



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# TŘENÍ A MAZÁNÍ TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY KYČLE VYROBENÉ ADITIVNÍ TECHNOLOGIÍ 3D TISKU KOVŮ

FRICTION AND LUBRICATION OF TOTAL HIP REPLACEMENT PRODUCED BY 3D METAL PRINTING  
TECHNOLOGY

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Simona Uhrová

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2024



## Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování  
Studentka: **Bc. Simona Uhrová**  
Studijní program: Konstrukční inženýrství  
Studijní obor: bez specializace  
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**  
Akademický rok: 2023/24

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.1111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

### **Tření a mazání totální endoprotézy kyčle vyrobené aditivní technologií 3D tisku kovů**

#### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Jednou ze zásadních možností léčby těžkých forem artrózy kyčle je aplikace totální endoprotézy, která zajistí požadovanou artikulaci a uleví pacientovi od bolesti. V poslední době výrobci implantátů diskutují možnosti výroby kloubních náhrad nekonvenčními technologiemi jako je 3D tisk z titanových prášků. Předkládaná diplomová práce se zaměří na hodnocení tribologických vlastností kontaktních povrchů konvenčně a aditivně vyráběných kyčelních náhrad, které budou analyzovány pomocí kyvadlového simulátoru kloubu a pomocí optických metod – kolorimetrické interferometrie a fluorescenční mikroskopie.

Typ práce: výzkumná  
Výstup práce: publikační výsledek (J, D)  
Projekt: GA ČR

### **Cíle diplomové práce:**

Hlavním cílem je posoudit s využitím kyvadlového simulátoru kloubu a optických metod vývoj tloušťky mazacího filmu a součinitele tření v kontaktu hlavice a jamky kyčelní náhrady. Důraz je kladen na porovnání tribologického chování konvenčně a aditivně vyráběných třecích povrchů náhrady.

Dílčí cíle diplomové práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací v oblasti experimentální analýzy tření a mazání artikulujících povrchů kyčelních náhrad,
- navrhnout podmínky experimentů, zvolit vhodné materiálové dvojice hlavice a jamky kyčelní náhrady (CoCrMo, FeNiCr, Ti6Al4V včetně povlaků DLC, UHMWPE, PMMA, sklo), navrhnout ideální zatížení kontaktu, provést analýzu geometrie a topografie třecích povrchů,
- analyzovat vývoj součinitele tření pro vybrané kontaktní dvojice hlavice a jamky kyčelní náhrady,
- analyzovat vývoj utváření mazacího filmu pro vybrané kontaktní dvojice hlavice a jamky kyčelní náhrady pomocí vhodných optických metod (kolorimetrické interferometrie nebo fluorescenční mikroskopie),
- konfrontovat získané poznatky s dosud publikovanými studii zabývajícími se třením a mazáním kyčelních náhrad.

### **Seznam doporučené literatury:**

VRBKA, M.; NEČAS, D.; HARTL, M.; KŘUPKA, I.; URBAN, F. et al. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. Online. Biotribology. 2015, roč. 1-2, s. 61-65. ISSN 23525738. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biotri.2015.05.002>.

NEČAS, D.; VRBKA, M.; REBENDA, D.; GALLO, J.; GALANDÁKOVÁ, A. et al. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of model synovial fluid composition. Online. Tribology International. 2018, roč. 117, s. 206-216. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2017.09.001>.

NISSIM, L.; BUTT, H.; GAO, L.; MYANT, C. a HEWSON, R. Role of protein concentration on transient film thickness in synovial fluid lubricated joints. Online. Biotribology. 2021, roč. 28. ISSN 23525738. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biotri.2021.100191>.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2023/24

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

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

## ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zaměřuje na tribologické vlastnosti totálních kyčelních endoprotéz vyrobených tradičními a aditivními technologiemi. Hlavním cílem je posoudit vliv různých výrobních metod na tření a mazání v kontaktu mezi kloubní hlavicí a acetabulární jamkou. V práci jsou využity metody jako kyvadlový simulátor kloubu a optické metody pro analýzu utváření mazacího filmu a součinitele tření. Výsledky ukazují, že aditivně vyrobené implantáty mohou nabídnout potenciál srovnatelných nebo lepších tribologických vlastností ve srovnání s konvenčními metodami. Je však zdůrazněna nutnost vhodné povrchové úpravy a další výzkum v oblasti opotřebení, aby bylo zajištěno prodloužení životnosti a zlepšení funkčnosti implantátů.

## KLÍČOVÁ SLOVA

tribologie, aditivní výroba, kyčelní endoprotéza, součinitel tření, utváření mazacího filmu

## ABSTRACT

This thesis investigates the tribological properties of total hip replacements manufactured by both traditional and additive technologies. The primary objective is to assess the impact of different manufacturing methods on friction and lubrication at the contact between the joint head and the acetabular cup. Techniques such as a pendulum joint simulator and optical methods are utilized to analyse the lubricant film formation and friction coefficient. The findings indicate that additively manufactured implants can potentially offer comparable or superior tribological properties compared to traditional methods, potentially leading to enhanced longevity and functionality of the implants. However, the need for appropriate surface treatment and further research into wear to ensure extended life and improved implant functionality is emphasised.

## KEYWORDS

tribology, additive manufacturing, hip replacement, friction coefficient, lubricant film formation



## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

UHROVÁ, Simona. *Tření a mazání totální endoprotézy kyčle vyrobené aditivní technologií 3D tisku kovů* [online]. Brno, 2024 [cit. 2024-05-10]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/157208>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Martin Vrbka.





## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji prof. Ing. Martinovi Vrbkovi, Ph.D., za vedení této diplomové práce a cenné rady. Mé poděkování patří také Ing. Davidovi Rebendovi, Ph.D., za odborné konzultace a pomoc. Velké díky patří rovněž mým blízkým a rodině za jejich podporu a pochopení.

## PROHLÁŠENÍ AUTORKY O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracovala samostatně, pod odborným vedením prof. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpala, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autorky



# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>15</b>
2.1	Rešeršní metody	15
2.2	Totální kyčelní endoprotéza	17
2.3	Tření a mazání	18
2.4	Materiál	22
2.4.1	DLC povlak	24
2.4.2	Aditivně vyrobené implantáty	25
2.5	Shrnutí hlavních zjištění	27
2.6	Mezera v poznání	28
<b>3</b>	<b>CÍL PRÁCE</b>	<b>29</b>
3.1	Výzkumné otázky	29
3.2	Cíle výzkumu	29
3.3	Hypotézy	30
<b>4</b>	<b>MATERIÁL A METODY</b>	<b>31</b>
4.1	Metodika	31
4.2	Experimentální zařízení a přístrojové vybavení	32
4.2.1	Optický profilometr	32
4.2.2	Optický skener	32
4.2.3	Zařízení pro hodnocení smáčivosti	33
4.2.4	Kyvadlový simulátor	33
4.3	Materiál a testovací podmínky	34
4.3.1	Testované vzorky	34
4.3.2	Mazivo	35
4.3.3	Podmínky experimentů	36
4.4	Metody	39
4.4.1	Topografie povrchu	39
4.4.2	Geometrie	40
4.4.3	Smáčivost	41
4.4.4	Součinitel tření	42
4.4.5	Fluorescenční mikroskopie	43
4.4.6	Chromatografická interferometrie.	44

4.5	Testované predikce	45
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b>	<b>46</b>
5.1	Geometrie a povrch hlavic	46
5.1.1	Geometrie hlavic	46
5.1.2	Povrch hlavic	48
5.1.3	Parametry povrchu hlavic	50
5.1.4	Povrch acetabulárních jamek	52
5.2	Měření součinitele tření	53
5.3	Smáčivost	55
5.4	Pozorování tloušťky mazacího filmu	56
5.5	Pozorování fluorescenční intenzity	60
5.5.1	Albumin	60
5.5.2	Globulin	63
5.5.3	Kyselina hyaluronová	64
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>66</b>
6.1	Zhodnocení výsledků	66
6.1.1	Povrch součástí	66
6.1.2	Tření	66
6.1.3	Pozorování tloušťky mazacího filmu	67
6.1.4	Pozorování fluorescenční intenzity	68
6.2	Verifikace hypotéz	70
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>72</b>
<b>8</b>	<b>VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV</b>	<b>74</b>
<b>9</b>	<b>ZDROJE</b>	<b>75</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>83</b>
10.1	Seznam použitých zkratk	83
<b>11</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>84</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>87</b>

# 1 ÚVOD

Aplikace totální endoprotézy kyčle je zákrokem, který již zlepšil životy milionů lidí. Častou indikací aplikace kloubní náhrady je artróza kyčle v pokročilém stádiu, kdy zákrok pacientovi dovede značně ulevit od bolesti a navrátit pohyblivost. Součástí endoprotézy je dřík, který zajišťuje fixaci ve stehenní kosti. Acetabulární jamka obstarává fixaci v kosti pánevní a společně s kloubní hlavicí umožňuje artikulační pohyb a přenos sil [1]. Životnost endoprotézy je jedním z hlavních směrů vývoje těchto implantátů. V současné době se pohybuje v rozmezí do 20 let, avšak v některých případech selhává i mnohem dříve [2], což může být úskalím především u mladších pacientů. Životnost je ovlivněna mnoha faktory, mezi něž patří například akceptace tělem pacienta, životnost materiálů, opotřebení povrchů, infekce či aseptické uvolnění [3].

Tribologické vlastnosti jako tření a mazání v kontaktu hlavice a jamky jsou faktory výrazně ovlivňujícími komfort, funkčnost, akceptaci tělem pacienta, opotřebení a v neposlední řadě také životnost implantátu. Ta významně souvisí s výše zmíněným aseptickým uvolněním. Částice opotřebení vznikající interakcí kontaktních ploch v těle indukují imunologickou odpověď, která se často projevuje vznikajícím zánětem, který následně může vést až k uvolnění implantátu a jeho selhání [1].

S rozvojem a popularizací aditivních technologií se nabízí výroba implantátů technologií 3D tisku. Ta by mohla představovat celou řadu výhod, jako je například tisk speciálních struktur a tvarů, které by zajistily lepší oseointegraci, neboli vrůstání do kosti a jeho lepší zajištění a stabilitu [4]. Také by mohly být cestou k rychlejší výrobě implantátů přizpůsobených na míru konkrétnímu pacientovi. Nabízí se zde také výroba z titanové slitiny, která je konvenčními metodami poměrně těžce obrobitelná a popularitě v oblasti implantátů se těší především díky své vynikající biokompatibilitě a mechanickým vlastnostem o něco bližším kosti, díky čemuž je eliminován efekt stress shielding, kdy má kost v okolí implantátu tendenci řídnout [5]. Další z výhod by mohla představovat výroba z monobloku. V současné době jsou implantáty vyráběny ze dvou částí – dříku a samotné hlavice, které jsou spojeny kuželovým spojem. Právě spojení těchto dvou částí je dalším kontaktem, ve kterém dochází k opotřebení a korozi [6].

Tato nová technologie představuje velký potenciál v oblasti kloubních náhrad, je však žádoucí provést srovnání tribologického chování ploch aditivně a konvenčně vyráběných kloubních náhrad, jelikož s technologií 3D tisku se pojí i jistá úskalí, jako je například geometrická nepřesnost, pórovitost, specifický povrch a chování samotného materiálu.

Pro účely této práce bude testován součinitel tření a vývoj utváření mazacího filmu pro různé materiálové dvojice (CoCrMo, FeNiCr, Ti6Al4V, Ti6Al4V s DLC, UHMWPE, PMMA, sklo). Zahrnuty budou kromě standardně vyrobených kusů především aditivně vyrobené hlavice, a to s i bez aplikovaného DLC povlaku. Následně bude provedena konfrontace s již existujícími poznatky v této oblasti. Pro potřeby experimentů bude využit kyvadlový simulátor, který umožňuje vizualizovat vývoj mazacího filmu se zohledněním reálné geometrie a vřele [7], a dále i optická interferometrie, která se osvědčila jako precizní metoda pro evaluaci utváření a tloušťky mazacího filmu synoviální kapaliny a hovězího séra [8, 9]. Přítomnost jednotlivých složek synoviální kapaliny v kontaktu bude zhodnocena pomocí fluorescenční mikroskopie, která umožňuje zhodnotit formaci proteinů a výskyt kyseliny hyaluronové v kontaktu [10].

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

Tato kapitola se zabývá systematickou rešerší vycházející ze současného poznání. V úvodu jsou popisovány metody systematického vyhledávání hlavních publikací, následně jsou vybrané zdroje analyzovány a popsány a v závěru je poskytnuto shrnutí hlavních zjištění vyplývajících z rešerše a stanovení bílého místa poznání.

### 2.1 Rešeršní metody

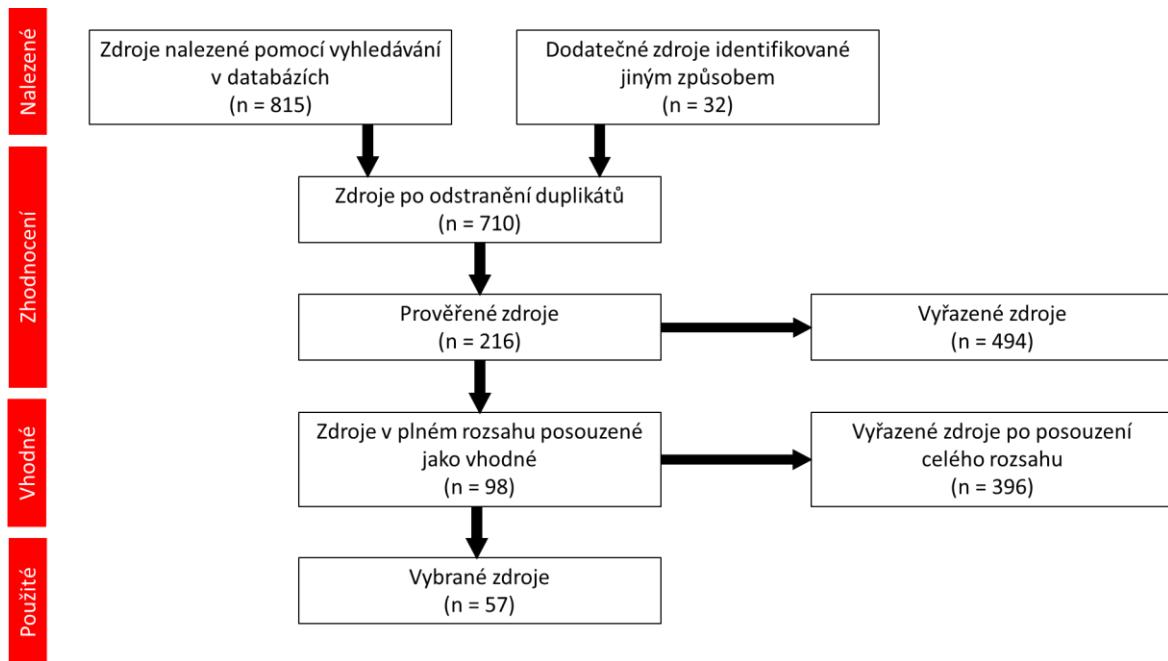
Na základě publikací poskytnutých vedoucím práce, odborných konzultací a požadavků na prvotní cíle výzkumu byly sestaveny rešeršní dotazy, které se skládaly z klíčových slov, jejich synonym a booleovských operátorů. Nalezené publikace byly následně posouzeny na základě názvu a abstraktu. V případě, že se jevily jako relevantní pro tuto práci, byla dále zhodnocena jejich kvalita na základě parametrů jako je například instituce a H-index autora, toho, kde byl článek zveřejněn a počtu citací. Tyto publikace poskytly základ, ke kterému byly následně přidány nově zveřejněné publikace a také publikace nalezené prostřednictvím referencí a citací, či dalších děl autorů.

