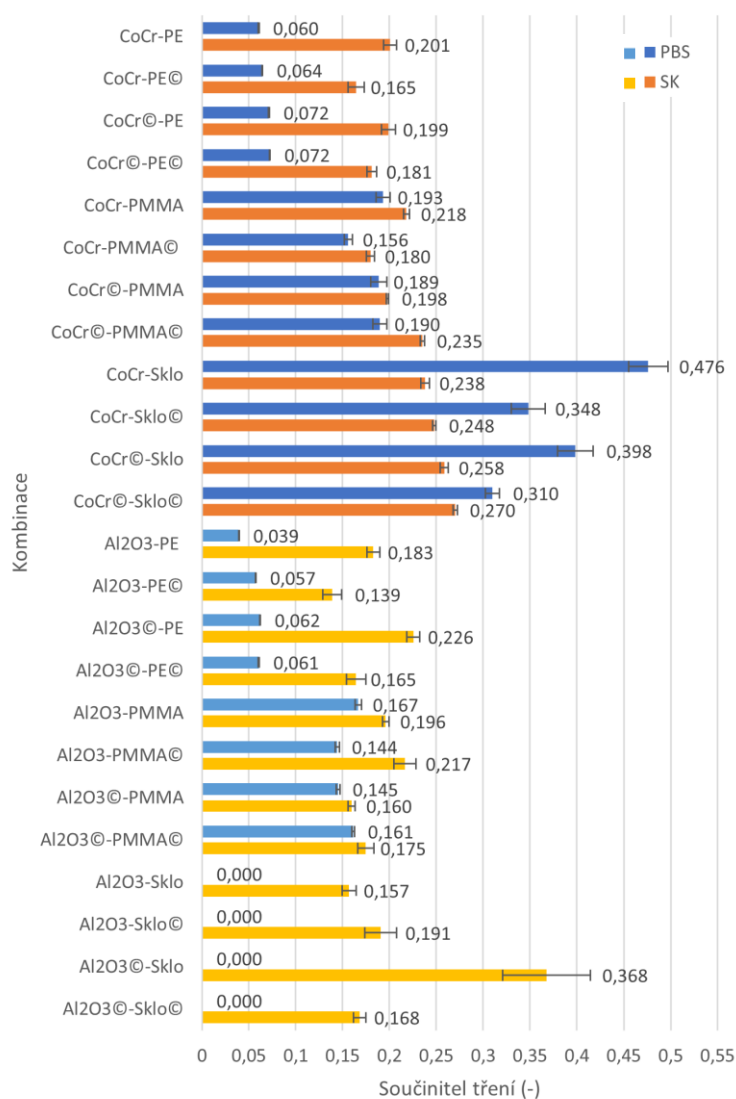
V tomto případě nelze porovnávat výsledky PBS vůči SK, jelikož jak již bylo výše zmíněno nebyly provedeny žádné měření s PBS. V grafu na Obr. 5–21 jsou tedy pouze zobrazeny statisticky zpracované výsledky pro fyziologickou synoviální kapalinu.



Obr. 5–21 Porovnání součinitelů tření pro Al₂O₃–Sklo

5.3.7 Souhrn výsledku tření

Souhrn součinitelů tření pro veškeré materiálové kombinace a maziva je zobrazen v grafu na Obr. 5–22. První polovina kombinací je s CoCr hlavicemi a druhá s Al₂O₃ hlavicemi. Obě poloviny jsou barevně odlišeny a zároveň jsou barevně odlišeny také jednotlivá maziva. Pro PBS byly zvoleny dva odstíny modré a v případě fyziologické SK bylo zvoleno oranžové a žluté barvy. Při užití PBS lze pozorovat značně rozdílné výsledky v kombinaci s jamkami z různých materiálů pro CoCr i Al₂O₃ hlavice. Nejnižší hodnoty tření byly obecně naměřeny pro PE jamky následovány PMMA jamkami a nejvyšší pro jamky skleněné. Při užití fyziologické synoviální kapaliny (SK) se snížil rozdíl CoF mezi jednotlivými materiálovými kombinacemi. Výsledné hodnoty si tak byly navzájem bližší. Celkově lze konstatovat, že pro keramické hlavice byly hodnoty tření nižší oproti CoCr hlavicím. Zároveň páry s povlakovanou jamkou ve většině případů dosahovaly asi o 20 % nižších hodnot CoF oproti nepovlakovaným párům.



Obr. 5–22 Souhrnný graf součinitelů tření

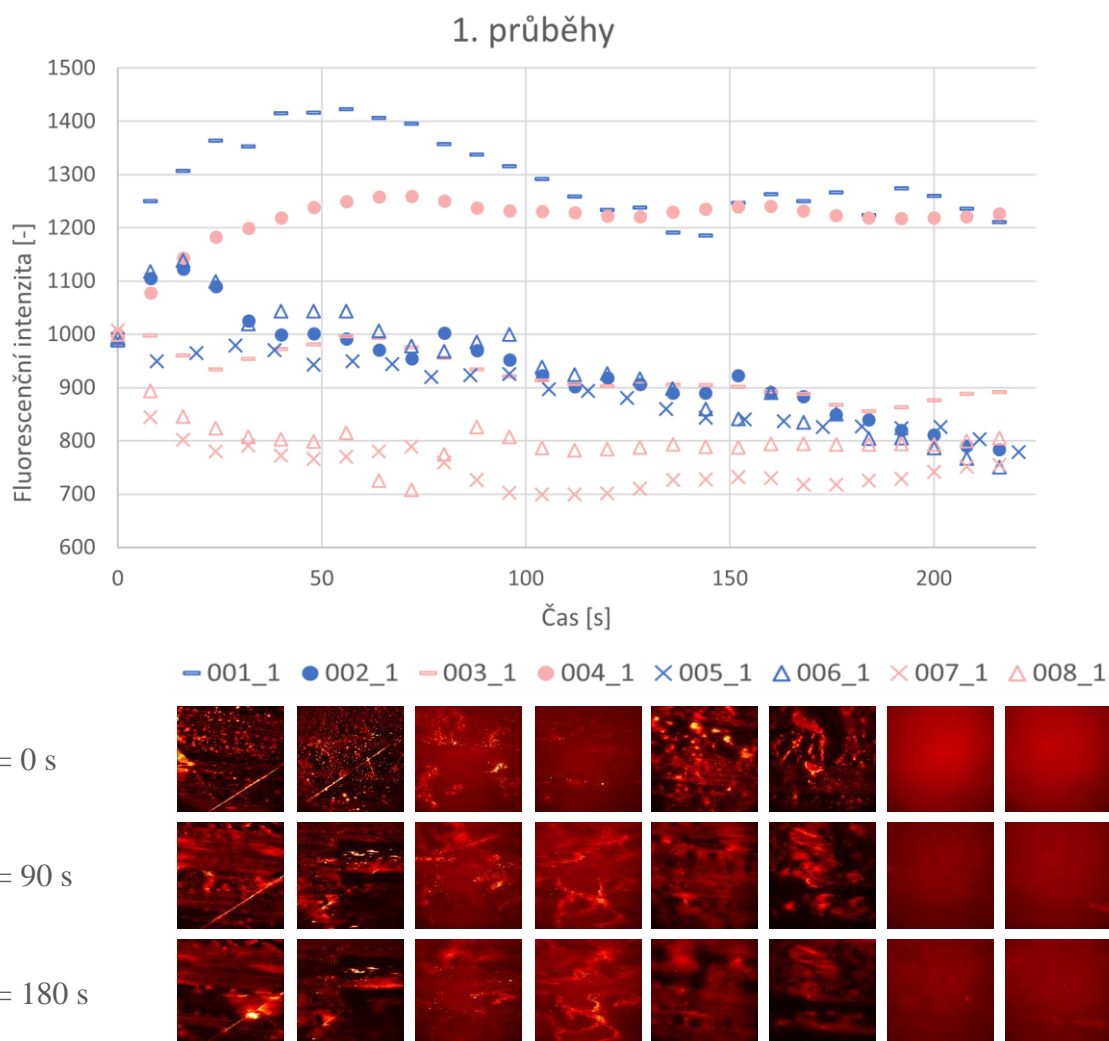
5.4 Studium mazání

V případě experimentů zaměřených na studium mazání bylo využito CoCr a Al₂O₃ hlavic s povlakovanými variantami a PMMA jamek (nepovlakovaná a povlakovaná). Veškeré experimenty byly třikrát zopakovány. Jednotlivým materiálovým kombinacím byla přiřazena pořadová čísla a symboly pod kterými vystupují v grafech zapsané v Tab. 8. Povlakovaná komponenta je označována symbolem ©.