Rešeršní dotazy, které byly zadány do vyhledávačů Google Scholar a Scopus byly následující:

```
("additive manufacturing" OR "3D printing") AND ("hip joint" OR "endoprosthesis") AND ("friction coefficient" OR "tribology")
```

```
("lubrication film thickness" OR "lubricating film") AND ("additive manufacturing" OR "3D printing") AND ("Ti6Al4V" OR "DLC" OR "CoCrMo" OR "FeNiCr")
```

```
("DLC coating" OR "diamond-like carbon") AND ("tribological properties" OR "friction" OR "wear") AND ("additively manufactured" OR "3D printed") AND ("head" OR "Ti6Al4V")
```



Obr. 2-1 PRISMA diagram

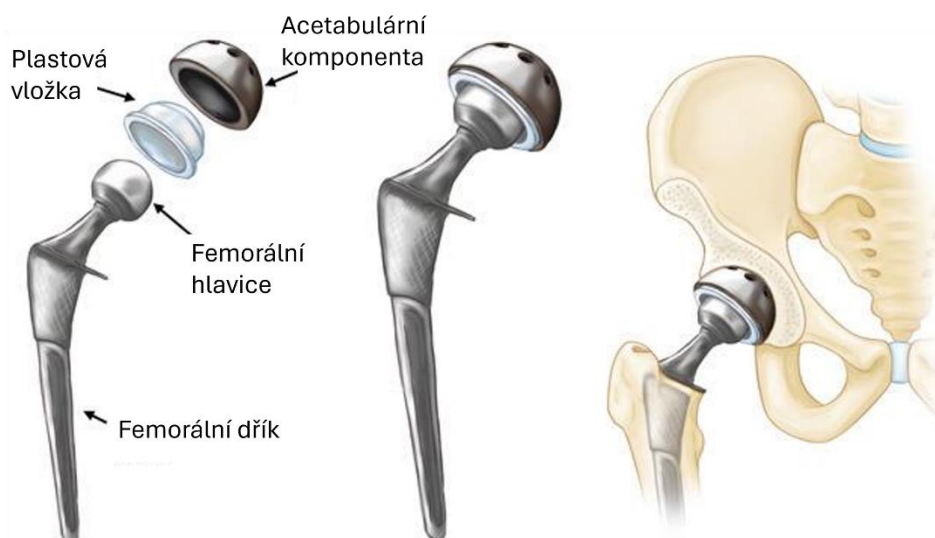
Cílem této systematické rešerše je shrnutí nejnovějších i základních poznatků a výzkumů týkajících se tribologie kyčelních implantátů. Kapitola postupuje od základních informací týkajících se kyčelních implantátů, shrnuje předchozí výzkumy a metody analýz v dané oblasti a v samostatných podkapitolách se zabývá technologií 3D tisku a materiály vzorků.



## 2.2 Totální kyčelní endoprotéza

Kyčelní endoprotéza je umělý náhradní kloub, který se používá při operaci kyčelního kloubu obvykle k léčbě pokročilé artrózy nebo po závažném zranění. Cílem implantace kyčelní endoprotézy je obnovit funkčnost a snížit bolest postiženého kloubu. Tento chirurgický zákrok, známý jako totální artroplastika kyčle, se stává běžnou praxí pro zlepšení kvality života pacientů. Kyčelní endoprotéza se skládá ze dvou hlavních komponent. Acetabulární část nahrazuje jamku v pánvi, do které zapadá hlavice stehenní kosti. Komponenta sloužící pro fixaci v pánevní kosti je obvykle vyrobena z kovu a má tvar polokoule. Obvykle je vložena speciální vložka, která funguje jako nový kloubní povrch. Femorální část nahrazuje hlavici stehenní kosti a je upevněna do dutiny stehenní kosti. Femorální součást je obvykle vyrobena z kovu a na jejím konci je buď kovová či keramická hlavice, která se otáčí v acetabulární komponentě a nahrazuje pohyb přirozeného kloubu. Hlavice se spojuje s dřívkem pomocí kónického spoje, který zajišťuje pevné a stabilní spojení těchto dvou komponent. Tento typ spojení umožňuje přenášet zátěž z hlavice na dřívko a dále do stehenní kosti, napodobující přirozené rozložení síly v kyčelním kloubu [1].

Třecí soustava kyčelní endoprotézy skládá ze dvou klíčových prvků, které mezi sebou vykonávají pohyb: jamka a hlavice. Tyto prvky jsou uloženy s vůlí a pohybují se vzájemně s určitou rychlostí. V současné době se tyto díly endoprotézy vyrábějí tak, že jamka je nejčastěji z měkčího materiálu, jako je vysoce molekulární polyetylen, zatímco hlavice je vyrobena z pevnějšího materiálu, jako je kov nebo keramika. Existují i varianty, kde jsou obě tyto části vyrobeny z tvrdého materiálu, například kombinace keramika na keramiku, kov na kov, nebo keramika na kov [1]. Mazivem v kontaktu je synoviální kapalina, která je nezbytná pro správné fungování kloubu.



Obr. 2-2 Součásti kyčelní endoprotézy [11]

## 2.3 Tření a mazání

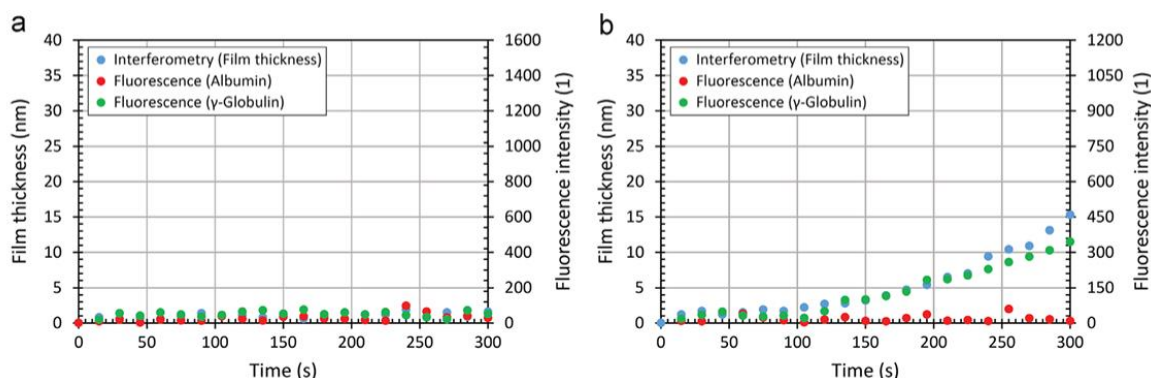
V oblasti tření a mazání kyčelních endoprotéz již vznikla celá řádka studií, které přinesly v této oblasti cenné poznatky, které posloužily jako znalostní báze jak pro metodiku experimentů, tak interpretaci výsledků. Tato podkapitola přináší přehled vybraných publikací.

[12] D. Nečas a kol., **The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements.**

Studie byla zaměřena především na objasnění vlivu složek maziva na mechanismus mazání a kombinace kolorimetrické interferometrie a fluorescenční mikroskopie. Testy probíhaly na ball-on-disc simulátoru, tudíž byly sledovány pohyby jako například valení, smyk a jejich kombinaci.

Klíčové poznatky:

Jedním z hlavních závěrů této studie bylo zjištění, že albumin je hlavní komponentou přispívající k tloušťce mazacího filmu. Studie také validuje využití optických metod pro sledování mazacího filmu.



Obr. 2-3 Vývoj tloušťky filmu a intenzity fluorescence označených proteinů v závislosti na čase při částečném negativním skluzu (kulička je rychlejší než disk) pro různé střední rychlosti; a) 5,7 mm/s; b) 22 mm/s. [12]

[13] M.Vrbka a kol., **Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples**

Studie M. Vrbky a kol. se soustředila na stanovení součinitele tření pro různé kontaktní dvojice kyčelní hlavice a acetabulární jamky. K simulaci pohybu kyčle byl použit kyvadlový simulátor napodobující kývavý pohyb a simulující reálnou konformitu kontaktu. Kývavý pohyb ramene, zatíženého váhou 75 kg, která odpovídá tělesné váze průměrného člověka, byl zaznamenán pomocí senzoru zrychlení a součinitel tření byl následně určen z útlumu kmitů. Zkoumanými materiálovými dvojicemi byly kov-UHMWPE (MoP), keramika-UHMWPE (CoP) a keramika-keramika (CoC). Mazivem, kterým byl zaplaven kontakt, bylo hovězí sérum.

Klíčové poznatky:

Součinitel tření se odlišoval pro různé materiálové dvojice – CoC 0,11-0,12; CoP 0,13-0,14; MoP > 0,14. Vyšší drsnost povrchu UHMWPE měla za následek vyšší součinitel tření a obdobný nárůst způsobovala i vyšší vůle v kontaktu.

[7] M. Vrbka a kol., **Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry.**

Tato studie se zaměřila na způsoby, jakými reálná geometrie kloubních náhrad ovlivňuje formaci mazacích filmů. Autoři použili optickou interferometrii, která umožnila vizualizovat mazací filmy v měřítku mikrometrů. Experimenty byly provedeny na kyvadlovém simulátoru, který simuloval pohyby a zatížení lidského kyčelního kloubu.

Klíčové poznatky:

Studie ukázala, že drobné nerovnosti a nepravidelnosti na povrchu kloubních komponent mohou vytvářet značné lokální odlišnosti ve tloušťce mazacího filmu, což může vést k významnému zvýšení lokálního tření a opotřebení. Závěry studie zdůrazňují nutnost precizní výroby ortopedických implantátů pro zajištění optimálního mazání a snížení rizika předčasného selhání implantátu.

[9] D. Nečas a kol., **In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of model synovial fluid composition.**

Tato studie zkoumala dynamiku mazacího filmu v totálních kloubních náhradách pomocí optické interferometrie. Využívala laboratorních modelů kloubů, které reprezentovaly reálnou geometrii, a různých syntetických synoviálních tekutin, které se lišily složením a viskozitou.

Klíčové poznatky:

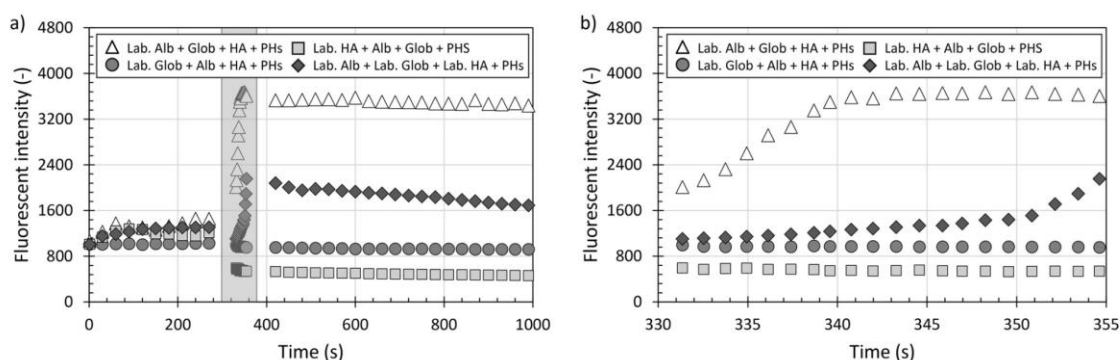
Výsledky experimentů ukázaly, že zlepšení vlastností mazacího filmu je dosaženo přidáním specifických proteinů a glykoproteinů, které napodobují složky přirozené synoviální tekutiny. Tyto komponenty prokázaly schopnost zvýšit tloušťku mazacího filmu a zlepšit jeho rovnoměrnost při různých dynamických zatíženích. Studie poskytla nový pohled na to, jak biochemické složení synoviální tekutiny ovlivňuje tribologické vlastnosti kloubních náhrad a jak tyto poznatky mohou vést k vývoji efektivnějších a trvanlivějších syntetických maziv.

[10] D. Nečas a kol., **On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part I: Hard-on-soft bearing pairs**

Tento článek se zabývá především mechanismy mazání především hard-on-soft páru kyčelních náhrad. Pro účely získání dat bylo využito kyvadlového simulátoru zmíněného v předchozích studiích. Ten byl rozšířen o aparaturu pro fluorescenční mikroskopii, která umožnila sledování množství jednotlivých složek synoviální kapaliny (Albumin,  $\gamma$ -globulin a kyselina hyaluronová) v kontaktu. Při těchto experimentech byl uplatněn kombinovaný průběh zatěžování kontaktu, který se skládá z fáze, kdy je kontakt střídavě zatěžován a odtěžován a části, kdy je zatížený rám rozkýván, ponechán dokmitu a následně statické relaxaci. Tento sled pohybů napodobuje zatěžování a pohyb reálného kloubu.

Klíčové poznatky:

Studie přinesla objasnění vlivu jednotlivých složek na formování mazacího filmu. Bylo zjištěno, že  $\gamma$ -globulin a kyselina hyaluronová tvoří tenkou mezní mazací vrstvu, která podporuje adsorpci albuminu a tím zlepšuje celkové vlastnosti mazacího filmu. Studie také přispěla k poznání v oblasti pozorování utváření mazacího filmu v reálném čase při pohybu kloubní náhrady.



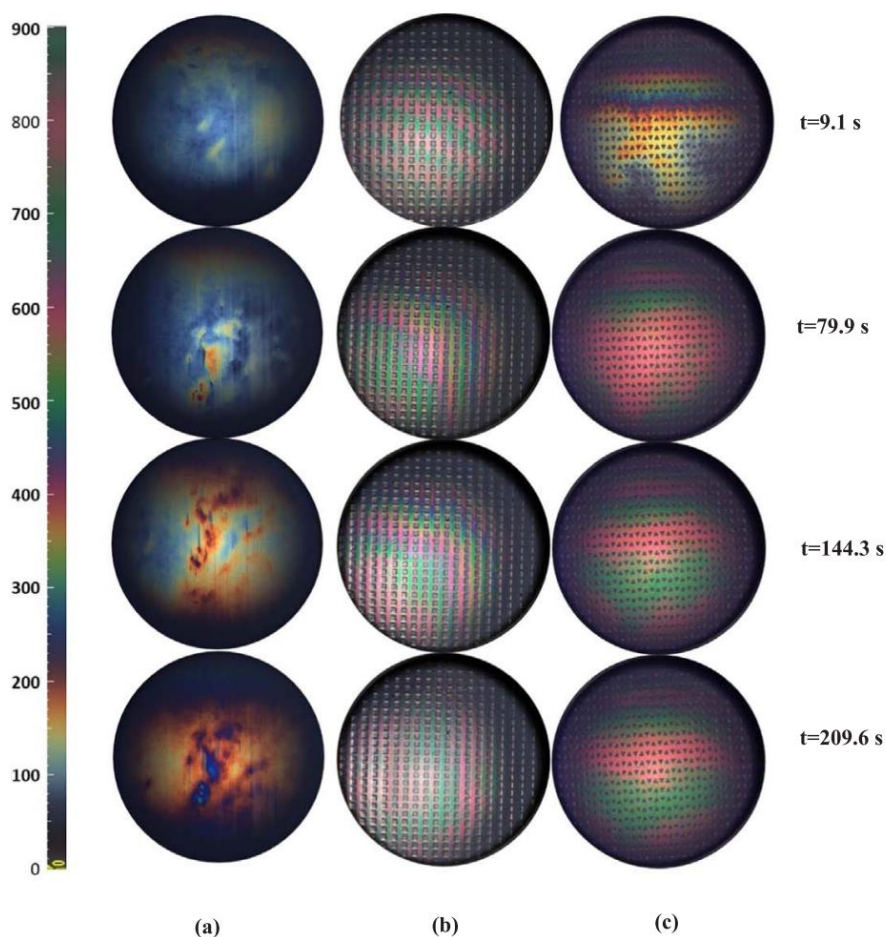
Obr. 2-4 a) Vývoj intenzity fluorescence (bezrozměrná tloušťka filmu) různých komplexních modelových kapalin obsahujících různé fluorescenčně značené složky [10]

[14]Choudhury a kol., **Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects**

Výzkum byl v tomto případě soustředěn na vliv mikro důlků a jejich tvaru na formování mazacího filmu. Experimenty probíhali za využití kolorimetrické interferometrie na simulátoru zmíněném v předchozích studiích. Materiálem, na který se studie soustředila, bylo CoCrMo. Mazacím médiem bylo zvoleno hovězí sérum.

Klíčové poznatky:

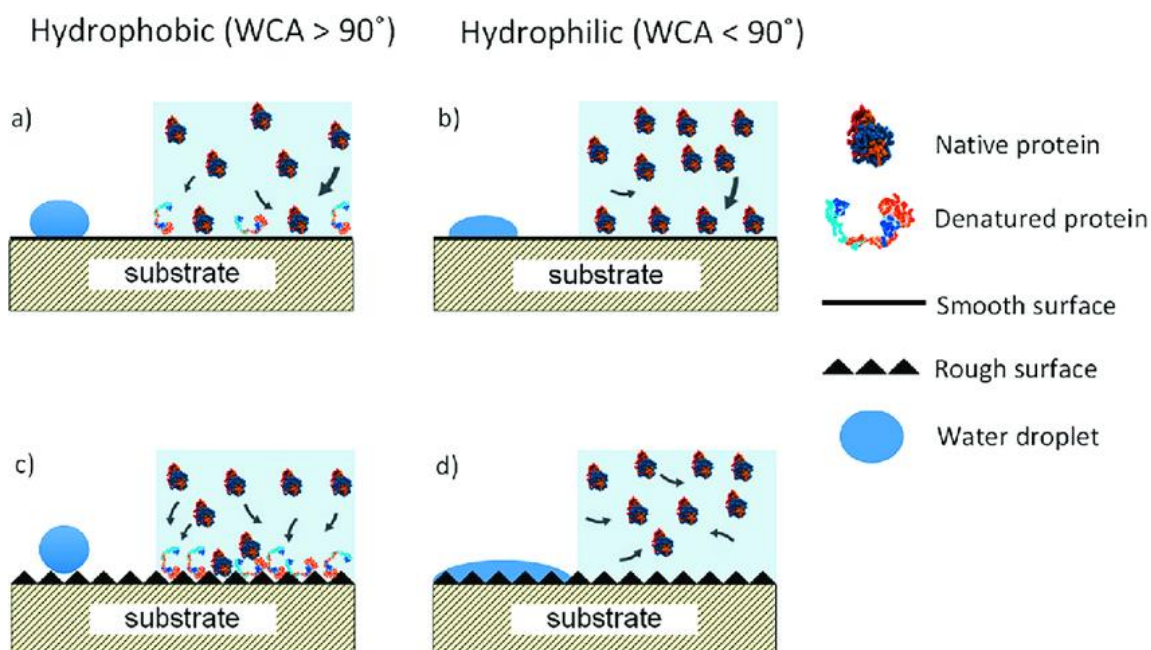
Zavedením mikro důlků na povrch implantátu došlo k výraznému nárůstu tloušťky mazacího filmu a výbornému hydrodynamickému mazání. Povrch s důlky také vykázal lepší stabilitu mazacího filmu. Došlo také k minimálnímu opotřebení kontaktních párů, což zároveň také naznačuje, že vyšší tloušťka mazacího filmu by mohla směřovat k delší životnosti implantátu.



Obr. 2-5 Celkové srovnání in-situ snímků kontaktní plochy v čase: (a) protéza bez důlků, (b) protéza se čtvercovými soustavami důlků, (c) protéza s trojúhelníkovým tvarem jamek [14]

## 2.4 Materiál

V oblasti materiálu pro výrobu hlavic byla pozornost zaměřena především na slitinu Ti6Al4V, vzhledem k tomu, že z ní je vyroben vzorek, který je předmětem zkoumání v této diplomové práci. Materiál hlavic ovlivňuje tribologický proces nejen z mechanického hlediska, jako je například tvrdost, ale také svým chemickým složením, které zčásti určuje smáčivost povrchu. Smáčivost povrchu má vliv na proces, který se nazývá adsorpce (ulpívání) proteinů na površích. Smáčivost povrchu je ovlivněna nejenom materiálem, ale i drsností povrchu. Například polymery se stávají více hydrofobními s rostoucí drsností, zatímco kovové povrchy se stávají více hydrofilními [15]. Vyšší hydrofobnost povrchu podněcuje vyšší adsorpci proteinů [16, 17], které poté následně formují mazací film.



Obr. 2-6 Znárodnění interakcí mezi proteinem a povrchem pro dané hydrofobnosti hladkého (a, b) a zdrsnného (c, d) povrchu [15]

### Ti6Al4V

T6Al4V je titanovou slitinou, která vyniká svojí vysokou pevností, nízkou hmotností, výbornou odolností proti korozi a biokompatibilitou [18]. Ti6Al4V v porovnání s běžně používaným CoCrMo vykazuje vyšší součinitel tření a horší odolnost proti opotřebení, značí studie od Royhman at. al. [19], přičemž oba vzorky byly vyrobeny konvenčními metodami. I přes to však byla drsnost povrchů odlišná, není tedy možné porovnávat pouze samotný materiál. Podobný závěr zastává i studie od Amanova a kol. [20], ve které je zdůrazněna nutnost povrchových úprav za účelem dosažení vyhovujících tribologických vlastností.

Oproti tomu ale výsledky studie od Ryu et. al. [21] přichází s opačnými poznatky, a to nižším součinitelem tření v případě Ti6Al4V. Lze tedy konstatovat, že výsledky jsou těsně závislé na podmínkách experimentů, a především na kvalitě povrchu vzorků. Kvalita vzorků je ovlivněna nejen technologií 3D tisku, jako je tomu v této diplomové práci, ale také těžší obrobiteľností materiálu. Ztížená obrobiteľnosť je spôsobena především nízkou tepelnou vodivostí a vyšší chemickou reaktivitou a nezřídka si vyžaduje specifický přístup [22]. Například jako bylo zmíněno ve studii L. Kong a kol. [22], integrita povrchu může být zlepšena obráběním elektrickým výbojem v atmosféře s ochranným plynem argonem. Bylo zjištěno, že produkty z tohoto materiálu, které byly vyrobeny SLM technologií 3D tisku kovů se vyznačují vyšší pevností a mezí kluzu, nicméně se zde objevují defekty, jako jsou například póry, které mohou napomáhat únavovému poškození [23].

### CoCrMo

CoCrMo je jedním z předních kovových materiálů pro ortopedické aplikace díky své biokompatibilitě a odolnosti proti opotřebení a korozi [24].

### FeNiCr

FeNiCr je o něco méně obvyklým materiálem pro hlavici kyčelní endoprotézy, avšak je volen především pro svou pevnost, pružnost a odolnost proti korozi.

### UHMWPE

Ultra-high-molecular-weight polyethylene, česky zkráceně vysokomolekulární polymer, je hojně využíván v ortopedii díky své dobré odolnosti proti opotřebení, chemické stabilitě a biokompatibilitě. Poskytuje excelentní třecí povrch díky vysokému prosítování polymerních řetězců. Materiál je stále vyvíjen s cílem omezit opotřebení materiálu na minimum [25].

### PMMA

Polymethylakrylát je průhledný polymer používaný převážně při výrobě cementu sloužícího k fixaci kyčelní endoprotézy v kosti. Jako materiál acetabulární jamky byl v předchozích výzkumech mazacího filmu zvolen především pro svoji čírost, která je nezbytná pro vzhled do kontaktu a pro částečnou podobnost například s UHMWPE.

### Sklo BK7 s chromovou vrstvou

Jak bylo zmíněno ve studii od D. Nečase a kol. [26], skleněná jamka s chromovou vrstvou může částečně replikovat hard-on-hard (metal-on-metal) kontaktní pár. Sklo je voleno kvůli možnosti výroby precizního hladkého povrchu, vzhledu do kontaktu a možnosti aplikace chromové vrstvy.

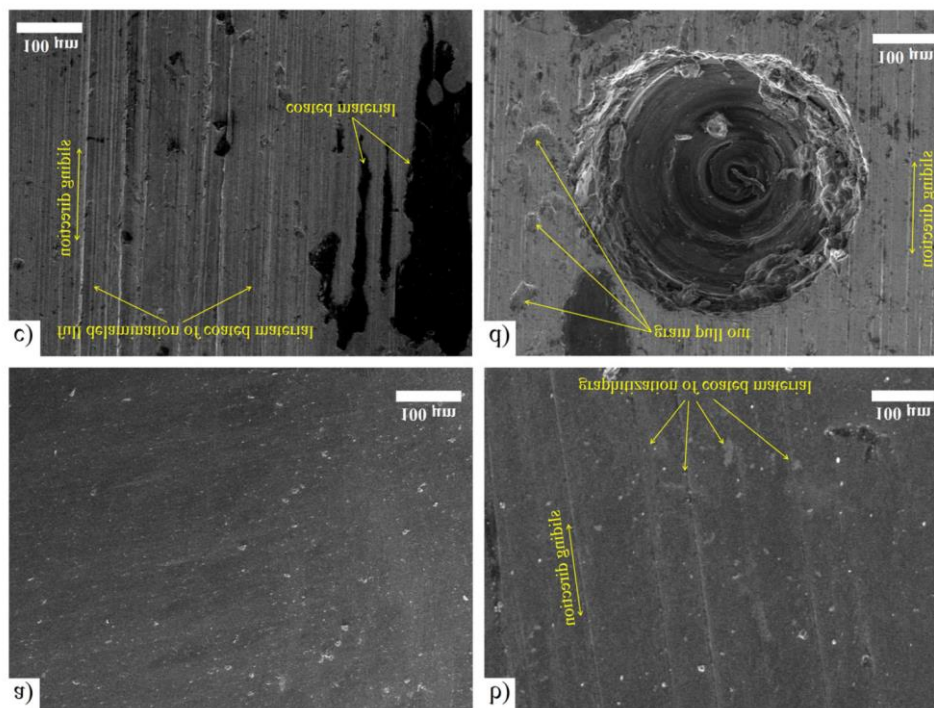


## 2.4.1 DLC povlak

Za účelem zlepšení tribologických vlastností implantátů se využívá DLC povlak. Ten by měl zajistit lepší odolnost proti opotřebení a nižší součinitel tření.

Výzkum od Ghoshe a kol. [27], který byl zaměřen na kyčelní hlavice z materiálu Ti6Al4V ukazuje, že aplikace DLC povlaku na povrch s mikrodůlkami může zlepšit tření a snížit opotřebení. Poukazuje na potenciál DLC povlaku jako způsob zlepšení tribologických vlastností. K podobnému závěru dospěl i výzkum He a kol. [28], kdy DLC povlak a správné rozmístění textury povrchu snížilo součinitel tření. Oproti tomu studie od Scholese a kol. [29] upozorňuje na to, že v případě hard-on-soft kontaktních dvojic je zlepšení tření vlivem DLC povlaku výrazně závislé na jeho kvalitě a v případě nižší kvality může mít opačný efekt. V případě, že DLC povlak nebyl konzistentní, vysoce kvalitní a s nízkou drsností povrchu, byl součinitel tření výrazně vyšší. Kvalita povrchu s DLC povlakem je závislá na stavu povrchu, na který je nanášen a jak ukazuje výzkum od Singh a kol. [30], při aplikaci na povrch s výraznějšími nerovnostmi může dojít k navýšení drsnosti vlivem nerovnoměrného ulpívání na hranách výstupků a důlků.

Ačkoliv aplikace DLC povlaku může zlepšit tribologické chování kloubní hlavice vyrobené z materiálu Ti6Al4V [31, 32], je zde riziko delaminace povlaku, a to převážně při vyšších zatíženích. Jednou z příčin by mohla být nižší tvrdost Ti6Al4V [27].



Obr. 2-7 Snímky ukazující (a) povrch po nanesení povlaku DLC, (b) tvorbu přenosu vrstvy v důsledku zatížení, (c) úplné delaminace povlakovaných materiálů při vyšším zatížení a (d) stopy opotřebení v oblasti důlků [27]

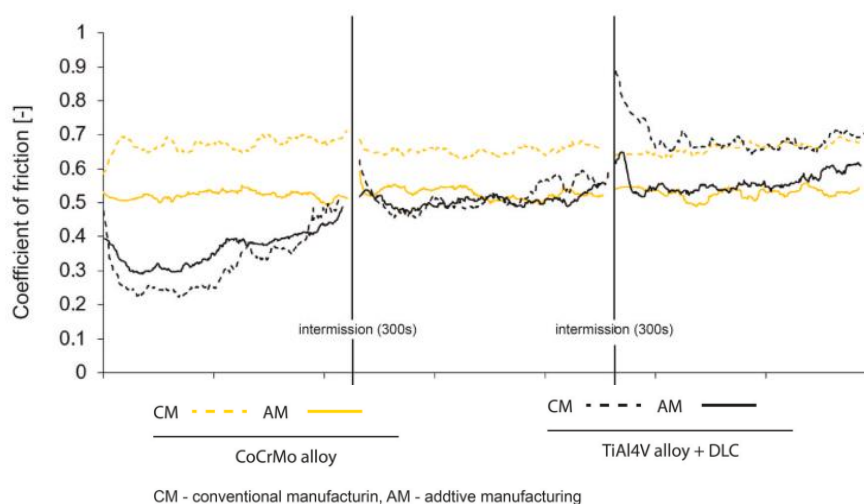


## 2.4.2 Aditivně vyrobené implantáty

V oblasti konvenčně vyráběných hlavic kloubních náhrad existuje již celá řada studií. Oblast tribologie aditivně vyráběných kloubních náhrad je naopak poměrně novým tématem, kde rozsah dostupných výzkumů prozatím není velmi široký.

M. Ranuša a kol.[33] , **Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: a pilot study**

Ranuša a kol. [33] se ve svém výzkumu zabývali hodnocením tribologického chování, jako je koeficient tření a opotřebení, materiálů pro malé kloubní implantáty vytvořených pomocí 3D tisku. V rámci studie byly testovány dva materiály: pomocí 3D tisku vytvořená titanová slitina Ti6Al4V s DLC povlakem a kobalt-chrom-molybden (CoCrMo). Studie představila metodiku hodnocení nových výrobních technologií pro malé implantáty do lidských kloubů. Hodnocení bylo založeno na měření součinitele tření na pin on plate simulátoru a pozorování vrstvy proteinů pomocí fluorescenční metody. Materiál CoCrMo vykazoval okamžitou agregaci bílkovin v kontaktních oblastech, což vedlo k vytvoření stabilního mazacího filmu od počátku experimentu. u materiálu Ti6Al4V potaženého DLC docházelo k agregaci bílkovin postupně a ke konci experimentu se vytvořila stabilní vrstva bílkovin. Součinitel tření dosahoval u Ti6Al4V obecně o něco nižších hodnot. Rozdíly v chování materiálů byly vysvětleny především odlišností drsností povrchu a smáčivostí, které ovlivnily různé poměry albuminu. Vliv na výsledky experimentu mohl mít také fakt, že aditivně vyráběné povrchy vykazovaly vady a náhodné povrchové struktury, které mohly významně ovlivnit mazací mechanismy. Hlavním omezením tohoto výzkumu jsou chybějící kvantitativní údaje o tloušťce filmu, aby bylo možné vyhodnotit vztah mezi tloušťkou filmu a součinitelem tření.



Obr. 2-8 Vývoj součinitele tření a oblasti proteinu pro slitinu CoCrMo a slitinu Ti6Al4V + DLC třením o optické sklo [33]

L. Odehnal a kol. [34] **Tribological Behaviour of Ti6Al4V Alloy: An Application in Small Joint Implants**

Na předchozí výzkum navazuje studie od Odehnala a kol. [34], ve které byla pro hodnocení tloušťky filmu použita optická interferometrie. Slitina Ti6Al4V vykazala větší tloušťku mazacího filmu ve srovnání se slitinou CoCrMo, avšak kvůli horší povrchové kvalitě nebyla schopna vytvořit dostatečně silný mazací film k oddělení kontaktních ploch. Jediná konfigurace, která dosáhla dostatečné tloušťky mazacího filmu k oddělení kontaktních párů, byla kombinace CoCrMo a skla při relativní rychlosti 40 mm/s, kde nebyly pozorovány známky opotřebení. Chování tření bylo srovnatelné pro oba testované materiály, s koeficientem tření stabilizujícím se na hodnotě okolo 0,4.