Tab. 8 Pořadová čísla a symboly materiálových kombinací–studium mazání

Jamka\Hlavice	CoCr	CoCr ©	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃ ©
PMMA	001 —	002 ●	003 —	004 ●
PMMA ©	005 ×	006 ▲	007 ×	008 ▲

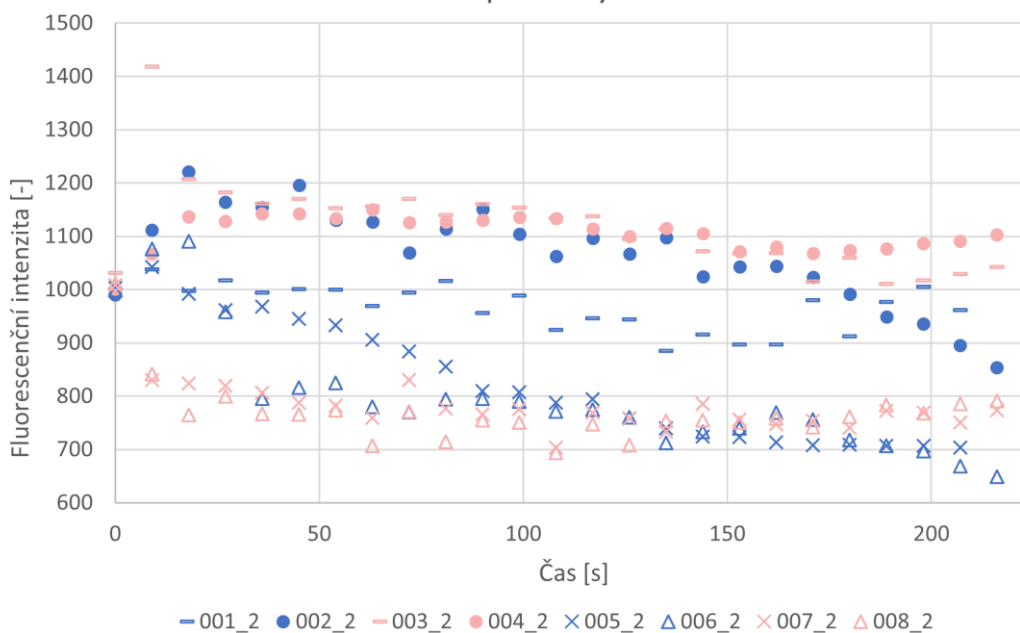
Výsledné hodnoty fluorescenční intenzity v závislosti na čase pro veškeré první průběhy všech materiálových kombinací jsou zobrazeny v Obr. 5–23. Na obrázku jsou také fluorescenční snímky kontaktů pro jednotlivé materiálové kombinace v časech $t = 0$ s, $t = 90$ s a $t = 180$ s. Z nich lze pozorovat v průběhu času chování a interakce označených složek modelové synoviální kapaliny s kontaktními povrchy. V případě páru 001 až 006 jsou viditelné značné shluky usazených proteinů. Pro kombinace 007 a 008, kdy byly hlavice z keramiky Al₂O₃, nedocházelo k žádnému, případně jen velmi omezenému shlukování proteinů v kontaktu v porovnání s jinými případy. Nejvyšších hodnot fluorescenční intenzity a podobných průběhů dosahují páry 001 a 004, což odpovídá CoCr–PMMA a Al₂O₃©–PMMA kombinacím. V případě těchto variant došlo k prvotnímu navýšení intenzity, která se následně ustálila přibližně na hodnotě 1250. Konkrétně nejvyšší hodnota intenzity dosahovala hodnoty 1422 v čase cca 56 vteřin pro pár 001. Kombinace 002 a 006 po začátku experimentu zaznamenaly navýšení intenzity na hodnotu přibližně 1135, kdy po 30 vteřinách došlo ke snížení na původní hranici 1000 a následně k malému poklesu až na hodnoty okolo 750 na konci experimentů. V případě těchto variant se jednalo o páry s hlavicemi z materiálu CoCr spolu s povlakem. Kombinace keramické hlavice a jamky bez povlaku (003) obdobně jako kombinace CoCr–PMMA© (005) od začátku do konce experimentu vykazovaly v podstatě lineární pokles intenzity z původní hodnoty 1000 na hodnoty přibližně 750. Kombinace 007 a 008 měly ze začátku tendenci poměrně rychle snížit intenzitu, ta se však ale přibližně v oblasti 70 vteřin ustálila a pohybovala se až do konce experimentu v rozmezí hodnot 700 a 800. Jednalo se o keramické hlavice s povlakem i bez.



Obr. 5–23 Závislost fluorescenční intenzity na čase pro první průběhy všech materiálových kombinací a fluorescenční snímky kontaktu (rovina pohybu–horizontální)

U druhých průběhů (Obr. 5–25) jsou výsledné hodnoty intenzity lehce odlišné oproti prvním průběhům. Horší opakovatelnost je způsobena zejména zčásti nahodilým charakterem chování biologických složek v mazivu. Jejich chování závisí na mnoha proměnných, které nelze úplně jednoduše kontrolovat. Výsledky této DP však dosahují až na jednotlivé výjimky například CoCr–PMMA© (3. průběh) poměrně dobré opakovatelnosti. Velice dobrá opakovatelnost byla získána v případě experimentů 007 a 008, kdy nedocházelo k adsorpci proteinů na površích vlivem vlastností povlaku a keramiky, což lze pozorovat i na fluorescenčních snímcích na Obr. 5–23. V případě druhých průběhů nelze jednoznačně určit, která kombinace dosahovala nejlepších výsledků. Kromě kombinací 002, 005 a 006 (CoCr hlavice) jež měly klesající trend, vykazovaly všechny ostatní páry poměrně ustálenou tloušťku filmu v průběhu času. Nejvyšších hodnot dosahovaly kombinace 003 a 004 kdy se jednalo o keramické hlavice bez povlaku a s povlakem.

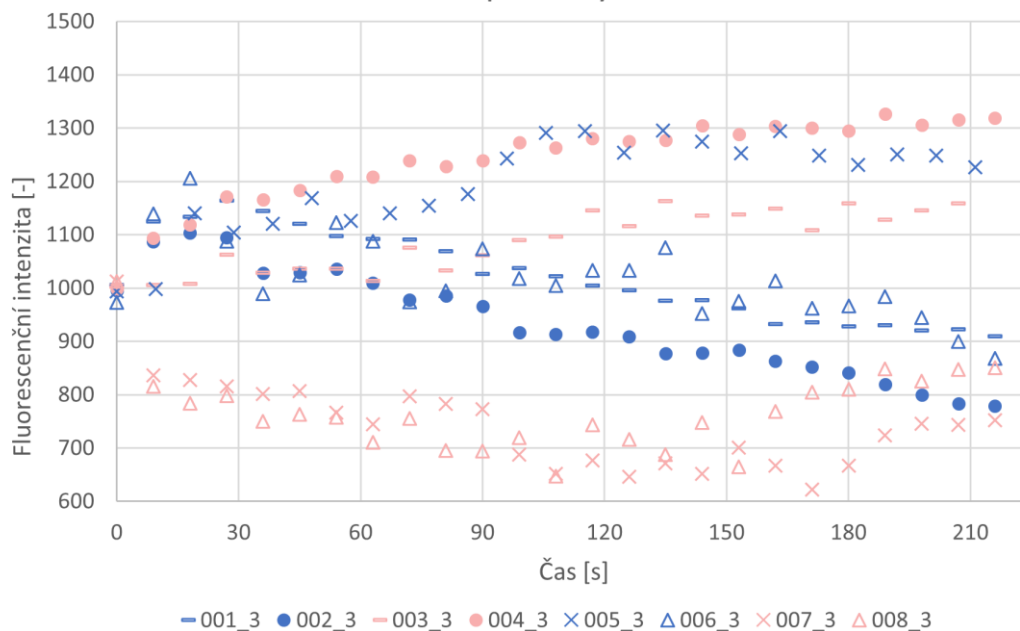
2. průběhy



Obr. 5–25 Závislost fluorescenční intenzity na čase pro druhé průběhy všech materiálových kombinací