D. Xiang a kol. [35], **Comparison of wear properties of Ti6Al4V fabricated by wrought and electron beam melting processes in simulated body fluids**

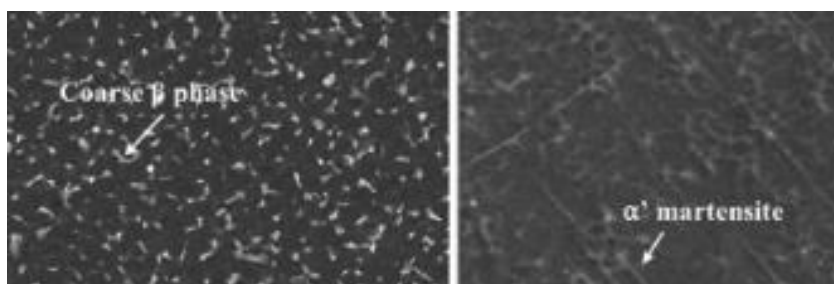
Studie od Xiang a kol. [35] porovnávala opotřebení materiálu Ti6Al4V vyrobeného tradičním tvářením (Wrought Ti6Al4V) a procesem tavení elektronovým paprskem (Electron Beam Melted Ti6Al4V), a to v simulovaných tělních tekutinách. Bylo zjištěno, že materiál vyrobený procesem tavení elektronovým paprskem vykazuje nižší koeficienty tření ve srovnání s materiálem vyrobeným tradičním obráběním. Výsledky studie zdůrazňují potenciál aditivní výroby (specificky tavení elektronovým paprskem) pro výrobu ortopedických implantátů s příznivými vlastnostmi týkajícími se opotřebení, což by mohlo vést k lepším výsledkům a delší životnosti implantátů.

S 3D tiskem kovů se může pojit také typický povrch vznikající výrobou a dokončovacími operacemi. Tento povrch může připomínat „mikrodůlky“ [36], proto by se zde mohla nabízet analogie s mikrostrukturováním povrchu, kterého je využíváno pro ovlivnění průběhu utváření mazacího filmu a tribologických vlastností [37].



Obr. 2-9 Typický povrch po pov. úpravě [36]

Výzkum Bartolomeu et al. [38] mimo jiné ukazuje, že samotná aditivní výroba může mít na součinitel tření jen nepatrný vliv. K výraznějšímu zlepšení došlo v oblasti opotřebení, kde toto autoři přisuzují odlišné mikrostruktuře, která vznikla odlišným průběhem chladnutí slitiny.



Obr. 2-10 Odlišná mikrostruktura [38]

Studie od Malik et al. [39] sumarizuje, že Ti6Al4V pravděpodobně nebude sám o sobě příliš vhodným materiálem pro výrobu kloubních hlavic, a to především kvůli snazšímu opotřebení. Samotné aditivní výrobě ani její orientaci nepřisuzuje velký vliv na tribologické vlastnosti, pouze nižší míru opotřebení především u vzorků vyrobených SLS technologií. Jako příčinu uvádí odlišnost mikrostruktury a přítomnost zbytkového napětí, které jsou důsledkem použití dané technologie.

## 2.5 Shrnutí hlavních zjištění

Byla vypracována rozsáhlá rešerše zaměřená na aktuální poznatky v oblasti kyčelních endoprotéz, s důrazem na tribologické vlastnosti, použité materiály a inovace v oblasti 3D tisku. Úvodní kapitola se věnovala souhrnnému popisu významu a struktury endoprotéz, zmiňujíc se o jejich složení a funkci v kontextu operací kyčelního kloubu. Zvláštní pozornost byla věnována životnosti těchto implantátů, která je ovlivněna řadou faktorů včetně materiálů a tribologických vlastností, jakými jsou tření a opotřebení. Studie zdůraznila, že kvalita a trvanlivost endoprotézy jsou klíčové pro zajištění dlouhodobé funkčnosti a pohodlí pacientů.

Ve výzkumu byly dále analyzovány metody a techniky testování, jako je použití kyvadlového simulátoru, optické interferometrie a fluorescenční mikroskopie, které poskytují hlubší vhled do chování mazacích filmů a interakcí mezi povrchy kloubních náhrad [7, 10, 13]. Tato metodika umožňuje detailně sledovat dynamiku tření a mazání při simulaci pohybů, které odpovídají běžnému zatížení lidských kloubů.

V další části byly diskutovány materiály používané v endoprotézách, včetně titanové slitiny Ti6Al4V a různých typů polymerních a kovových materiálů, jako jsou UHMWPE a CoCrMo. Na základě rešerše lze konstatovat, že Ti6Al4V je obecně materiálem náchylným k horším tribologickým vlastnostem [19, 20], avšak objevuje se zde závislost na kvalitě povrchu [21], která zůstává výzvou, jelikož tato titanová slitina se vyznačuje horší obrobiteľností [40]. Tato kapitola také poukázala na význam povrchových úprav, zejména DLC (diamond-like carbon) povlaků, které mohou výrazně zlepšit tribologické vlastnosti, a to snížením koeficientu tření a odolností proti opotřebení [27], avšak jejich úskalím může být aplikace na povrchy s nerovnostmi [30].

Závěrečná část rešerše se zabývala především aditivními technologiemi výroby implantátů a jejich dopady na tribologickou funkčnost. Byly shrnuty některé z aktuálních výzkumů v této oblasti. Z nich vyplývá, že aditivně vyrobené implantáty vykazují poměrně dobré třecí vlastnosti, avšak nerovnosti způsobené aditivní výrobou by mohly vést k vytvoření mazacího filmu ve výšce nedostatečné pro oddělení kontaktních ploch [33, 34]. Potenciál aditivní výroby je viděn také v zlepšení některých tribologických vlastností na základě odlišné mikrostruktury [35, 41].

## 2.6 Mezera v poznání

Ačkoliv rešerše přinesla přehled o významu tribologie v kontextu kyčelních implantátů, zůstává několik klíčových oblastí, kde je zapotřebí dalšího výzkumu. Toto se zejména týká 3D tištěných třecích povrchů endoprotéz, a to především experimentů, které přesněji replikují geometrii, kontaktní páry a přesněji tak simulují podmínky v lidském těle. Přínosem by také mohlo být pozorování mazacího filmu a jeho složek přímo v kontaktu za zachování reálné geometrie třecího páru. Ačkoliv byl materiál Ti6Al4V v některých studiích tribologicky testován, potřebujeme hlubší pochopení toho, jak různé povrchové parametry, specifické pro 3D tištěné komponenty, ovlivňují tribologické vlastnosti. DLC povlaky nabízejí slibné výsledky pro zlepšení tribologických vlastností, avšak jejich interakce s materiálem Ti6Al4V v kombinaci s aditivní výrobou hlavic endoprotéz vyžaduje další zkoumání.

## 3 CÍL PRÁCE

### 3.1 Výzkumné otázky

Jak ovlivní aditivní výroba třecích povrchů hlavic endoprotézy kyčelního kloubu součinitel tření kontaktních párů hlavice a UHMWPE acetabulární jamky?

Je vývoj tloušťky mazacího filmu u aditivně vyrobených hlavic z materiálu Ti6Al4V svým průběhem blízký chování hlavic z materiálů CoCrMo a FeNiCr, které byly vyrobeny konvenčně využívanou metodou obrábění?

Jaký vliv na tribologické vlastnosti bude mít aplikace DLC povlaku na aditivně vyrobenou hlavici z materiálu Ti6Al4V?

### 3.2 Cíle výzkumu

Hlavní cíl

Analýza a porovnání tribologického chování kontaktu kloubních hlavic aditivně vyrobených pomocí 3D tisku kovů z materiálu Ti6Al4V a z Ti6Al4V s následně aplikovaným DLC povlakem a konvenčně vyrobených z materiálů CoCrMo a FeNiCr.

Dílčí cíle

- Zformulování a realizace přesně definovaných experimentálních plánů a podmínek pro zkoušky tribologického chování.
- Provedení analýzy geometrie a topografie třecích povrchů jednotlivých kontaktních dvojic, určení průměrových vřlí konformních kontaktů a drsností povrchu.
- Analýza vývoje součinitele tření kontaktních dvojic kloubních hlavic a běžně používané acetabulární jamky z materiálu UHMWPE.
- Aplikace metod optické interferometrie a fluorescenční mikroskopie pro kvantifikaci a sledování trendu vývoje tloušťky mazacího filmu během statického zatížení a dynamického cyklického pohybu.

### 3.3 Hypotézy

H1: Za předpokladu stejného výrobního postupu a kvality povrchu se od materiálu hlavice (Ti6Al4V) jako takového neočekává příliš odlišný součinitel tření, než od CoCrMo [42], avšak aditivně vyrobené vzorky se vyznačují specifickým povrchem se zvýšenou drsností povrchu [43], což bude mít za následek zvýšení součinitele tření.

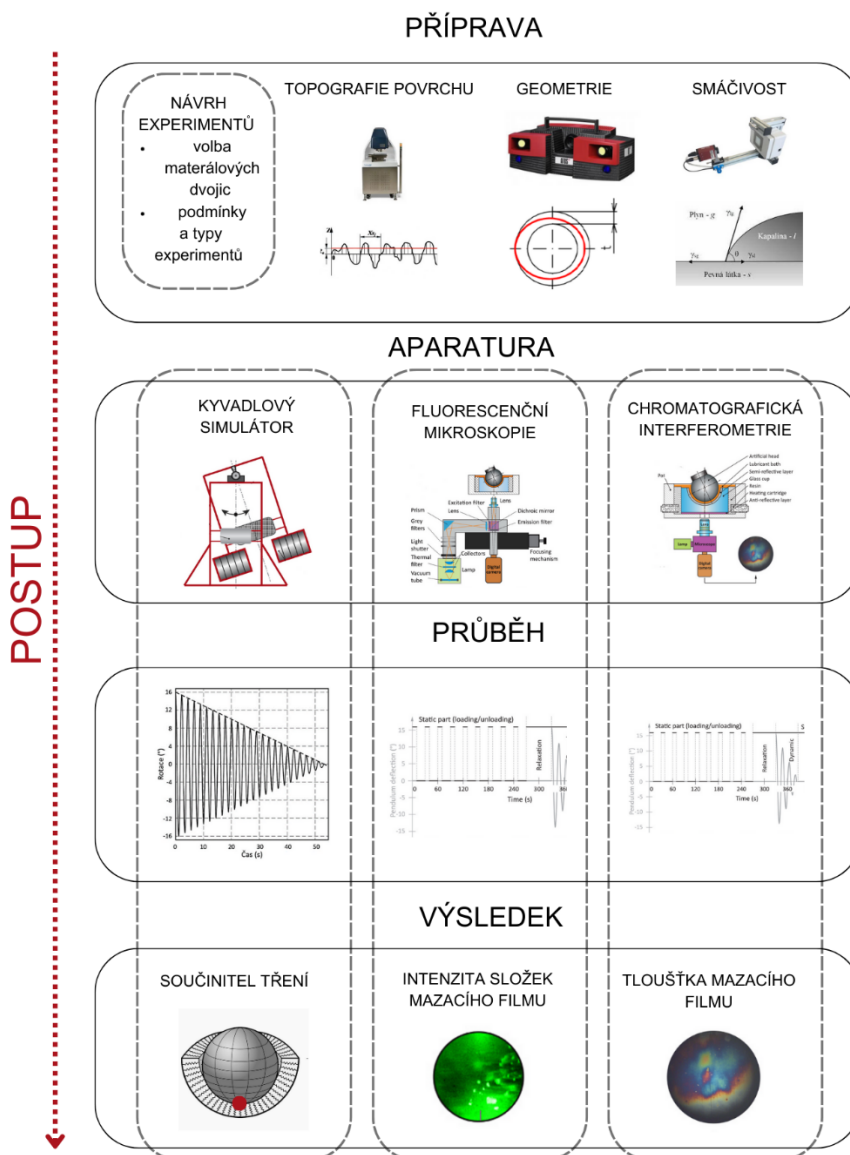
H2: Průběh tloušťky mazacího filmu bude odlišný a vady povrchu obvykle se pojící s technologií 3D tisku (póry) se budou chovat podobně jako účelná textura (zásobníky maziva), které podpoří adsorpci proteinů a následkem bude utvoření mazacího filmu vyšší tloušťky [14].

H3: DLC povlaky jsou známé svou vysokou tvrdostí a chemickou inertností, což jsou klíčové vlastnosti pro zlepšení tribologických charakteristik třecích povrchů. V kontextu aditivně vyráběných kloubních hlavic z Ti6Al4V může aplikace DLC povlaku dále optimalizovat povrchové vlastnosti, jako je drsnost a topografie, což přispívá ke snížení tření v kontaktu. Předchozí studie potvrzují, že povrchové úpravy, jako je DLC povlakování, mohou zlepšit tribologické vlastnosti kloubních implantátů [27, 28]. Co se týká tloušťky mazacího filmu, ta je očekávána nižší, jelikož vyšší hydrofilnost povrchu je propojena se sníženým utvářením vrstvy proteinů v kontaktu [17].

# 4 MATERIÁL A METODY

## 4.1 Metodika

Tato diplomová se zabývá relačním typem výzkumného problému. Použitou vědeckou metodou byl experiment a měření, jež přinesl kvantitativní výsledky. V rámci přípravné fáze byla nejdříve zjištěna drsnost povrchu pomocí profilometru, následně zhodnocena geometrie za použití optického skeneru a vyhodnocena byla také smáčivost povrchu jednotlivých kloubních hlavic. Měření spočívalo v záznamu součinitele tření, který byl stanoven pro rozdílné materiálové dvojice femorálních hlavic a acetabulárních jamek. Experiment probíhal na kyvadlovém simulátoru. Pomocí metod kolorimetrické interferometrie a fluorescenční mikroskopie bylo zkoumáno utváření mazacího filmu.



Obr. 4-1 Schéma postupu řešení

## 4.2 Experimentální zařízení a přístrojové vybavení

### 4.2.1 Optický profilometr

Bruker ContourGT-X je zařízení používané v materiálových vědách pro interferometrické měření s využitím bílého světla, což umožňuje získat data o topografii povrchu materiálu. S pomocí tohoto přístroje lze zaznamenat mikroskopické nerovnosti na povrchu a zjistit jejich výškový profil. Díky schopnosti vertikálního skenování poskytuje přístroj rychlou odezvu a přesná měření. Integrovaný software přístroje automatizuje proces sběru a analýzy dat, minimalizuje rušivé signály a zlepšuje celkovou přesnost měření. Přístroj se běžně používá ve výzkumu pro analýzu povrchových charakteristik, jako jsou drsnost, textura a další mikrostrukturální aspekty [44]. Přesnost zařízení je zvláště užitečná při posuzování tribologických vlastností materiálů, které jsou podstatné pro určení vhodnosti materiálů pro specifické aplikace.



Obr. 4-2 Bruker profilometr [44]

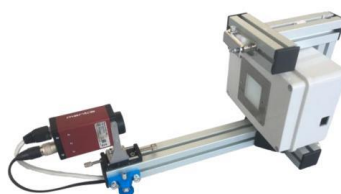
### 4.2.2 Optický skener

Geometrie a rozměry acetabulárních jamek a kloubních hlavic byly zjištěny pomocí optického skeneru ATOS Triple Scan. ATOS Triple Scan je zařízení, které slouží k 3D skenování objektů. Používá kombinaci strukturovaného světla a kamery k zachycení detailních informací o povrchu zkoumané součásti. Principem je osvětlení objektu světelnými vzory a následné zachycení odraženého obrazu. Díky softwaru, jako je například GOM Inspect, je pak možné získaná data analyzovat a vytvořit 3D model objektu. Tento proces umožňuje měření rozměrů, kontrolu tolerance a detekci odchylek od daného rozměru a tvaru.



### 4.2.3 Zařízení pro hodnocení smáčivosti

Smáčivost povrchu byla hodnocena pomocí droplet testu, který spočívá v nanesení drobné kapky kapaliny na zkoumaný povrch a vyhodnocení úhlu, který s plochou svírá. Jednoduchá aparatura, na které byla smáčivost povrchu hodnocena, se skládala z několika klíčových prvků. Kamera Manta G146B byla umístěna na posuvném vedení, které umožnilo regulaci vzdálenosti od zkoumaného vzorku. Naproti kameře byla umístěn světelný zdroj se stínidlem sloužící pro prosvícení kapky. Pro nanesení kapky sloužila tenká kapilára napojená na injekční stříkačku, která umožnila přesné dávkování malého množství vody a utvoření kapky.



Obr. 4-3 Manta G146B [45]

### 4.2.4 Kyvadlový simulátor

Kyvadlový simulátor umožnil replikaci zatěžování a kývavého pohybu kloubu například při pohybu a zatěžování v lidském těle. Simulátor se skládá z fixního rámu, na kterém byla upevněna acetabulární jamka vyhřívaná topnými patronami a pohyblivého kyvadla, kterým byla zatížena kloubní hlavice, která byla zasazena do acetabulární jamky a vykonávala kývavý pohyb. Kyvadlo bylo opatřeno také digitální vodováhou pro sledování úhlu náklonu a elektromagnetem s kladkou pro vychýlení z rovnovážné polohy. Úhlové zrychlení bylo sledováno čidlem zrychlení a zaznamenáno v softwaru DeweSoft. V případě využití fluorescenční mikroskopie byla aparatura rozšířena o CMOS Andor vysokorychlostní kameru, fluorescenční mikroskop, LED zdroj a excitační filtr. U fluorescenční mikroskopie byla zapojena vysokorychlostní kamera, mikroskop a zdroj světla.



Obr. 4-4 Kyvadlový simulátor [45]

## 4.3 Materiál a testovací podmínky

### 4.3.1 Testované vzorky

Testovány byly rozličné materiálové dvojice femorálních hlavic a acetabulárních jamek od výrobce Prospan, spol. s r. o. Pro experimenty za účelem zjištění součinitele tření byly použity acetabulární jamky z materiálu UHMWPE, které jsou využívány v běžné lékařské praxi. Jelikož v případě použití fluorescenční mikroskopie je nutný vzhled do kontaktu, byla použita jamka z čirého PMMA. Při chromatografické interferometrii je nejen nutné, aby jamka byla čirá, ale také musí být opatřena chromovou vrstvou na kontaktním kulovém povrchu a antireflexní vrstvou na spodní ploše jamky. Materiálem konvenčně vyráběných hlavic bylo FeNiCr a CoCrMo. Aditivně vyrobené hlavice byly z materiálů Ti6Al4V a Ti6Al4V s DLC povlakem na třecím povrchu. Tyto femorální hlavice byly vyrobeny z Ti6Al4V technologií SLM tisku kovů na přístroji Concept Laser M2.

Hlavice i jamky měly společný jmenovitý průměr 28 mm. Reálný průměr hlavic dosahoval hodnoty 27,98 mm, zatímco acetabulární jamky 28,22 mm, z čehož vyplývá, že vůle v kontaktu odpovídala hodnotě 0,24 mm. Pro každý typ experimentu byly testovány všechny materiály hlavic. Vzniká tak celkem 12 materiálových dvojic.

Tab. 1 Testované acetabulární jamky

<b>Materiál</b>	<b>Experiment</b>
UHMWPE	Součinitel tření
PMMA	Fluorescenční mikroskopie
Sklo BK7 + chrom vrstva	Chromatografická interferometrie

Na základě modulu pružnosti materiálů hlavic byl určen maximální a průměrný kontaktní tlak v kontaktu, který je uveden pro různé materiálové dvojice v tabulce Tab. 2.

Tab. 2 Testované femorální hlavice

<b>Materiál</b>	<b>Výroba</b>	<b>UHMWPE Hertzův tlak průměrný/max [GPa]</b>	<b>PMMA Hertzův tlak průměrný/max [GPa]</b>	<b>Sklo BK7 Hertzův tlak průměrný/max [GPa]</b>
CoCrMo	Konvenční (obrábění + dokončování)	0,05/0,07	0,12/0,18	0,9/1,35
FeNiCr	Konvenční (obrábění + dokončování)	0,05/0,07	0,12/0,18	0,88/1,32
Ti6Al4V	3D tisk + dokončování	0,05/0,07	0,12/0,18	0,77/1,16
Ti6Al4V + DLC	3D tisk + DLC povlakování + dokončování	0,05/0,07	0,12/0,18	0,91/1,36

### 4.3.2 Mazivo

Jako mazivo byla použita modelová fyziologická synoviální kapalina, která byla namíchána z jednotlivých složek v laboratoři. Jednotlivými složkami jsou kyselina hyaluronová, fyziologický roztok, fosfolipidy, albumin a globulin. Přesně daný poměr složek byl rozmíchán v PBS (Phosphate Buffered Saline). Pro účely fluorescenční mikroskopie byla fluorescenčně označena vždy jedna ze složek – albumin, globulin a kyselina hyaluronová. Jednotlivé označené složky byly připraveny a dodány specializovanou laboratoří. Poměr jednotlivých složek se řídil poznatky dřívějších výzkumů tak, aby odpovídal hodnotám u průměrného zdravého kloubu [46].

Tab. 3 Složení synoviální kapaliny

<b>Albumin</b>	<b><math>\gamma</math> - Globulin</b>	<b>Kyselina hyaluronová</b>	<b>Fosfolipidy</b>
20 mg	3,6 mg	2,5 mg	0,15 mg

### 4.3.3 Podmínky experimentů

Vzorky byly testovány v laboratoři, kde bylo použito zařízení pro simulaci fyzikálních podmínek kloubu – kyvadlový simulátor. Kontakt acetabulární jamky a hlavice byl udržován při konstantní teplotě 37 °C, což odpovídá běžné teplotě lidského těla. K udržení této teploty byly použity topné patrony a regulátor teploty. Pro čištění vzorků byla použita ultrazvuková čistička s emulzí vody a SDS roztoku, což zajistilo odstranění jakýchkoli nečistot, které by mohly ovlivnit výsledky experimentu.

#### **Součinitel tření**

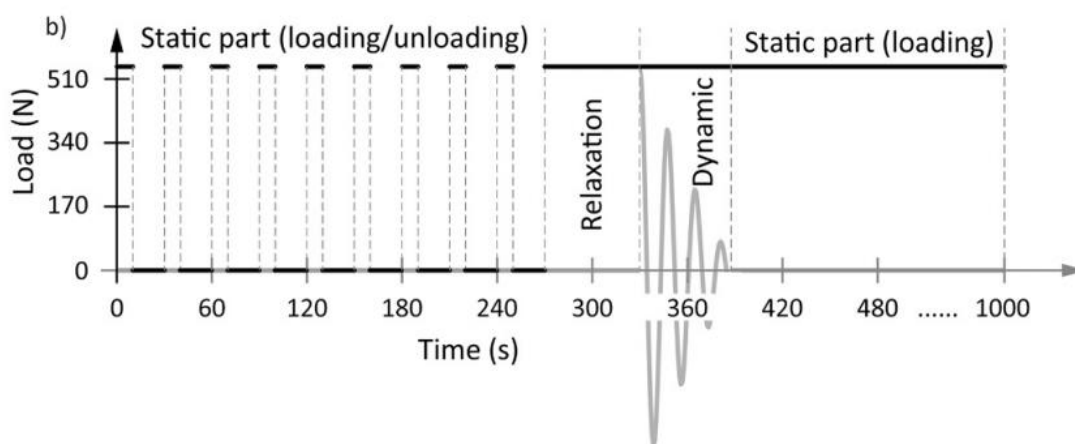
Pro zkoumání součinitele tření bylo do připravené jamky aplikováno 2 ml synoviální kapaliny. Následně byla femorální hlavice zatížena kyvným rámem s předem stanoveným zatížením (532 N). Kanál v softwaru DeweSoft přenášející ze snímače hodnotu úhlového zrychlení byl vynulován. Kyvadlo bylo vychýleno o 16°, uvolněno a ponecháno, aby se volně dokývalo. Celý proces vychýlení a dokmitu byl opakován desetkrát.

Průběh experimentů:

1. Přibližně jednu hodinu před počátkem experimentu vyjmutí kapaliny z mrazícího zařízení, aby došlo k přirozené změně skupenství z pevného na kapalné.
2. Důkladné očištění veškerých vzorků pomocí ultrazvukové čističky, roztoku dodecylsíranu sodného a otření nelínající tkaninou nasáklou isopropanolem.
3. Usazení acetabulární jamky, která je zajištěna v kovové misce pomocí pryskyřice, na místo v simulátoru, opatření výhřevnými patronami a zapnutí vyhřívání na teplotu 37 °C.
4. Usazení hlavice na přídržný kužel a do jamky aplikováno 2 ml synoviální kapaliny.
5. Pomocí šroubového mechanismu hlavice pomalým pohybem spuštěna do jamky a rameno kompletně odjištěno.
6. Navinovacím mechanismem rameno vychýleno o 16° z rovnovážné pozice.
7. Spuštěno měření a rameno odjištěno.
8. Po samovolném dokývání rameno vypnuto měření.
9. Rameno znovu vychýleno o 16°, zapnuto měření a odjištěno. Krok 6-9 opakován desetkrát.

## Fluorescenční mikroskopie

Synoviální kapalina obarvená fluorescenčním barvivem byla rozmrazena a uchovávána v temnu, aby se zabránilo jakékoli degradaci fluorescenčního barviva vlivem UV záření. Snímání kamerou probíhalo s vysokou frekvencí (40 snímků za sekundu), což umožnilo detailní sledování pohybu a distribuce kapaliny pod zatížením. Průběh zatěžování a pohybu se skládal ze statického odtěžování a zatěžování, následném rozkvyvání, dokmitání a relaxaci. Tento postup byl volen z důvodu šetrnosti k povrchům vzorků. Zároveň simuluje statické zatěžování kloubu, chůzi a zpomalení a stání [10, 26]. Jeho průběh je patrný v grafu Obr. 4-5.



Obr. 4-5 Průběh kombinovaného zatěžování [10]

Průběh experimentů:

1. Přibližně jednu hodinu před počátkem experimentu vyjmutí fluorescenčně označených kapalin z mrazícího zařízení, aby došlo k přirozené změně skupenství z pevného na kapalné.
2. Důkladné očištění veškerých vzorků pomocí ultrazvukové čističky, roztoku dodecylsíranu sodného a otření nelínající tkaninou nasáklou isopropanolem.
3. Usazení acetabulární jamky, která je zajištěna v kovové misce pomocí pryskyřice, na místo v simulátoru, opatření výhřevnými patronami a zapnutí vyhřívání na teplotu 37 °C.
4. Vložení hlavice menšího průměru do jamky, zaplavení kontaktu 2 ml synoviální kapaliny.
5. Nalezení, zaostření a vystředění kontaktu.
6. Vyčištění jamky pomocí dodecylsíranu sodného a isopropanolu.
7. Usazení hlavice na přídržný kužel a do jamky aplikováno 2 ml zvolené synoviální kapaliny s fluorescenčně označenou složkou.
8. Pomocí šroubového mechanismu hlavice pomalým pohybem spuštěna do jamky a rameno kompletně odjištěno.

9. Pořízen fluorescenční snímek a rameno opět nadlehčeno. (krok 7. a 8. opakován desetkrát)
10. Navinovacím mechanismem rameno vychýleno o  $16^\circ$  z rovnovážné pozice.
11. Spuštěno měření a kontinuální obrazový záznam a rameno odjištěno.
12. Po samovolném dokývání ramene vypnuto měření.
13. Pořízen snímek kontaktu v pravidelných intervalech.

### **Optická interferometrie**

Při experimentu byl využit pro vzájemnou porovnatelnost stejný průběh zatěžování a pohybu jako u fluorescenční mikroskopie. Mazivem byla v tomto případě totožná synoviální kapalina jako u experimentů pro zjištění součinitele tření. Snímky byly zaznamenány s frekvencí 120 snímků za sekundu.

#### **Průběh experimentů:**

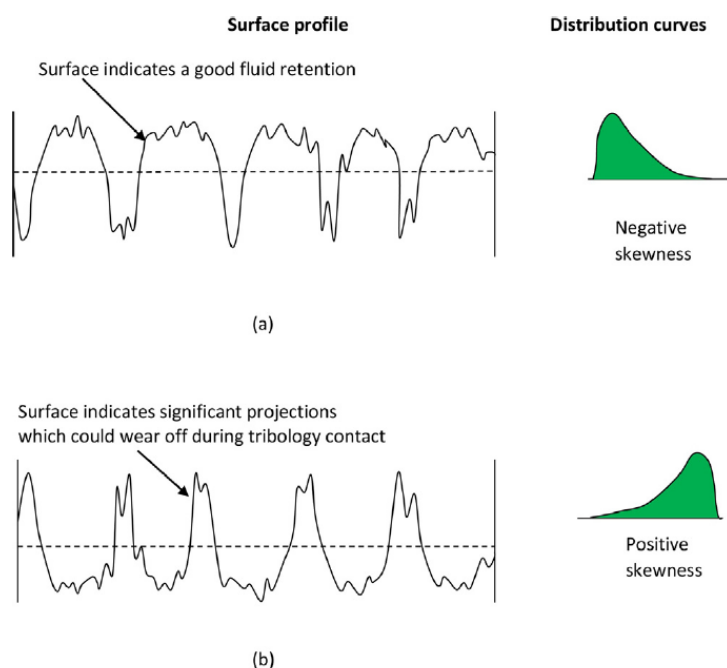
1. Přibližně jednu hodinu před počátkem experimentu vyjmuta synoviální kapalina z mrazícího zařízení, aby došlo k přirozené změně skupenství z pevného na kapalné.
2. Jamka většího průměru usazena do zařízení. Vložení hlavice do jamky většího průměru, zaplavení kontaktu 2 ml synoviální kapaliny.
3. Nalezení, zaostření a vystředění kontaktu, pořízení kalibračních snímků.
4. Důkladné očištění veškerých vzorků pomocí ultrazvukové čističky, roztoku dodecylsírany sodného a otření nelínající tkaninou nasáklou isopropanolem.
5. Usazení acetabulární jamky, která je zajištěna v kovové misce pomocí pryskyřice, na místo v simulátoru, opatření výhřevnými patronami a zapnutí vyhřívání na teplotu  $37^\circ\text{C}$ .
6. Usazení hlavice na přídržný kužel a aplikace 2 ml synoviální kapaliny do jamky.
7. Pomocí šroubového mechanismu hlavice pomalým pohybem spuštěna do jamky a rameno kompletně odjištěno.
8. Pořízen snímek a rameno opět nadlehčeno. (krok 7. a 8. opakován desetkrát)
9. Navinovacím mechanismem rameno vychýleno o  $16^\circ$  z rovnovážné pozice.
10. Spuštěno měření a kontinuální obrazový záznam a rameno odjištěno.
11. Po samovolném dokývání ramene vypnuto měření.
12. Pořízen snímek kontaktu v pravidelných intervalech.

## 4.4 Metody

### 4.4.1 Topografie povrchu

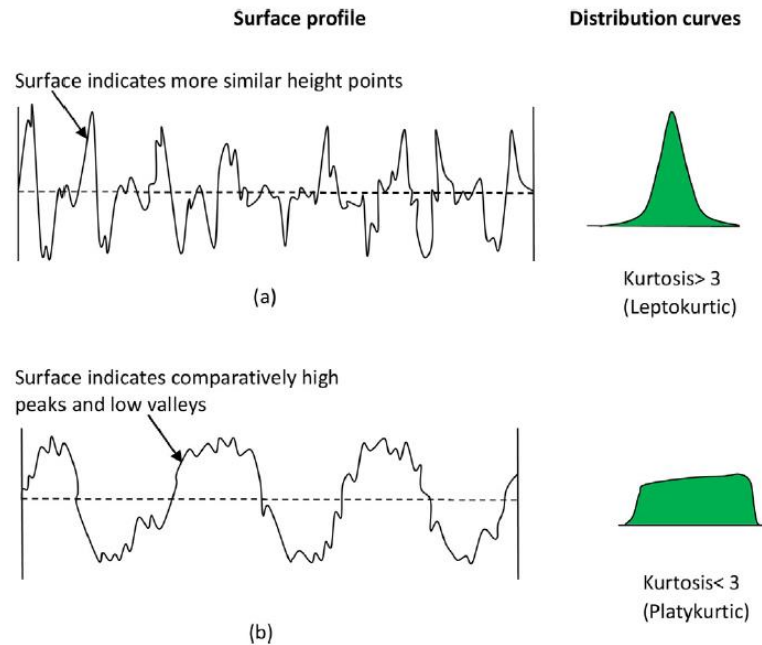
Měření topografie povrchu probíhalo na profilometru ContourGT-X. Hlavice a jamky byly očištěny ethanolem. Pro měření byl použit objektiv se zvětšením 20x především kvůli jeho tvaru, jež umožňuje přiblížení se ke dnu jamky. Zkoumány bylo 5 bodů, jeden na vrcholu a dva poblíž vrcholu jamky a hlavice. Ze snímku byl odfiltrován kulovitý tvar a vlnitost a zamaskovány nedokonalosti snímku. Následně byla zaznamenána hodnota Sa. Sa je rozšířením Ra (aritmetické střední výšky přímky) na plochu. Jako absolutní hodnota vyjadřuje rozdíl výšek jednotlivých bodů v porovnání s aritmetickým průměrem povrchu [47].