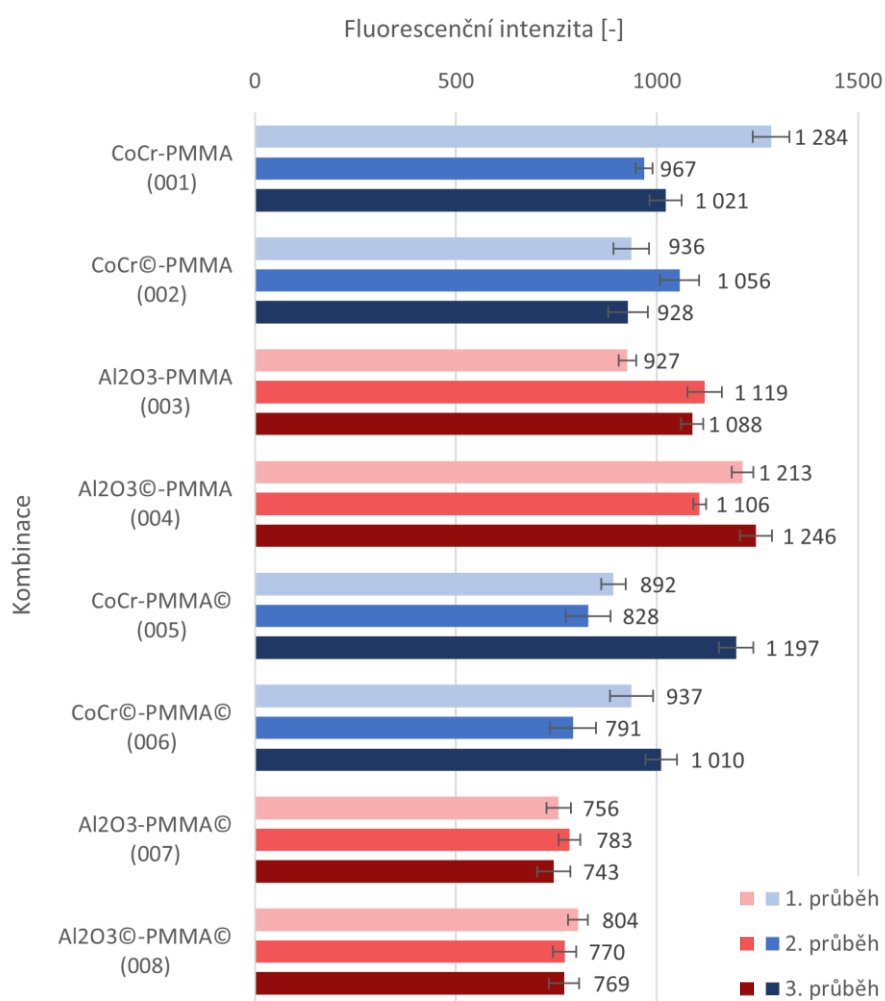
Pro třetí průběhy (Obr. 5–24) vykazovaly kombinace 003, 004 a 005 trend rostoucí intenzity od začátku testu. Klesající trend je pozorovatelný pro kombinace 001, 002 a 006. V případě kombinací 007 a 008 lze opět pozorovat stejný průběh jako v předchozím případěch.

3. průběhy



Obr. 5–24 Závislost fluorescenční intenzity na čase pro třetí průběhy všech materiálových kombinací

Ze souhrnných výsledků v grafu na Obr. 5–26 a jednotlivých průběhů (Obr. 5–23, Obr. 5–25, Obr. 5–24) nelze jednoznačně určit, které kombinace jsou z hlediska tvorby mazacího filmu nejlepší. V případě povlakovaných komponent lze předpokládat, že nejlepších výsledků bylo dosaženo s kombinací 004, což odpovídá povlakované keramické hlavici s PMMA jamkou. Tato kombinace dosahuje nejvyšších intenzit a poměrně stabilního průběhu fluorescenční intenzity. Také kombinace 007 a 008 vykazovaly poměrně ustálený průběh intenzity, kdy ihned po začátku experimentů došlo k poklesu mazacího filmu a následně se hodnoty ustálily a udržovaly po celou dobu experimentů. Avšak dosahovaly nejnižších intenzit ze všech kombinací. Za nejhorší pár lze asi považovat kombinaci 006 z důvodu klesajícího trendu ve všech třech průbězích a poměrně nízkým průměrným hodnotám intenzity v souhrnném grafu.



Obr. 5–26 Souhrnný graf fluorescenční intenzity

6 DISKUZE

6.1 Interpretace výsledků

6.1.1 Tření

Fosfátový pufr (PBS)

Z pohledu na souhrnný graf (Obr. 5–22) součinitelů tření pro všechny materiálové kombinace a dvě testovaná maziva lze jednoznačně říci, že jak materiál, tak mazivo mají značný vliv na výsledné hodnoty součinitelů tření. Zásadní vliv různých materiálů acetabulárních jamek je dobře pozorovatelný zejména při užití referenčního maziva PBS. Lze si povšimnout, že trend vývoje součinitele tření pro různé jamky je jak pro CoCr, tak pro Al₂O₃ hlavice téměř totožný. Nejnižších hodnot bylo dosaženo v kombinaci s UHMWPE jamkami. Více než dvojnásobných hodnot bylo dosaženo v kombinaci s PMMA jamkami. Nejvyšších hodnot tření dosahují kombinace CoCr hlavice spolu se skleněnými jamkami. Při těchto kombinacích byl také zjištěn největší rozdíl mezi jednotlivými páry. V případě Al₂O₃ hlavice a skleněných jamek nebyly naměřeny žádné hodnoty z důvodů značného vrzání a skřípání kontaktních párů již při mírném vychýlení kyvadla. Lze však očekávat, že i v tomto případě by došlo získání značně vyšších hodnot oproti předchozím kombinacím s keramickými hlavici. Násobně vyšší hodnoty součinitele tření pro kombinaci hard-on-hard (tvrdý na tvrdý), kdy v této práci to jsou páry MoG a CoG, naměřili taktéž autoři v pracích [21, 26]. V těchto případech se jednalo o páry MoM, tedy kov na kov. Značně vyšší hodnoty tření byly získány pravděpodobně z důvodů vyšší drsnosti a Youngova modulu pružnosti, čímž dochází k násobně vyšším kontaktním tlakům oproti párům hard-on-soft (tvrdý na měkký). Avšak v případě párů CoC a CoM, jež jsou taktéž hard-on-hard kontakty, bylo ve zmíněných pracích naměřeno obdobných hodnot součinitelů tření, jako pro páry hard-on-soft. Tedy páry MoG a CoG se chováním přibližují spíše k páru MoM oproti hard-on-hard párům CoC a CoM.

Synoviální kapalina (SK)

S biologickým mazivem se výsledky tření v některých kombinacích značně rozcházejí. Obecně lze konstatovat, že vlivem komplexního složení fyziologické modelové synoviální kapaliny došlo k ustálení velikosti součinitele tření napříč všemi kombinacemi. Totožné chování součinitele tření pro biologická maziva, při užití stejných, podobných či rozdílných materiálových kombinací, bylo pozorováno taktéž v pracích [21, 23, 25, 26]. Z výsledků v grafu na Obr. 5–22 je patrné značné navýšení součinitelů tření v kombinaci s UHMWPE jak pro CoCr, tak pro Al₂O₃ hlavice. Hodnoty vzrostly z 0,06–0,07 pro CoCr hlavice a z 0,04–0,06 pro Al₂O₃ na 0,17–0,20 pro CoCr a pro Al₂O₃ na 0,14–0,23. To odpovídá více než dvojnásobnému navýšení. Pro PMMA jamky došlo u všech párů k mírnému až téměř zanedbatelnému nárůstu součinitele tření pro fyziologickou synoviální kapalinu. Hodnoty tření se však pohybují ve stejné oblasti jako pro UHMWPE jamky. V případě skleněných jamek, jako jediných, došlo ke snížení součinitele tření užitím biologického maziva. Již v přechodném odstavci byla zmíněna podobnost chování párů MoG a CoG s nebiologickým mazivem s MoM páry v pracích [21, 26]. Tato podobnost byla zachována i v případě s biologickým mazivem. V těchto zmíněných pracích v případě páru MoM, jako jediném, taktéž došlo ke snížení součinitele tření vlivem komplexního složení biologického maziva a přiblížení se hodnotami ostatním materiálovým kombinacím. I přesto, že pro kombinaci Al₂O₃ hlavic a skleněných jamek spolu s PBS nebylo měření provedeno, lze předpokládat, že tyto hodnoty by předčily hodnoty získané pro fyziologickou modelovou synoviální kapalinu (SK). Toto lze vyvodit také na základě faktu, že kombinace Al₂O₃–sklo s PBS již při mírném pohybu způsobovaly značné vrzání a skřípání v kontaktu, což je přisuzováno právě vysokému součiniteli tření. Navíc součinitel tření pro tuto kombinaci s biologickým mazivem dosahuje v některých případech i nižších hodnot než ostatní kombinace. Toto tvrzení platí vyjma páru Al₂O₃–sklo, který značně předčil ostatní páry a kombinace se SK. I přesto však páry s keramickými hlavicemi vykazovaly obecně nižší hodnoty součinitelů tření oproti párům s CoCr hlavicemi.