Drsnost povrchu není jediným parametrem, který může mít vliv na tribologické vlastnosti. Z toho důvodu byla pozornost zaměřena také na parametry Ssk – šikmost a Sku – špičatost. Šikmost popisuje asymetrii distribuce výšek povrchových nerovností vůči průměrné linii. Pokud je Ssk záporné, výšky povrchových nerovností jsou více pod průměrnou linií, což naznačuje přítomnost hlubokých údolí. Záporné Ssk může být výhodné pro udržení maziva, zatímco kladné Ssk může způsobit rychlejší opotřebení v důsledku vyčnívajících výstupků [48].



Obr. 4-6 Význam šikmosti povrchu [48]

Špičatost poukazuje na ostré vrcholy distribuce výšky povrchových nerovností. Vyšší hodnoty  $Sku$  (více než 3) naznačují, že mnoho bodů na povrchu je blízko průměrné výšky, zatímco nižší hodnoty  $Sku$  (méně než 3) naznačují povrch s méně frekventovanými vrcholy. Vyšší  $Sku$  může vést k lepší kontaktní ploše, což je přínosné pro zlepšení nosné schopnosti povrchu a snížení kontaktního napětí [48].



Obr. 4-7 Význam špičatosti povrchu [48]

#### 4.4.2 Geometrie

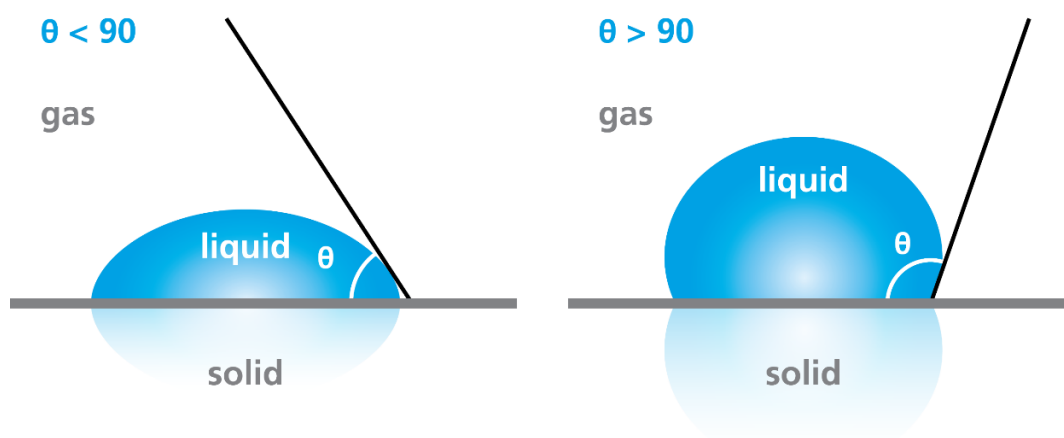
Geometrie hlavic a jamek byla evaluována na optickém skeneru ATOS Triple Scan. Před zahájením skenování bylo nutné vzorky opatřit nástřikem antireflexní vrstvy. Vzorek byl uložen na otočnou platformu, polepen ustanovujícími body a naskenován ze rozličných úhlů. Výsledné skeny byly zpracovány v softwaru GomInspect. Získaná síť prvků byla po importu zkontrolována a byly opraveny případné drobné chyby. Následně byla pomocí funkce Gauss best fit proložena ideální kulovou plochou, vůči které byly vypočítány odchylky reálné plochy.



### 4.4.3 Smáčivost

Droplet test smáčivosti, je základní metodou pro hodnocení vlastností povrchové smáčivosti materiálů. Smáčivost je fyzikální parametr, který vyjadřuje afinitu kapaliny vůči pevné fázi. Měření kontaktního úhlu kapky poskytuje rychlý a přímý způsob, jak kvantifikovat smáčivost povrchu tím, že se na povrch nanese kapka tekutiny a poté se změří úhel, který svírá s povrchem. Tento úhel je nazýván kontaktním úhlem a závisí na vzájemné interakci mezi adhezivními (přilnavostí kapaliny k povrchu) a kohezivními (přitažlivostí mezi molekulami kapaliny) silami. Test nabízí jednoduchost měření a možnost získat údaje o charakteru povrchu, jako je hydrofilní (s kontaktním úhlem menším než  $90^\circ$ ) nebo hydrofobní (s kontaktním úhlem větším než  $90^\circ$ ) chování. Je důležité zohlednit také limitace a úskalí této metody. Interpretace výsledků může být komplexní, jelikož kontaktní úhel může být ovlivněn mnoha faktory, včetně heterogenity povrchu, přítomnosti povrchových nečistot a velikosti kapky [49].

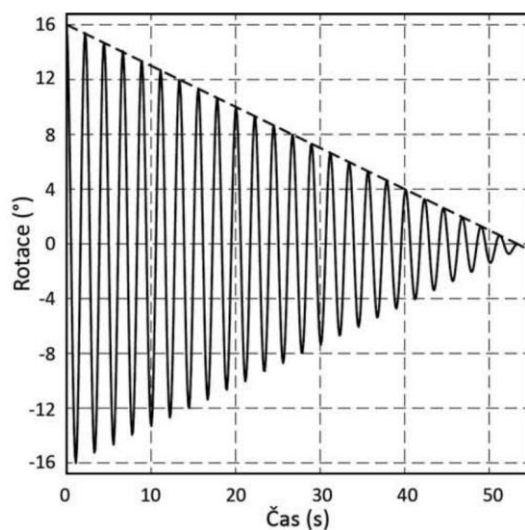
Smáčivost byla vyhodnocena aplikací drobné kapky vody na povrch kloubních hlavic. Byl vytvořen snímek a následně v grafickém programu zaznačen úhel, který svírá kapka s povrchem.



Obr. 4-8 Smáčivost povrchu [50]

#### 4.4.4 Součinitel tření

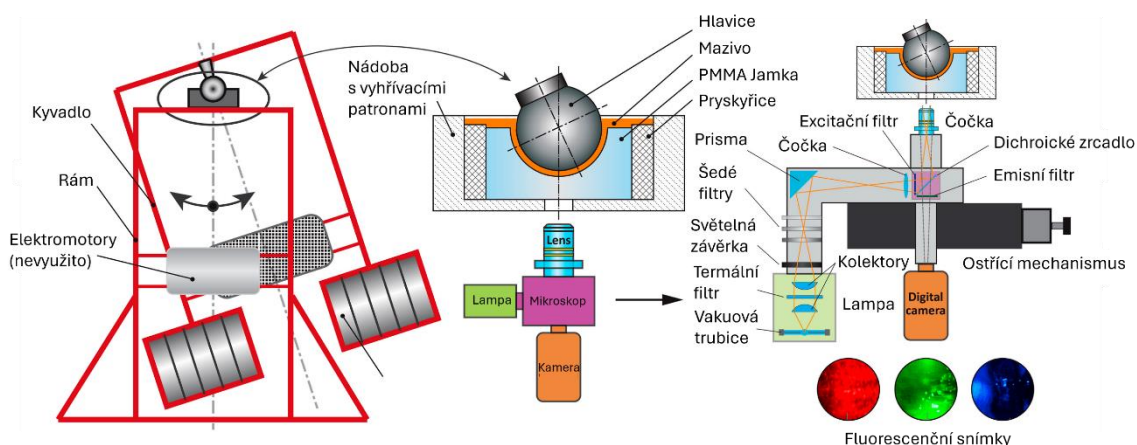
Při měření součinitele tření bylo kyvadlo vychýleno o  $16^\circ$ , uvolněno a ponecháno k přirozenému dokmitu. Pomocí snímače zrychlení byl zaznamenán v softwaru DeweSoft průběh zrychlení kyvného rámu. Tato naměřená data byla vyexportována a v programu Matlab vykreslena. Vrcholky úhlové rychlosti byly proloženy exponenciální funkcí, která definovala útlum kmitů. Exponenciální funkce byla volena z toho důvodu, že lépe reflektuje třecí odpor pro hard-on-soft páry, kdy se může projevit drobný náznak viskoelastického chování. Z ní byl následně získán součinitel tření. Tato metoda funguje zohledňuje útlum kmitů způsobený třecím momentem, který vzniká rotací hlavice v jamce a viskózní tlumení [51].



Obr. 4-9 Záznam kývavého pohybu [13]

#### 4.4.5 Fluorescenční mikroskopie

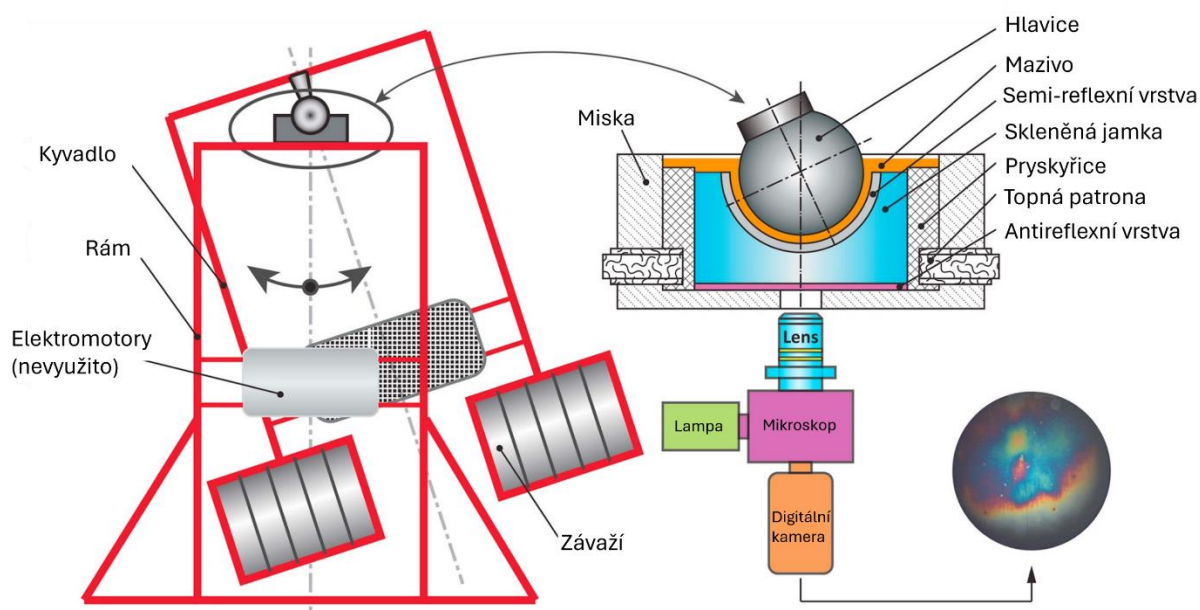
Zdroj LED světla, kterým bylo přes aparaturu osvětleno místo kontaktu, je absorbován fluorochromy obsaženými v mazivu a následně vyzáren ve vyšší intenzitě. Intenzita byla zaznamenána kamerou a následně v softwaru Andor byla vyhodnocena její hodnota v momentech, kdy se závaží nacházelo v dolní úvratí, tedy v momentě, kdy je hodnota úhlového zrychlení při daném překmitu nejvyšší. Součásti přístroje, jako ho použili Nečas a kol. [10] a které jsou podrobně zobrazeny na Obr. 4-10, zahrnují led lampu, digitální kameru a mikroskop. Součástmi mikroskopu jsou soustava čoček, emisní filtr, šedý filtr, tepelný filtr, vakuová trubice a světelná clona. Při provádění experimentu bylo prakticky nemožné dosáhnout stejné počáteční fluorescenční intenzity rozličných příčin, jako jsou například vlastnosti fluorescenčních pigmentů, či odrazivost světla materiálem hlavice, tudíž byla zavedena konstanta pro normalizaci hodnot. Ta byla stanovena tak, že byla získána hodnota intenzity po prvním statickém zatížení, kdy se předpokládá, že rozdíl v tloušťce filmu u různých kontaktních párů bude minimální, a ta byla vydělena 1000. Konstantou byly poté vynásobeny všechny naměřené hodnoty. Validita této metody byla již v minulosti ověřena [52].



Obr. 4-10 Fluorescenční mikroskopie [10]

#### 4.4.6 Chromatografická interferometrie

Princip použití optické interferometrie při měření tenkých mazacích filmů funguje na principu interference světla. Emitované světlo dopadá na kontaktní oblast a odráží se na rozhraní sklo – chromová vrstva, kterou byla pokryta průhledná jamka, a na rozhraní mazivo – kulová plocha kloubní hlavice [53, 54]. Přístroj se skládá z vysokorychlostní digitální kamery, optického mikroskopu a lampy (Obr. 4-11). Odražené interferující paprsky byly snímány a vyhodnoceny jako závislost barvy na tloušťce vrstvy. Tloušťka mazacího filmu byla určena porovnáním barevných souřadnic mezi digitalizovaným interferogramem a digitálním barevným diagramem. Barevná škála byla získána pomocí kalibračního snímku.



Obr. 4-11 Chromatografická interferometrie [26]

## 4.5 Testované predikce

H1 se zabývá součinitelem tření a predikuje, že jeho hodnota u aditivně vyrobených kloubních hlavic bude vyšší než u konvenčních hlavic. Acetabulární jamka a ostatní podmínky experimentu zůstávají neměnné.

**Závislá proměnná** – součinitel tření

**Nezávislá proměnná** – kloubní hlavice (různé materiály a typy výroby)

**Kontrolovaná proměnná** – acetabulární jamka, mazivo, teplota, zatížení

H2 predikuje, že tloušťka mazacího filmu u hlavice vyrobené aditivními technologií (Ti6Al4V) bude vyšší než u náhrad konvenčně vyrobených (CoCrMo a FeNiCr). Je tedy očekáváno, že fluorescenční intenzita a tloušťka mazacího filmu bude vyšší u aditivně vyrobené hlavice.

**Závislá proměnná** – fluorescenční intenzita, tloušťka mazacího filmu

**Nezávislá proměnná** – kloubní hlavice (různé materiály a typy výroby)

**Kontrolovaná proměnná** – acetabulární jamka, mazivo, teplota, zatížení

H3 diskutuje, jak aplikace DLC povlaku na hlavici z Ti6Al4V ovlivní její tribologické vlastnosti. Sledován je součinitel tření, fluorescenční intenzita a tloušťka mazacího filmu a hypotéza predikuje, že součinitel tření bude nižší a fluorescenční intenzita a tloušťka mazacího filmu bude nižší u hlavice s DLC povlakem.