Povlak

Oproti původním očekáváním se ukázalo, že aplikace povlaku nemá jednoznačný dopad na tření materiálů kloubních náhrad. V určitých kombinacích s povlakem došlo ke snížení, v jiných zase ke zvýšení a někdy zůstal součinitel tření skoro neměnný. Pozitivní vliv povlaku na míru CoF byl ve většině kombinací pozorován u párů s povlakovanou jamkou. U těchto případů docházelo k měření nižších hodnot než pro páry nepovlakované, a to o přibližně 20 %. V případě femorálních hlavic bylo zjištěno, že povlak zajistil snížení kontaktního úhlu pro CoCr hlavici o přibližně 5° a u Al_2O_3 hlavice šlo v průměru o necelé 4° (Obr. 5–2). Nepovlakované hlavice vykazovaly kontaktní úhly $70,5^\circ$ a $71,9^\circ$ pro CoCr a Al_2O_3 . Povrchy všech testovaných hlavic jsou tedy hydrofilní a povlak pouze mírně zlepšil smáčivost jednotlivých povrchů. To, že je užitý povlak hydrofilní, je také popsáno v patentu [43]. Zjištěný kontaktní úhel pro nepovlakovanou CoCr hlavici se téměř shoduje s hodnotami v práci [35]. Oproti tomu pro Al_2O_3 hlavici bylo naměřeno hodnot nižších a to $60,4^\circ$. Vliv smáčivosti na součinitel tření je pozorovatelný a popsáný v práci [25]. Autoři pomocí povrchové úpravy zvýšili smáčivost UHMWPE, čímž došlo ke snížení součinitele tření z 0,175 na 0,155 s biologickým mazivem. Kontaktní úhel čistého UHMWPE byl však dvojnásobný, zatímco v této práci se lišil pouze v řádech jednotek stupňů. Nedostatečný rozdíl ve smáčivosti by mohl být jeden z důvodů proč se součinitel tření pro povlakované a nepovlakované komponenty jednoznačně neliší.

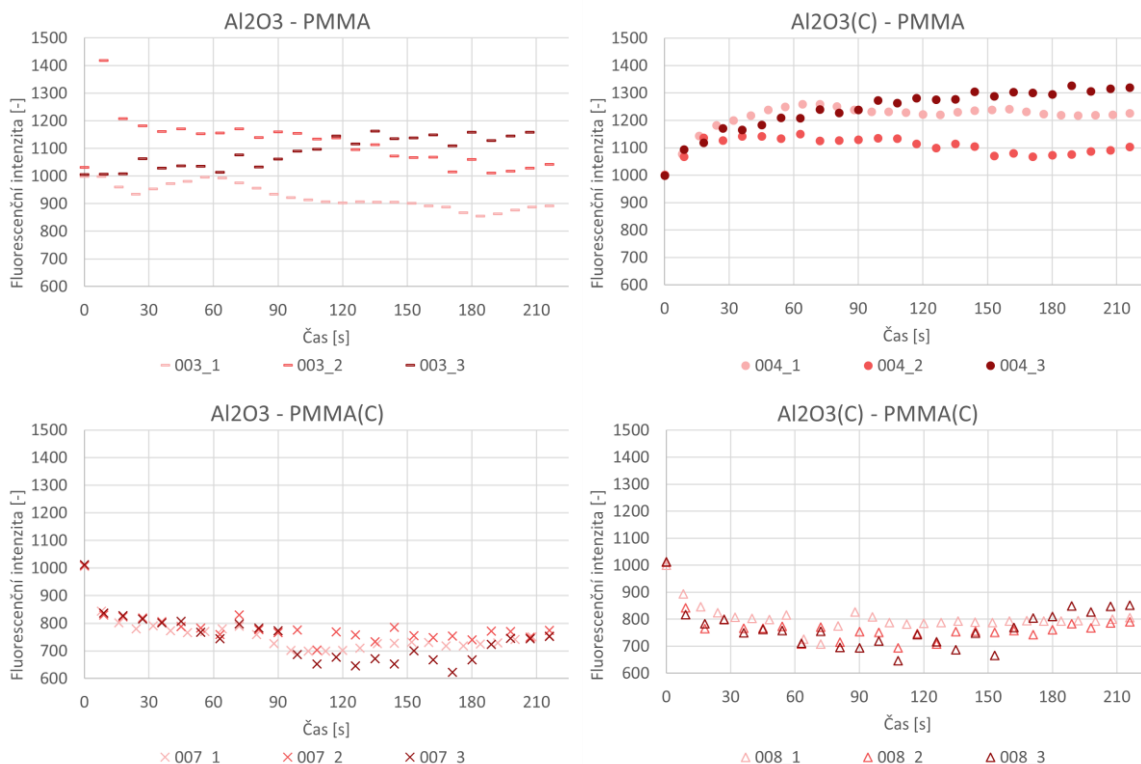
Další faktor ovlivňující velikost součinitele tření je drsnost povrchu. Závislost drsnosti a součinitele tření je popsána v pracích [21, 22]. Vyšší drsnost povrchu běžně vyústí ve vyšší součinitel tření. Z výsledků drsnosti povrchů v kap. 5.2 a grafu na Obr. 5–4 vyplynulo, že drsnost hlavic před experimenty byla velice podobná. Pro kovové CoCr hlavice povlakované i nepovlakované se jednalo o R_a 9 nm. A v případě keramických hlavic povlakovaných i nepovlakovaných hlavic šlo o R_a 11 nm. Drsnost po experimentech se u jednotlivých hlavic již značně lišila. Z CoCr hlavic vykazovala po experimentech nižší hodnoty drsnosti hlavice povlakovaná. Zatímco v případě Al_2O_3 hlavic tomu bylo přesně naopak a povlakovaná komponenta dosahovala mnohem vyšších hodnot drsnosti. Jelikož experimenty na studium tření probíhaly jako první, kdy se drsnosti jednotlivých hlavic téměř nelišily, mohl to být důvod proč nedocházelo k měření rozdílných hodnot CoF. Pokud by se experimenty tření zopakovaly, nyní již s opotřebenými hlavicemi, mohlo by docházet k měření značně rozlišných hodnot.

Jelikož se drsnosti jednotlivých povrchů po experimentech tak významně rozcházely, bylo by vhodné provést důkladnější analýzu povrchů například pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM). Pomocí ní by bylo možné odhalit například určité mechanismy způsobující delaminaci na mikroúrovni. Případně by bylo možné využít spektrální analýzy, která by odhalila jako změnu struktury materiálu, tak případně změny konformity jednotlivých biologických složek v mazivu. Tyto pokročilé analýzy nebylo možné v rámci řešení DP realizovat, otevírají však bezesporu další možnosti výzkumu.

6.1.2 Mazání

V případě studia mechanismů mazání byla využita pouze PMMA jamka. UHMWPE jamky nemohly by využity z důvodu jejich neprůhlednosti. Skleněné jamky zase nebyly vhodné, protože vykazují značně rozdílné mechanické vlastnosti oproti UHMWPE jamkám, jež jsou dnes nejběžněji využívané v kyčelních kloubních náhradách. Již v práci [35] je popsáno, že nedodržení odpovídajících kinematických a kontaktních podmínek může vést k značnému ovlivnění výsledků. Práce [34] taktéž poukazuje na značnou míru vlivu kinematických podmínek na tloušťku mazacího filmu, konkrétně pak zmiňuje kontaktní tlak. Ten je v případě užití UHMWPE jamky značně nižší než pro jamku skleněnou. UHMWPE svými mechanickými vlastnostmi nejlépe odpovídá právě PMMA, jež se řadí také do skupiny měkkých kontaktních párů na rozdíl od skla a splňuje podmínku průhlednosti [40]. Z maziv bylo užito komplexní fyziologické modelové synoviální kapaliny s fluorescenčně obarveným albuminem, γ -globulinem a kyselinou hyaluronovou. Důležitost komplexního složení maziva je zmíněna již v pracích [33, 39, 40].

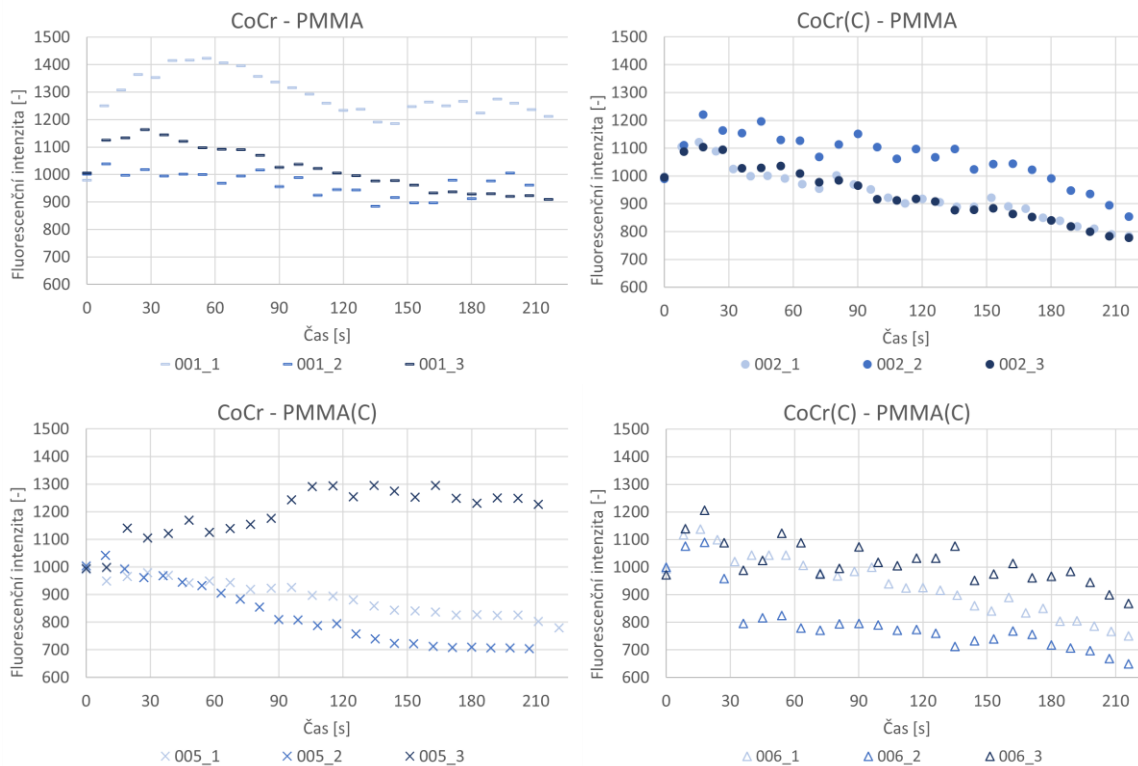
Výsledky průběhu fluorescenční intenzity, a tedy bezrozměrné tloušťky mazacího filmu jsou v práci zobrazeny v souhrnných grafech rozdělených do třech průběhů Obr. 5–23, Obr. 5–24 a Obr. 5–25. Souhrn průměru fluorescenční intenzity všech kombinací je dále zobrazen v grafu na Obr. 5–26. Při porovnání jednotlivých materiálových kombinací mezi sebou se zjistilo (Obr. 6–1, Obr. 6–2), že bylo dosaženo poměrně dobré opakovatelnosti výsledků, což v případě užití biologických látek v experimentech není pravidlem. Dobrou opakovatelnost při studiu kyčelní kloubní náhrady na kyvadlovém simulátoru popisují také autoři v práci [40]. Nejlepší opakovatelnost byla dosažena v případě páru 007 a 008, kdy se jedná o Al_2O_3 –PMMA C a Al_2O_3 C –PMMA C (Obr. 6–1). Intenzita filmu u nich krátce po začátku experimentu poklesla a následně se ustálila na hodnotách okolo 750. Podobný průběh tloušťky mazacího filmu je pozorovatelný v práci [36] u páru MoG (kov-na-sklo). Z fluorescenčních snímků na Obr. 5–23 vyplývá, že u těchto párů nedocházelo k adsorpci proteinů na površích a jejich shlukování, čímž došlo k vyřazení náhodné proměnné, jež v jiných případech mohla značně ovlivňovat jednotlivé průběhy a výsledky. Taktéž lze usuzovat, že povlak svými vlastnostmi nepřispívá k adsorpci proteinů, což platí i pro Al_2O_3 hlavicí. Příčinou však pravděpodobně nebude smáčivost povrchů, jak je například zmíněno v práci [35], jelikož ta je s ostatními hlavicemi si značně podobná a ty takové chování nevykazují. Díky tomu tyto dva páry 007 a 008 dosahovaly prakticky konstantních hodnot fluorescenční intenzity, avšak v porovnání s jinými kombinacemi byly průměrně nižší.



Obr. 6–1 Závislost fluorescenční intenzity na čase – souhrn Al₂O₃ hlavice

Zbylé dva páry s Al₂O₃ hlavicemi bez povlaku 003 (Al₂O₃–PMMA) a s povlakem 004 (Al₂O₃©–PMMA) dosahují také dobrých opakovatelnosti, a dokonce i vyšších intenzit (Obr. 6–1). V případě 003 byly hodnoty intenzity v průběhu celého experimentu konstantní okolo hodnoty 1000. U kombinací 004 na začátku experimentů došlo k nárůstu intenzity na hodnoty přibližně 1200 a došlo k jejich ustálení až do konce experimentů. Z fluorescenčních snímků (Obr. 5–23) je již v těchto kombinacích patrné shlukování proteinů, ke kterému pravděpodobně doházelo na povrchu nepovlakované PMMA jamky.

Navzdory předchozím předpokladům, že na povlaku pravděpodobně nedochází k adsorpci proteinů, se u kombinace 006 CoCr©–PMMA© tvořily proteinové shluky, jak lze vidět na fluorescenčních snímcích (Obr. 5–23). Z toho vyplývá, že vlastnosti povlaku jsou taktéž ovlivněny základním materiálem, případně fakt, že povlak nebyl příčinou neshlukování proteinů v kombinacích 007 a 008. Fluorescenční intenzita všech čtyř kombinací s CoCr hlavicemi zobrazena v grafech na Obr. 6–2 dosahuje až na výjimky velmi podobných průběhů. Určitá neopakovatelnost je pozorovatelná u kombinace 001 a 005. V případě kombinace 005 se dokonce jedno z provedených měření zcela vymyká a vykazuje opačný trend oproti zbylým dvěma průběhům. Většina průběhů s CoCr hlavicemi (Obr. 6–2) je rozdílná oproti kombinacím s Al₂O₃ hlavicemi (Obr. 6–1). Intenzita pro CoCr hlavice měla od začátku do konce experimentu klesající trend, kdy při ukončení konstantního výkyvu po 180 s se hodnoty pohybovaly okolo 850.



Obr. 6–2 Závislost fluorescenční intenzity na čase – souhrn CoCr hlavice

6.2 Limitace

Společnost CIDETEC, jež je výrobcem užitého povlaku, deklaruje pozitivní vliv povlaku na míru opotřebení jednotlivých komponent. Zvýšenou schopnost povrchu odolávat opotřebení však můžeme z pravidla pozorovat u dlouhodobých experimentů, zatímco v této práci byly prováděny experimenty krátkodobé. V případě měření součinitelů tření to vyplývá z užité metody, kdy docházelo ke sledování útlumu kyvného rámu. Při studiu formování mazacího filmu byla testována celá řada kombinací, což vyústilo ve velké množství testů. Z tohoto důvodu nemohly jednotlivé testy trvat výrazně delší dobu. Varianta, že by byly vykonány delší testy, avšak pouze s některými kombinacemi byla zamítnuta z toho důvodu, že by nebylo možné poskytnout komplexní data pro všechny kombinace a zjištění by tak mohla být zavádějící. Takovýto přístup by tedy měl poměrně nízkou vypovídající hodnotu a nemohlo by dojít k porovnání s dalšími variantami.

V případě provádění experimentálních měření by měl výsledky v ideálním případě určitým způsobem podpořit také numerický model. Ten však v tomto případě vytvořen nebyl, protože jeho složitost by dalece přesahovala rámec DP. Jedná se však podobně jako v případě SEM a spektrálních analýz o zajímavý podnět pro možný budoucí výzkum. Pokud by numerický model vzniknul, umožnil by výsledky numericky ověřit a případně predikovat chování párů s ohledem na rozdílné experimentální podmínky.

6.3 Verifikace hypotéz

H1: Ke snížení součinitele tření při nanesení vhodného povlaku přispívá změna charakteru povrchu (např. smáčivost), kdy se materiál povlaku liší od základního materiálu, což zcela jistě vede i ke změně součinitele tření. Dále je zřejmé, že nanesení povlaku povede také k významné změně drsnosti, což se bezpochyby projeví na velikosti součinitele tření.

Ze získaných výsledků v kap. 5.3 vyplynulo, že povlak nemá jednoznačný vliv na velikost součinitele tření. Z topografické analýzy bylo zjištěno, že povlakovaná i nepovlakovaná komponenta mají téměř identickou drsnost (Obr. 5–4). Taktéž smáčivost se ukázala být si blízká pro oba typy hlavic. Kontaktní úhel se mezi jednotlivými hlavicemi lišil v průměru pouze v řádech jednotek ° (Obr. 5–2). Tedy hlavní parametry, od nichž se očekával největší vliv na velikost součinitele tření, nebyly naneseným povlakem zásadním způsobem ovlivněny. Celkově jsou získané výsledky značně komplexní a nejednoznačné a H1 tedy nebylo možné plně ověřit. Znatelnější vliv povlaku by mohl být pozorovatelný při provedení dlouhodobých testů.

H2: Formování mazacího filmu je do značné míry ovlivněno schopností adsorpce povrchu (přilnutí složek kloubní kapaliny) a smáčivostí povrchu. Mechanismus, který stojí za změnou formování mazacího filmu v případě vhodně zvoleného povlaku je do značné míry ovlivněn právě smáčivostí a schopností adsorpce. Roli bude pravděpodobně hrát také změna materiálu a drsnosti zmíněná v H1. Obě tyto hypotézy jsou do značné míry provázané a je potřeba je vnímat v určité interakci.