**Závislá proměnná** – fluorescenční intenzita, tloušťka mazacího filmu, součinitel tření

**Nezávislá proměnná** – kloubní hlavice (s a bez DLC povlaku)

**Kontrolovaná proměnná** – acetabulární jamka, mazivo, teplota, zatížení

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Geometrie a povrch hlavic

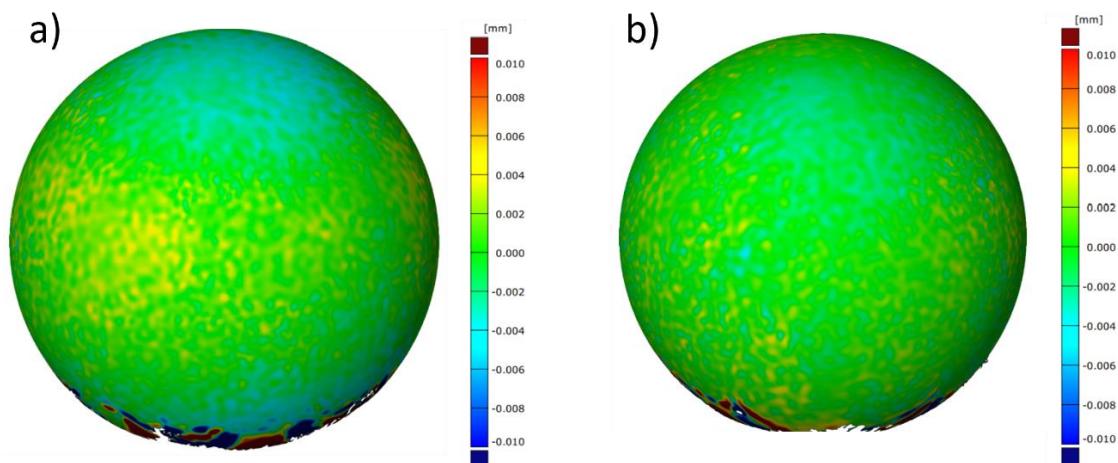
Pro lepší pochopení ovlivnění tribologických procesů byla provedena analýza vzorků na dvou úrovních. Nejdříve se v této kapitole podíváme na geometrii hlavic a tvarové odchylky od ideálního povrchu a poté přejdeme k bližšímu pozorování drsnosti a dalších detailních parametrů.

#### 5.1.1 Geometrie hlavic

Polygonální síť získaná skenováním byla proložena kulovitou plochou pomocí Gaussovy best fit funkce. Díky tomu mohly být zobrazeny odchylky povrchu od ideálního kulovitého tvaru a průměr proložené kulovité plochy. Odchylky jsou poté vizuálně zobrazeny pomocí barevné škály. Průměr všech hlavic byl 27,98 mm.

#### CoCrMo a FeNiCr

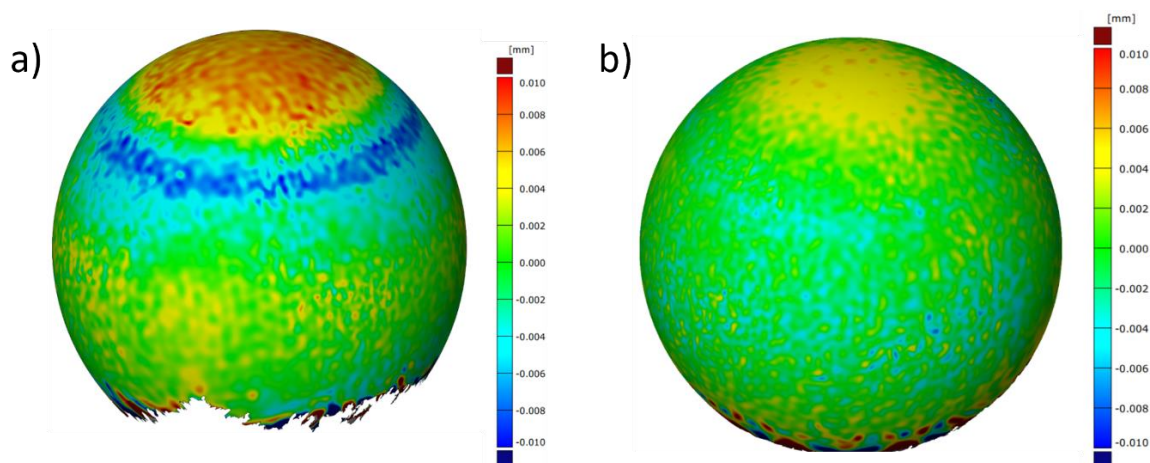
Hlavice z materiálu CoCrMo vykazovala minimální odchylky v řádech tisícín milimetru, což je již na hranici rozlišitelnosti měřící aparatury, odchylky FeNiCr byly ještě o něco málo nižší (Obr. 5-1).



Obr. 5-1 Skeny femorálních hlavic a) CoCrMo b) FeNiCr

## Ti6Al4V a Ti6Al4V + DLC

Na hlavici z aditivně vyrobeného Ti6Al4V se objevily znatelnější odchylky především v okolí vrchlíku. Lze se domnívat, že nepřesnost je způsobena samotnou technologií 3D tisku a jeho směrem, případně dokončovacími operacemi. Na hlavici z aditivně vyrobeného Ti6Al4V s aplikovaným DLC povlakem dosahovaly odchylky o něco nižších hodnot, avšak výskyt nedokonalostí byl typově velmi podobný – ochylka v oblasti vrchlíku (Obr. 5-2).



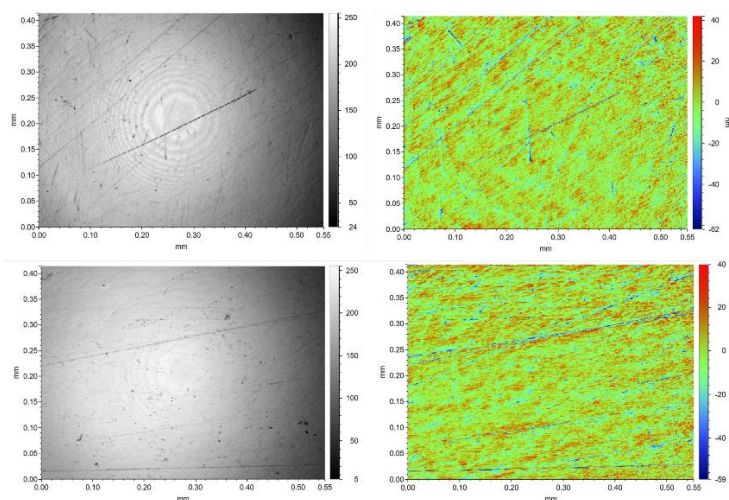
Obr. 5-2 Skeny femorálních hlavic a) Ti6Al4V b) Ti6Al4V + DLC



## 5.1.2 Povrch hlavíc

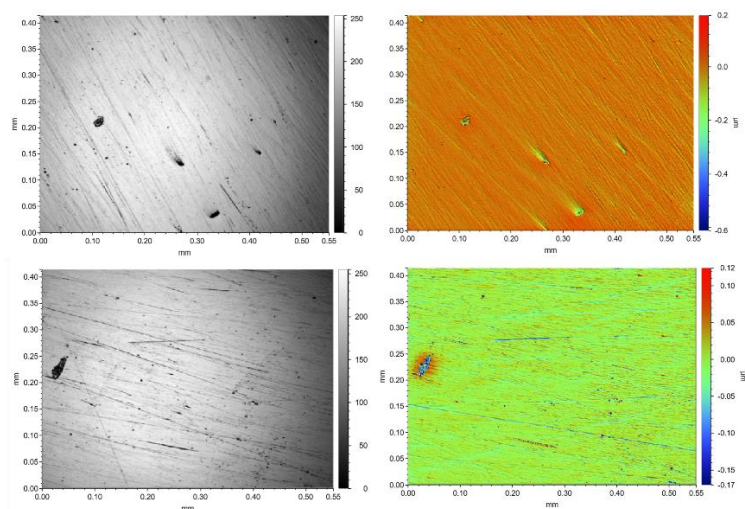
Na každém obrázku vidíme dvě dvojice snímků. První snímek v každé dvojici ukazuje černobílý povrchový profil, který poskytuje vizuální přehled o topografii povrchu. Černobílé provedení zvýrazňuje kontrasty a umožňuje identifikaci významných rysů jako jsou škrábance nebo drážky. Druhý snímek je barevná mapa, která reprezentuje výškové rozdíly povrchu s pomocí barev odpovídajících různým výškovým úrovním.

Prvním snímaným materiálem byl CoCrMo. Zde můžeme pozorovat velmi pravidelné rozmístění jemných nerovností ostřejšího charakteru. Vady se vyskytují pouze v podobě velmi mělkých podlouhlých vrypů (Obr. 5-3).



Obr. 5-3 Povrch hlavice CoCrMo

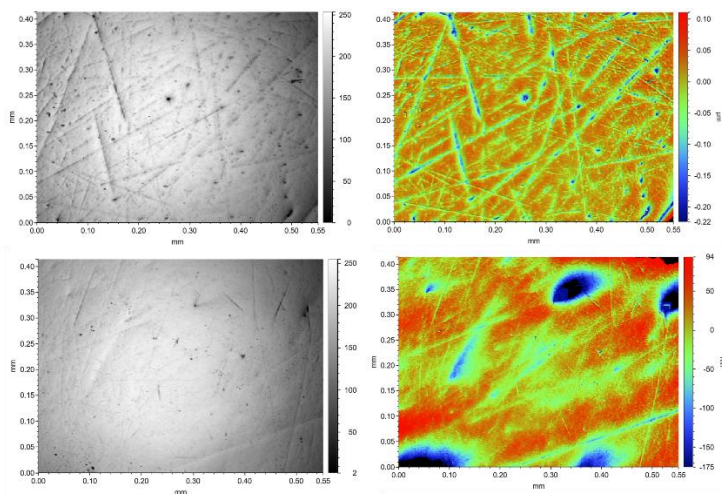
Povrch hlavíc z materiálu FeNiCr se také jeví jako velmi hladký, ovšem mírně se liší charakterem nerovností. Kromě jemných vrypů se zde objevují i drobné prohlubně, krátery a výstupky (Obr. 5-4).



Obr. 5-4 Povrch hlavice FeNiCr

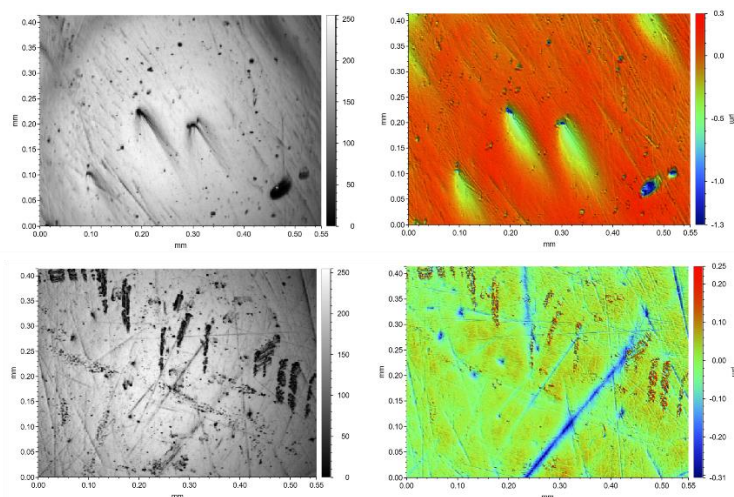


Na povrchu hlavice vyrobené technologií 3D tisku ze slitiny Ti6Al4V (Obr. 5-5) se objevily o poznání výraznější vady. Typově se jednalo o vrypy a útvary připomínající kráter s postupným výběhem směrem k jedné straně.



Obr. 5-5 Povrch hlavice Ti6Al4V

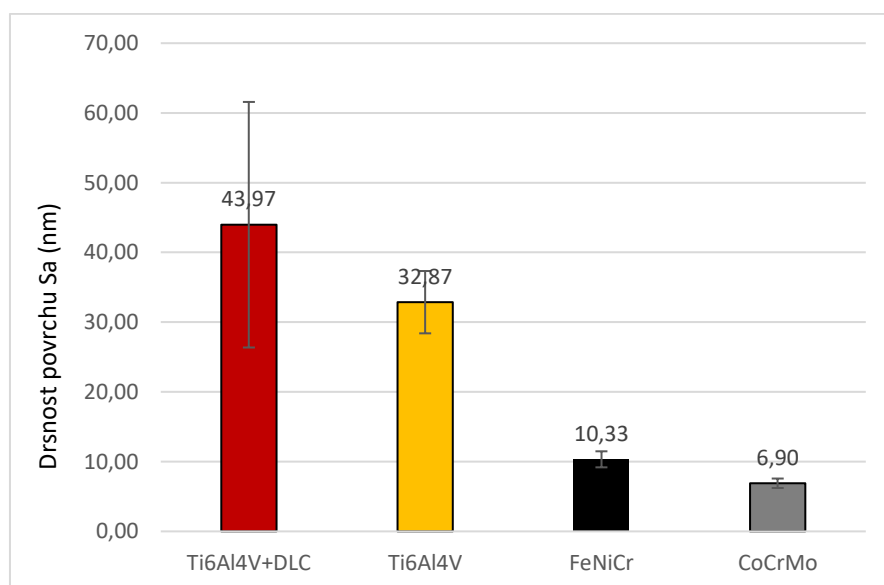
Povrch hlavice Ti6Al4V s DLC povlakem, vykazoval, dá se konstatovat, nejvýraznější vady povrchu. Objevily se zde krátery s výběhem podobné jako u Ti6Al4V bez povlaku, avšak s vyšší hloubkou a výrazností. Podobné byly i vrypy. Detekovány byly ale také kapénky, výstupky a krátery, které pravděpodobně souvisí s nedokonalostí DLC povlaku (Obr. 5-6).



Obr. 5-6 Ti6Al4V + DLC

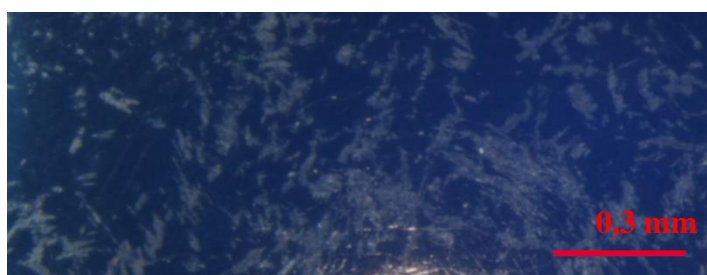
### 5.1.3 Parametry povrchu hlavic

Drsnost povrchu hlavic byla analyzována na optickém profilometru. Výsledkem je hodnota  $S_a$ , která je rozšířením  $R_a$  (aritmetické střední výšky přímky) na plochu (Obr. 5-7).



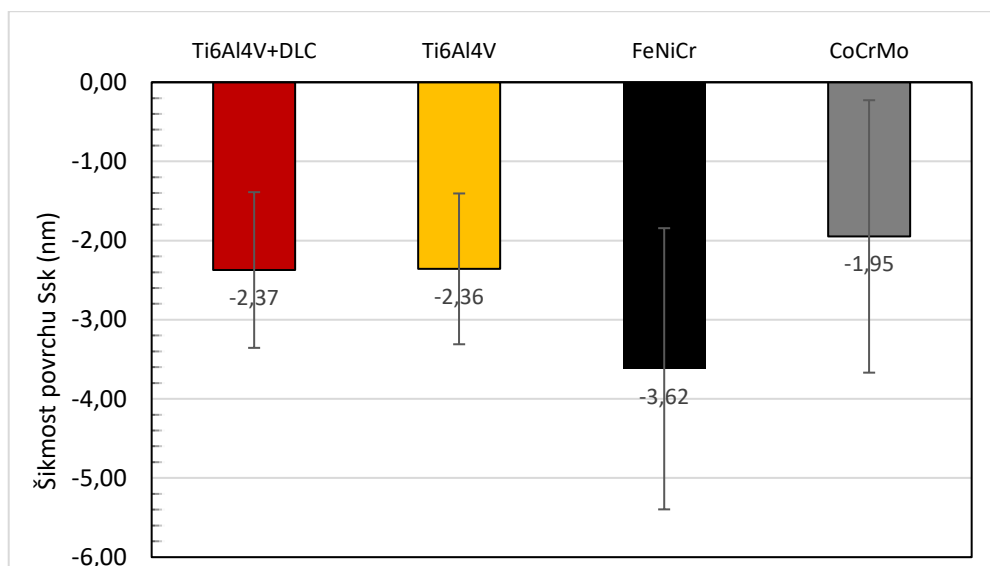
Obr. 5-7 Graf drsnosti povrchu hlavic

Z naměřených hodnot je patrné, že hlavice vyrobené technologií 3D tisku kovů vykazují násobně vyšší hodnoty drsnosti povrchu. Liší se také hodnota směrodatné odchylky, a to především u Ti6Al4V s DLC povlakem. Zde drsnost povrchu s narůstající vzdáleností od vrchlíku poměrně výrazně narůstala. Lišila se také textura a izotropie povrchových nerovností. Zatímco u konvenčních hlavic byly patrné obvyklé šrámy vzniklé dokončovacím procesem, u aditivních hlavic se objevovaly důlky a drobné krátery. u hlavic s DLC povlakem se nejen objevily podstatně výraznější důlky, ale také především v oblasti vrchlíku se vyskytnul nepravidelný kráter. Fotografie nedokonalostí povrchu v oblasti vrchlíku viz. Obr. 5-8.