Jelikož je tato hypotéza značně provázaná s předchozí, platí velká část tvrzení pro H1 také pro H2. Zde však bylo z fluorescenčních snímků (Obr. 5–23) zjištěno, že v případě kombinací Al_2O_3 –PMMA© (007) a Al_2O_3 ©–PMMA© (008) nedochází jako v jiných případech k tak znatelnému shlukování a ulpívání proteinů na kontaktních površích. V případě CoCr hlavic (povlakované a originální) a povlakované PMMA jamky však tento jev nebyl pozorovaný. Z toho vyplývá, že některé vlastnosti povlaku jsou pravděpodobně do značné míry závislé také na typu základního materiálu. Tato hypotéza se dá tedy částečně považovat za potvrzenou, jelikož u materiálových kombinací 007 a 008 došlo k znatelné změně formování mazacího filmu.

7 ZÁVĚR

Tato práce byla zaměřená na studium vlivu nového hydrogelového povlaku a materiálových kombinací na velikost součinitele tření a formování mazacího filmu v konformním kontaktu kyčelní kloubní náhrady. Experimenty probíhaly v konfiguraci ball-on-cup s využitím kyčelního kyvadlového simulátoru. Formování mazacího filmu bylo pozorováno skrze průhlednou acetabulární jamku za pomoci fluorescenční mikroskopie. Hlavní poznatky a výsledky jsou sepsány v následujících odstavcích.

Při studování vlastností povrchů bylo zjištěno, že použitý hydrogelový povlak pouze mírně ovlivnil míru smáčivosti kontaktních povrchů. Navíc průměrná aritmetická odchylka profilu drsnosti před experimenty byla téměř shodná jako u povrchů nepovlakovaných komponent. Vlivem blízkých si vlastností jednotlivých kontaktních povrchů nebyl pozorován jednoznačný vliv povlaku na součinitel tření. Nicméně u páru s povlakovanou jamkou a mazivem SK docházelo převážně ke snížení CoF o přibližně 20 %. Obecně nižších hodnot tření bylo dosaženo s využitím keramických Al_2O_3 hlavic oproti CoCr hlavicím v kombinaci se všemi materiálovými typy acetabulárních jamek.

Z výsledných průběhů fluorescenčních intenzit v závislosti na čase pro jednotlivé páry byla vyzorována poměrně dobrá opakovatelnost měření. Výjimkou jsou páry CoCr–PMMA a CoCr–PMMA[©]. V případě CoCr–PMMA jeden průběh dosahoval značně vyšších hodnot intenzity, avšak zachoval si podobný trend jako zbylé průběhy. U páru CoCr–PMMA[©] byl jeden průběh značně odlišný i svým opačným trendem vůči ostatním měřením. Ze začátku docházelo k nárůstu intenzity a v přibližně polovině testu došlo k ustálení a setrvání na hodnotě až do konce experimentu. Avšak pro kombinace s CoCr hlavicemi byl typický klesající průběh během celého experimentu. Dokonce se zdá, že užitím povlaku došlo ke snížení hodnot fluorescenční intenzity. Výsledky pro tuto kombinaci jsou zvláště důležité, jelikož se jedná o typ páru MoP, který je dnes v oblasti náhrad nejrozšířenější.

Kombinace s Al_2O_3 hlavicemi vykazovaly oproti tomu více ustálené průběhy fluorescenční intenzity, přičemž zejména v závěru experimentů lze sledovat i mírný náznak vzrůstajícího trendu, lze tedy očekávat pozitivní vliv povlaku z dlouhodobějšího hlediska. U keramických hlavic měly jednotlivé páry více rozdílné průběhy intenzit oproti kombinacím s CoCr hlavicemi. Pár Al_2O_3 –PMMA vykazoval rostoucí trend po celou dobu experimentu, což vypovídá o průběžném nárůstu tloušťky mazacího filmu. U párů Al_2O_3 –PMMA[©] a Al_2O_3 –PMMA[©] zase nedocházelo k tak znatelnému shlukování a usazování proteinů na kontaktních površích.

Při zkoumání topografie povrchů hlavic po experimentech došlo ke zjištění, že průměrná aritmetická odchylka profilu drsnosti se pro jednotlivé hlavice značně liší. Nejnižší drsnost Ra měla hlavice Al_2O_3 bez povlaku, a to dvojnásobnou oproti hodnotě původní. Zatímco znatelně nejvyšší drsnost vykazovala hlavice $\text{Al}_2\text{O}_3\text{©}$, tedy keramická s povlakem. Tato hodnota byla téměř pětinasobná oproti původní drsnosti. V případě CoCr hlavic bylo u povlakované hlavice naměřeno nižších drsností než u nepovlakované. Povlak tedy v závislosti na základovém materiálu vykázal protichůdné chování rovněž v oblasti drsnosti povrchu.

Vzhledem k významné změně drsnosti povrchu povlaku u keramické hlavice by bylo taktéž vhodné povlak hlouběji studovat například pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM). Ta by mohla odhalit určité mechanismy delaminace na mikroúrovni, jež by mohly být příčinnou značného nárustu drsnosti. Pomocí profilometru Bruker, totiž nebyla sledována žádná delaminace povlaku na makroúrovni. Dále přichází v úvahu také spektrální analýza či analýza otěrových částic.

Hlavní omezení práce tkví v krátkodobosti experimentů, jak je popsáno v kap. 6.2. I přesto bylo zjištěno, že užitý povlak, u něhož výrobce deklaruje zvýšení odolnosti proti opotřebením, nepřinesl jak v oblasti tření, tak mazání zhoršení oproti párům bez povlakovaných komponent. Povlak má potenciál prodloužit životnost kloubních náhrad a další zájem na jeho studiu a vývoji potvrzuje společné podání projektu HORIZON, který by měl jednak dále rozvíjet patentovaný povlak a výsledky experimentálních studií by měl podpořit robustním numerickým modelem.

8 VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV

NEČAS, David, Ondřej BALCÁREK, Laura ABELLA SÁNCHEZ, Cristina CURRELI, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA, Martin HARTL. Friction and Lubrication of Polymer-Coated Hip Joint Replacements: An Experimental Investigation. *Tribology letters*. 2023.

Abstract

The paper focuses on the friction and lubrication performance of artificial hip joints modified by applying a newly developed polymer-based coating. Various combinations of uncoated and coated samples are tested to bring a comprehensive dataset regarding the potential improvement of load-bearing materials. The experiments are realised in a realistic ball-in-socket geometry using the pendulum hip joint simulator. Two different materials (metal and ceramic) of femoral heads are tested in articulation with PE, PMMA and glass acetabular cups. The contact is lubricated by PBS as a reference and model SF representing the conditions in a human body. While the friction coefficient is evaluated based on the natural pendulum motion damping, the dimensionless film thickness is evaluated using a fluorescent microscopy method under forced swinging motion. Surface properties such as average surface roughness and surface wettability are also examined. The results showed that the developed coating has a clear potential to lower the friction coefficient considerably (by around 20%). In contrast, the results of the lubrication analysis showed ambiguous findings and need to be supported by further investigation.

Článek bude zaslán k recenzi do časopisu Tribology Letters.

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] NEMOCNICE AGEL PŘEROV. *Artróza a její neoperační léčba [online]*. 2021. Dostupné z: <https://nemocniceprerov.agel.cz/pracoviste/oddeleni/ortopedie/collecime/artroza-a-jeji-neoperacni.html>
- [2] ZP MV ČR. *Průvodce preventivní péčí – Artróza [online]*. 2011. Dostupné z: <https://eforms.zpmvcr.cz/jforum/posts/list/68.page>
- [3] OECD/EUROPEAN UNION (2022). *Health at a Glance: Europe 2022: State of Health in the EU Cycle*. Paris: OECD Publishing, 2022. ISBN 9789264462113. doi:10.1787/507433b0-en
- [4] KORÓNYI, Samuel, Janette UŠIAKOVÁ a Beáta GAVUROVÁ. Meranie kvality života u pacientov po totálnej endoprotéze vo vybranom zdravotníckom zariadení na Slovensku. *Forum statisticum Slovacaum. Bratislava: Slovenská štatistická a demografická spoločnosť*. 2015, **11(4)**, 95-104. ISSN 1336-7420.
- [5] REBENDA, David. *Mazání náhrad kyčelního kloubu*. B.m., 2016. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.
- [6] HUSSAIN, Omar, Shahid SALEEM a Babar AHMAD. Implant materials for knee and hip joint replacement: A review from the tribological perspective. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2019, **561(1)**. doi:10.1088/1757-899X/561/1/012007
- [7] RAMSDEN, J. J., D. M. ALLEN, D. J. STEPHENSON, J. R. ALCOCK, G. N. PEGGS, G. FULLER a G. GOCH. The Design and Manufacture of Biomedical Surfaces. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*. 2007, **56(2)**, 687–711. doi:10.1016/J.CIRP.2007.10.001
- [8] GHOSH, Subir a Sylvester ABANTERIBA. Status of surface modification techniques for artificial hip implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2016, **17(1)**, 715–735. doi:10.1080/14686996.2016.1240575
- [9] GHALME, Sachin G, Ankush MANKAR a Yogesh BHALERAO. Biomaterials in Hip Joint Replacement. *International Journal of Materials Science and Engineering*. 2016, **4(2)**, 113–125. doi:10.17706/IJMSE.2016.4.2.113-125
- [10] ALVARADO, J., R. MALDONADO, Jorge MARXUACH a R. OTERO. Biomechanics of Hip and Knee Prostheses 1. 2006.
- [11] TKADLEC, T. *Analýza mazání TEP kyčle s využitím fluorescenční mikroskopie*. B.m., 2018. Vysoké učení technické v Brně, Falkuta strojního inženýrství.

- [12] *BIOLOX® Bioceramics for metal-free implants. CeramTec Medical [online]. Plochingen: CeramTec, 2023 [cit. 2023-04-17]. Dostupné z: <https://www.ceramtec-medical.com/en/biolox/implant-material>*
- [13] *BIOLOX®forte. CeramTec Medical [online]. Plochingen: CeramTec, 2023 [cit. 2023-04-17]. Dostupné z: <http://194.245.150.115/ceramic-materials/biolox/forte/>*
- [14] *BIOLOX®delta. CeramTec Medical [online]. Plochingen: CeramTec, 2023 [cit. 2023-04-17].*
- [15] DAS, S. S. a P. CHAKRABORTI. Development of Biomaterial for Total Hip Joint Replacement. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2018, **377**(1). doi:10.1088/1757-899X/377/1/012177
- [16] GRIECO, Preston W., Scott PASCAL, Jared M. NEWMAN, Neil V. SHAH, Sarah G. STROUD, Neil P. SHETH a Aditya V. MAHESHWARI. New alternate bearing surfaces in total hip arthroplasty: A review of the current literature. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2018, **9**(1), 7–16. doi:10.1016/J.JCOT.2017.10.013
- [17] CHING, Hee Ay, Dipankar CHOUDHURY, Md Julker NINE a Noor Azuan ABU OSMAN. Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopaedic implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2014, **15**(1). doi:10.1088/1468-6996/15/1/014402
- [18] ŁAPAJ, Łukasz, Justyna WENDLAND, Jacek MARKUSZEWSKI, Adrian MRÓZ a Tomasz WIŚNIEWSKI. Retrieval analysis of titanium nitride (TiN) coated prosthetic femoral heads articulating with polyethylene. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, **55**, 127–139. doi:10.1016/J.JMBBM.2015.10.012
- [19] CHOUDHURY, Dipankar, Filip URBAN, Martin VRBKA, Martin HARTL a Ivan KRUPKA. A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics implant interface. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, **45**, 121–131. doi:10.1016/J.JMBBM.2014.11.028
- [20] TAEGER, G., L. E. PODLESKA, B. SCHMIDT, M. ZIEGLER a D. NAST-KOLB. Comparison of Diamond-Like-Carbon and Alumina-Oxide articulating with Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*. 2003, **34**(12), 1094–1100. doi:10.1002/MAWE.200300717
- [21] SCHOLLES, S. C., A. UNSWORTH a A. A.J. GOLDSMITH. A frictional study of total hip joint replacements. *Physics in Medicine and Biology*. 2000, **45**(12), 3721–3735. doi:10.1088/0031-9155/45/12/315
- [22] CORONA-GOMEZ, J., S. SHIRI, M. MOHAMMADTAHERI a Q. YANG. Adhesion enhancement of DLC on CoCrMo alloy by diamond and nitrogen incorporation for wear resistant applications. *Surface and Coatings Technology*. 2017, **332**, 120–127. doi:10.1016/J.SURFCOAT.2017.10.050

- [23] GALVIN, A., C. BROCKETT, S. WILLIAMS, P. HATTO, A. BURTON, G. ISAAC, M. STONE, E. INGHAM a J. FISHER. Comparison of wear of ultra-high molecular weight polyethylene acetabular cups against surface-engineered femoral heads. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2008, **222**(7), 1073–1080. doi:10.1243/09544119JEIM407
- [24] CORONA-GOMEZ, J., K. K. SANDHI a Q. YANG. Wear and corrosion behaviour of nanocrystalline TaN, ZrN, and TaZrN coatings deposited on biomedical grade CoCrMo alloy. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022, **130**. doi:10.1016/J.JMBBM.2022.105228
- [25] DENG, Yaling, Dangsheng XIONG a Kun WANG. Biotribological properties of UHMWPE grafted with AA under lubrication as artificial joint. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2013, **24**(9), 2085–2091. doi:10.1007/S10856-013-4970-X
- [26] BROCKETT, Claire, Sophie WILLIAMS, Zhongmin JIN, Graham ISAAC a John FISHER. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2007, **81B**(2), 508–515. doi:10.1002/JBM.B.30691
- [27] DOWSON, D. a Z. M. JIN. Metal-on-metal hip joint tribology. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2006, **220**(2), 107–118. doi:10.1243/095441105X69114
- [28] FLANAGAN, S., E. JONES a C. BIRKINSHAW. In vitro friction and lubrication of large bearing hip prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2010, **224**(7), 853–864. doi:10.1243/09544119JEIM733
- [29] GALLO, J., M. HARTL, M. VRBKA, T. NÁVRAT a I. KŘUPKA. Co by měl vědět ortoped o biotribologii totální endoprotézy kyčelního kloubu. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca*. 2013, **80**(6), 377–385.
- [30] GALANDÁKOVÁ, A., J. ULRICHOVÁ, K. LANGOVÁ, A. HANÁKOVÁ, M. VRBKA, M. HARTL a J. GALLO. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2016, **105**(6), 1422–1431. doi:10.1002/JBM.B.33663
- [31] SCHOLE, S. C., A. UNSWORTH, R. M. HALL a R. SCOTT. The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses. *Wear*. 2000, **241**(2), 209–213. doi:10.1016/S0043-1648(00)00377-X

- [32] LU, Xianjiu, David NEČAS, Qingen MENG, David REBENDA, Martin VRBKA, Martin HARTL a Zhongmin JIN. Towards the direct validation of computational lubrication modelling of hip replacements. *Tribology International*. 2020, **146**. doi:10.1016/J.TRIBOINT.2020.106240
- [33] 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, **223**(3), 325–335. doi:10.1243/13506501JET580
- [34] MAVRAKI, A. a P. M. CANN. Lubricating film thickness measurements with bovine serum. *Tribology International*. 2011, **44**(5), 550–556. doi:10.1016/J.TRIBOINT.2010.07.008
- [35] VRBKA, Martin, Ivan KŘUPKA, Martin HARTL, Tomáš NÁVRAT, Jiří GALLO a Adéla GALANDÁKOVÁ. In situ measurements of thin films in bovine serum lubricated contacts using optical interferometry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2014, **228**(2), 149–158. doi:10.1177/0954411913517498
- [36] VRBKA, M., D. NEČAS, M. HARTL, I. KŘUPKA, F. URBAN a J. GALLO. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. *Biotribology*. 2015, **1–2**, 61–65. doi:10.1016/J.BIOTRI.2015.05.002
- [37] CHOUDHURY, Dipankar, Subir GHOSH, Fadi ALI, Martin VRBKA, Martin HARTL a Ivan KRUPKA. The Influence of Surface Modification on Friction and Lubrication Mechanism Under a Bovine Serum–Lubricated Condition. *Tribology Transactions*. 2016, **59**(2), 316–322. doi:10.1080/10402004.2015.1077409
- [38] CHOUDHURY, Dipankar, David REBENDA, Shinya SASAKI, Pavel HEKRLE, Martin VRBKA a Min ZOU. Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018, **81**, 120–129. doi:10.1016/J.JMBBM.2018.02.014
- [39] NEČAS, David, Martin VRBKA, Filip URBAN, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, **55**, 295–307. doi:10.1016/J.JMBBM.2015.11.006
- [40] NEČAS, D., M. VRBKA, A. GALANDÁKOVÁ, I. KŘUPKA a M. HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part I: Hard-on-soft bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019, **89**, 237–248. doi:10.1016/J.JMBBM.2018.09.022

- [41] NEČAS, D., M. VRBKA, F. URBAN, J. GALLO, I. KŘUPKA a M. HARTL. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of diameter, clearance and material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, **69**, 66–74. doi:10.1016/J.JMBBM.2016.12.018
- [42] CRISCO, Joseph J., J. BLUME, E. TEEPLE, B. C. FLEMING a G. D. JAY. Assuming exponential decay by incorporating viscous damping improves the prediction of the coefficient of friction in pendulum tests of whole articular joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2007, **221**(3), 325–333. doi:10.1243/09544119JEIM248
- [43] FUNDACIÓN CIDETEC. Highly hydrophilic coatings for biomedical applications. Vynálezci: Iraida LOINAZ BORDONABE, Laura SÁNCHEZ ABELLA, Hans-Jürgen GRANDE. Patentový spis WO2018/210862. 2018. ES.
- [44] *History of the Total Hip Replacement - Health Beat [online]*. 2023. Dostupné z: <https://www.flushinghospital.org/newsletter/history-of-the-total-hip-replacement/>
- [45] *Optical profilometer - ContourGT-X - Bruker Nano Surfaces - laboratory / 3D / white light [online]*. 2023. Dostupné z: <https://www.medicalexpo.com/prod/bruker-nano-surfaces/product-97861-1019549.html>

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

10.1 Seznam použitý zkratek

A	Albumin
AA	Kyselina akrylová
a-C:H	Hydrogenovaný amorfnní uhlík
BS	Bovine serum (hovězí sérum)
CMC	kyrbxymethylcelulóza
CoC	Ceramic on ceramic (keramika na keramiku)
CoF	Coefficient of friction (součinitel tření)
CoG	Ceramic on glass (keramika na sklo)
CoM	Ceramic on metal (keramika na kov)
CoP	Ceramic on polymer (keramika na polymer)
CoPE	Ceramic on UHMWPE
CoPMMA	Ceramic on PMMA
CVD	Chemical vapor deposition (chemická depozice z plynné fáze)
DLC	Diamond-like carbon (uhlík podobný diamantu)
DP	Diplomová práce
EHD	Elastohydrodynamické mazání
G	γ -globuline
HA	Kyselina hyaluronová
IF	Impact factor
MoC	Metal on ceramic (kov na keramiku)
MoG	Metal on glass (kov na sklo)
MoM	Metal on metal (kov na kov)
MoP	Metal on polymer (kov na polymer)
MoPE	Metal on UHMWPE
MoPMMA	Metal on PMMA

MPCVD	Mikrovlnné plazmové chemické napařování
PBS	fosfátový pufr
PC	Personal computer (osobní počítač)
PE	Polyethylen
PMMA	Polymethylmethakrylát
PVD	Physical vapor deposition (nanášení odpařením z pevné fáze)
RAM	Random access memory (paměť s náhodným přístupem)
SDS	Dodecylsírán sodný
SEM	Skenovací elektronový mikroskop
SK	Synoviální kapalina
SW	Software (program)
Ta-C	Tetraedrický amorfni uhlík
TEP	Totální náhrada (endoprotéza)
UHMWPE	Polyethylen s mimořádně vysokou molekulovou hmotností
WOS	Web of science
ZTA	Oxid hlinitý zesílený oxidem zirkoničitým

10.2 Seznam použitých symbolů

©	Coating (povlak)
Ra	Průměrná aritmetická úchylka povrchu
θ	Kontaktní úhel

11 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1–1 Schéma TEP kyčle [44].....	15
Obr. 2–1 PRISMA diagram.....	17
Obr. 2–2 Komponenty z keramiky BIOLOX® [12]	19
Obr. 2–3 Stribeckova křivka pro nízko-třecí a vysoko-třecí DLC/UHMWPE pár	22
Obr. 2–4 SEM obrázky po HRC testu a) DLC, b) MD-DLC-1, c) MD-DLC-2, d) MD-DLC-3, e) MD-DLC-4	24
Obr. 2–5 a) Součinitel tření pro DLC a MD-NDLC povlaky s UHMPE kuličkou, b) míra opotřebení UHMWPE kuličky proti DLC a MD-DLC povlakům	24
Obr. 2–6 a) Průměrné objemové opotřebení na milión cyklů, b) Součinitel tření pro různé femorální hlavice	25
Obr. 2–7 Součinitel tření a opotřebení pro UHMWPE klouzající po CoCrMo a povlacích	26
Obr. 2–8 a) Součinitel tření s 25% hovězím sérem, b) míra opotřebení pro nemodifikované a modifikované UHMWPE	27
Obr. 2–9 Stribeckova křivka – funkční oblast TEP kyčle	28
Obr. 2–10 Tloušťka filmu v závislosti na čase pro dva povlakované disky a CoCrMo hlavici při čistém prokluzu.....	31
Obr. 2–11 Pozorování mazacího filmu pomocí optického zařízení – kyčelní kyvadlový simulátor	32
Obr. 2–12 Vývoj tloušťky filmu a fluorescenční intenzity označených proteinů v závislosti na čase při úplném valení	34
Obr. 2–13 Kinematika a zatížení provedených testů. a) Dynamický test; b) Kombinovaný test.....	34
Obr. 2–14 a) Vývoj fluorescenční intenzity (bezrozměrná tloušťka filmu) pro maziva obsahující označený albumin jako funkci na čase při dynamickém testu; b) Obrázky kontaktní oblasti.....	35
Obr. 4–1 Schéma postupu práce.....	41
Obr. 4–2 Aparatura pro stanovení smáčivosti	42
Obr. 4–3 Profilometr Bruker ControuGT-X [45].....	42
Obr. 4–4 Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu.....	43
Obr. 4–5 Vyjádření smáčivosti pomocí kontaktního úhlu [35].....	48

Obr. 4–6 Závislost úhlové rychlosti na čase pro CoCr hlavici a PMMA jamku s mazivem PBS.....	49
Obr. 4–7 Schéma fluorescenční mikroskopie [40].....	50
Obr. 5–1 Snímky kapkového testu – kontaktní úhly	53
Obr. 5–2 Graf průměrných kontaktních úhlů.....	54
Obr. 5–3 Topografické snímky povrchů femorálních hlavic před a po experimentech	54
Obr. 5–4 Graf průměrné drsnosti Ra femorálních hlavic před a po experimentech.....	55
Obr. 5–5 Graf součinitelů tření pro CoCr–PMMA s mazivem PBS.....	56
Obr. 5–6 Graf součinitelů tření pro CoCr–PMMA s mazivem SK	57
Obr. 5–7 Porovnání součinitelů tření pro CoCr–PMMA	57
Obr. 5–8 Graf součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –PMMA s mazivem PBS.....	58
Obr. 5–9 Graf součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –PMMA s mazivem SK.....	58
Obr. 5–10 Porovnání součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –PMMA	59
Obr. 5–11 Graf součinitelů tření pro CoCr–PE s mazivem PBS.....	60
Obr. 5–12 Graf součinitelů tření pro CoCr–PE s mazivem SK	60
Obr. 5–13 Porovnání součinitelů tření pro CoCr–PE.....	61
Obr. 5–14 Graf součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –PE s mazivem PBS.....	61
Obr. 5–15 Graf součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –PE s mazivem SK.....	62
Obr. 5–16 Porovnání součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –PE	62
Obr. 5–17 Graf součinitelů tření pro CoCr–Sklo s mazivem PBS	63
Obr. 5–18 Graf součinitelů tření pro CoCr–Sklo s mazivem SK	63
Obr. 5–19 Porovnání součinitelů tření pro CoCr–Sklo	64
Obr. 5–20 Graf součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –Sklo s mazivem SK	65
Obr. 5–21 Porovnání součinitelů tření pro Al ₂ O ₃ –Sklo.....	65
Obr. 5–22 Souhrnný graf součinitelů tření	66
Obr. 5–23 Závislost fluorescenční intenzity na čase pro první průběhy všech materiálových kombinací a fluorescenční snímky kontaktu (rovina pohybu–horizontální).....	68
Obr. 5–24 Závislost fluorescenční intenzity na čase pro třetí průběhy všech materiálových kombinací	69
Obr. 5–25 Závislost fluorescenční intenzity na čase pro druhé průběhy všech materiálových kombinací	69

Obr. 5–26 Souhrnný graf fluorescenční intenzity	70
Obr. 6–1 Závislost fluorescenční intenzity na čase – souhrn Al ₂ O ₃ hlavice	75
Obr. 6–2 Závislost fluorescenční intenzity na čase – souhrn CoCr hlavice.....	76

12 SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Součinitel tření pro všechny materiálové kombinace se všemi mazivy	23
Tab. 2 Přehled užitých acetabulárních jamek – studium tření	44
Tab. 3 Přehled užitých acetabulárních jamek – studium mazání	44
Tab. 4 Přehled užitých femorálních hlavic – studium tření a mazání	45
Tab. 5 Přehled užitých maziv	46
Tab. 6 Kontaktní úhly femorálních hlavic	53
Tab. 7 Symboly materiálových kombinací – studium tření	55
Tab. 8 Pořadová čísla a symboly materiálových kombinací–studium mazání.....	67