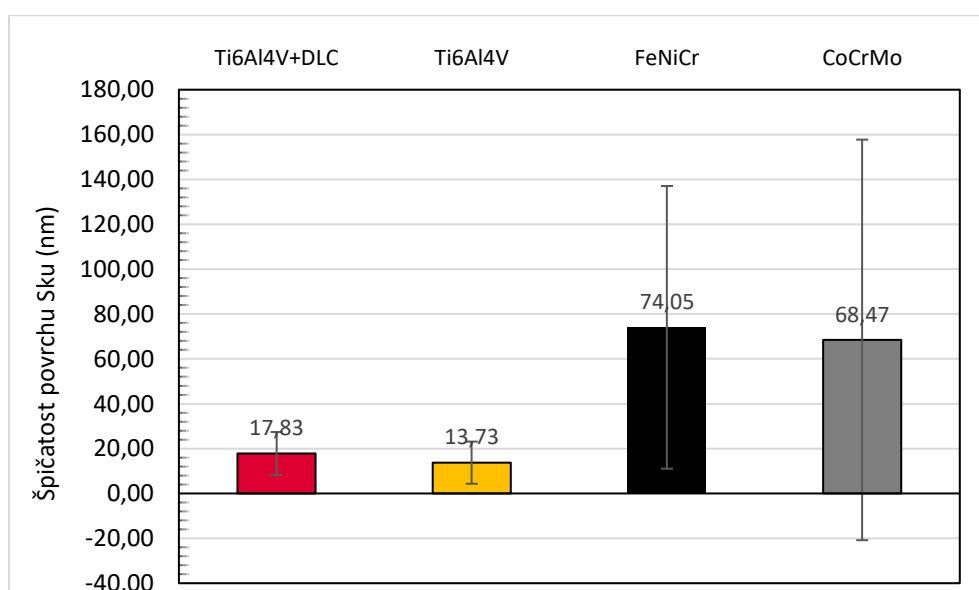
Obr. 5-8 Fotografie oblasti vrchlíku hlavice s DLC povlakem

Záporná šikmost povrchu, jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, může mít pozitivní vliv na zadržování maziva v kontaktu. Veškeré vzorky se pohybovaly v záporných hodnotách, přičemž nejnižších hodnot dosáhla hlavice FeNiCr. U konvenčně vyrobených hlavic se projevila výrazně vyšší směrodatná odchylka, avšak to mohlo být způsobeno tím, že se hodnoty výrazněji lišily v závislosti na místě hodnocení, ale také že jejich drsnost povrchu byla velmi nízká a hraničila tak s rozlišovacími schopnostmi použitého přístroje (Obr. 5-9).



Obr. 5-9 Graf šikmosti povrchu hlavic

Vysoká hodnota špičatosti značí ostrost výstupků na povrchu a může mít negativní vliv na opotřebení a rozložení kontaktního napětí. Průměrné hodnoty špičatosti byly pro povrch 3D tištěných hlavic nižší, avšak u konvenčních vzorků byla směrodatná odchylka poměrně vysoká, což naznačuje, že se hodnoty lišily v závislosti na místě měření (Obr. 5-10).



Obr. 5-10 Graf špičatosti povrchu hlavic

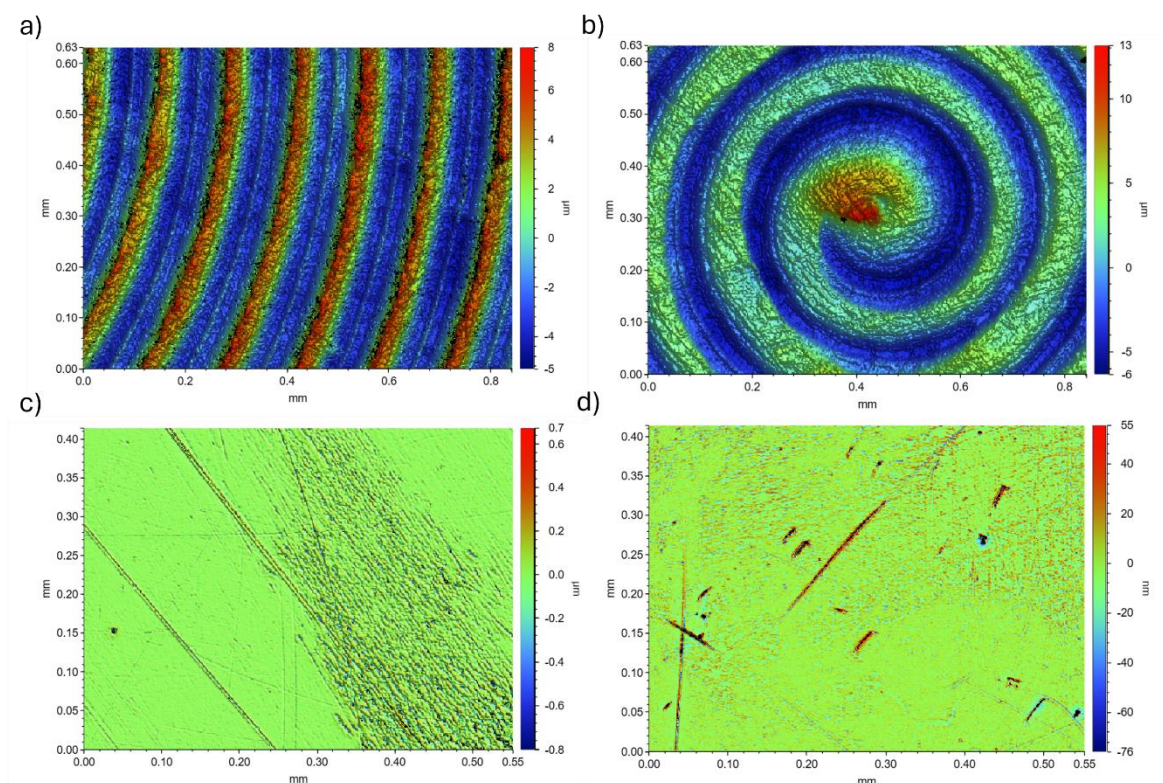
## 5.1.4 Povrch acetabulárních jamek

Drsnost povrchu byla změřena také pro acetabulární jamky. Hodnoty drsnosti  $S_a$  jsou uvedeny v tabulce níže.

Tab. 4 Drsnost povrchu jamek

Jamka	Drsnost $S_a$ (nm)
UHMWPE	2736
PMMA	30,3
Sklo BK7	6,8

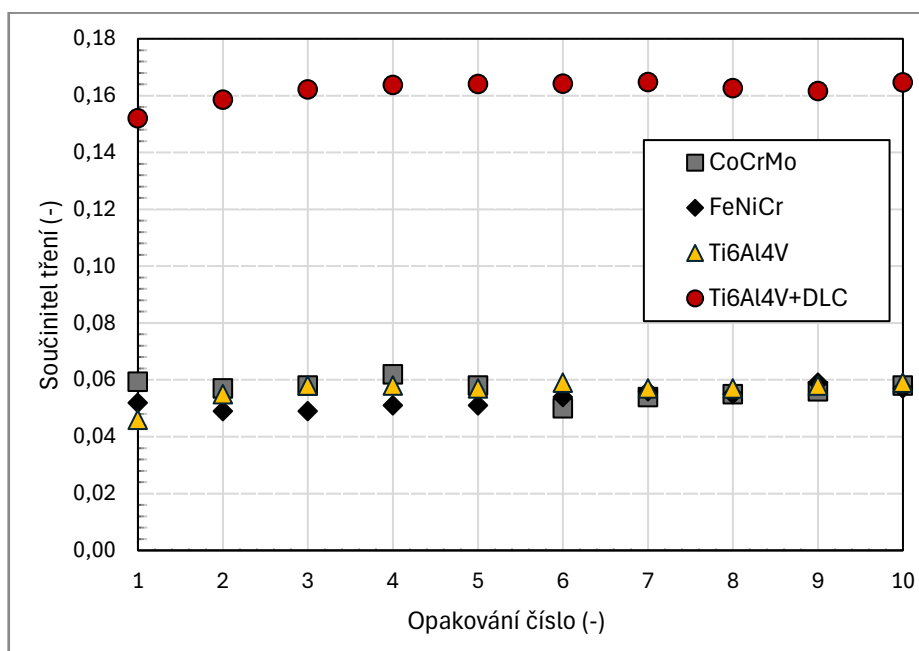
Série snímků Obr. 5-11 zobrazuje výškový profil povrchu acetabulárních jamek pomocí barevné škály. Na snímcích a) a b) je zobrazena UHMWPE jamka. Dle snímků je patrné, že u UHMWPE jamky se projeví poměrně výrazné stopy po obrábění, které měly koncentrický charakter. Na snímku c) je zobrazen povrch PMMA jamky a na d) jamka skleněná. Tyto povrchy jsou o poznání hladší, s pouze drobnými nedokonalostmi.



Obr. 5-11 Snímky povrchu acetabulárních jamek snímčích a) a b) UHMWPE jamka c) PMMA jamka d) skleněná jamka

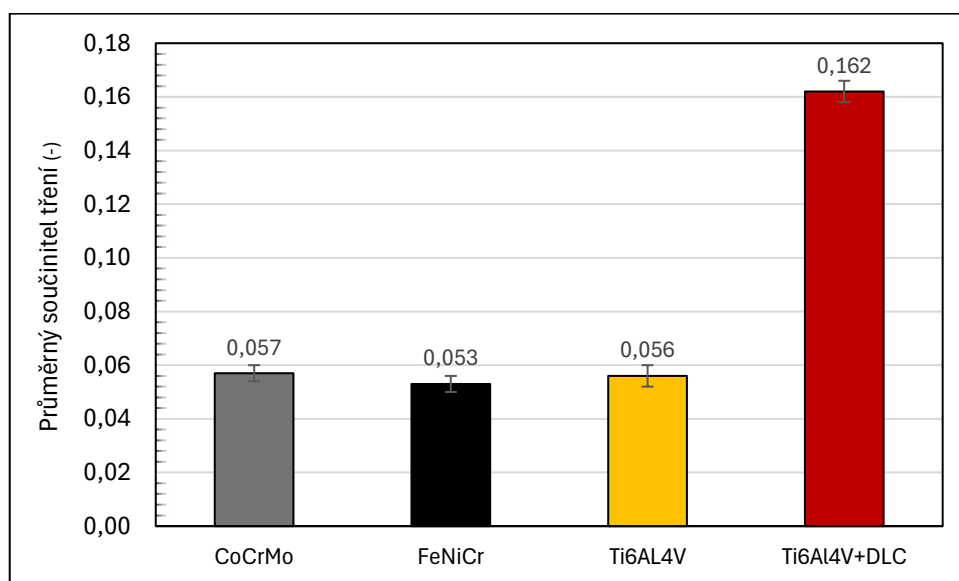
## 5.2 Měření součinitele tření

V následujícím grafu jsou zobrazeny hodnoty součinitele tření kovových hlavic s UHMWPE acetabulární jamkou pro deset opakování experimentu. Hodnoty tření se pohybovaly ve velmi nízkých hodnotách, což potvrzuje výborné třecí vlastnosti UHMWPE. Co se týká hlavního předmětu pozorování – hlavic kyčelních náhrad, zde veškeré vzorky vykazovaly velmi srovnatelné hodnoty součinitele tření až na Ti6Al4V s DLC povlakem, zde byly hodnoty násobně vyšší.



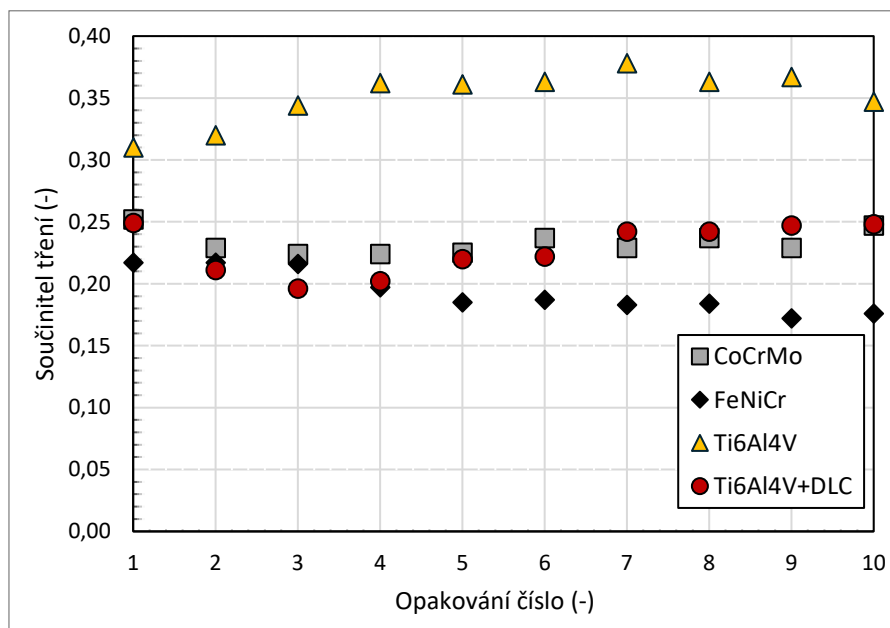
Obr. 5-12 Tření s UHMWPE jamkou

Hodnoty průměrného součinitele tření pro kontaktní dvojice a směrodatné odchylky:



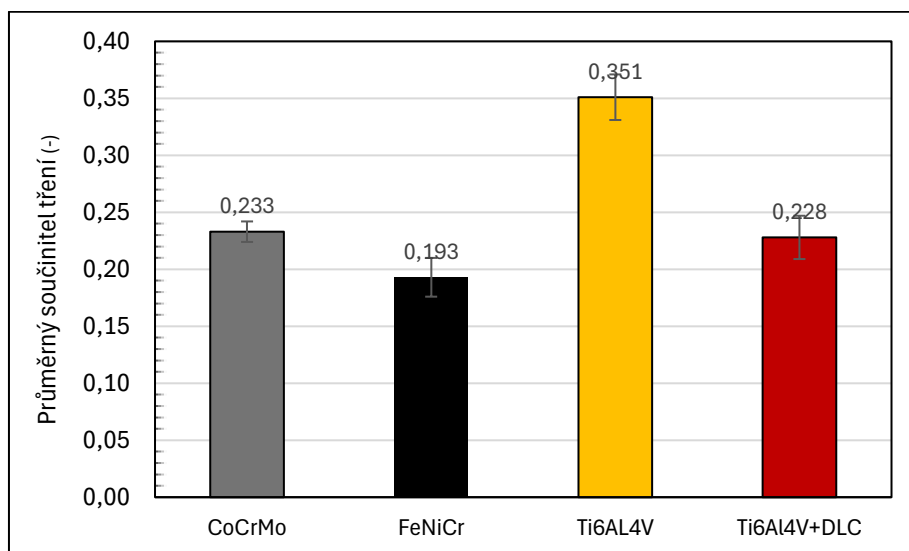
Obr. 5-13 Průměrné hodnoty tření s UHMWPE jamkou

Součinitel tření byl také měřen s PMMA jamkou, která sloužila pro analýzu mazacího filmu pomocí fluorescenční mikroskopie. Zde se lišila nejen oblast, ve které se řádově naměřené hodnoty pohybovaly, ale ukázal se obrácený trend vlivu DLC povlaku. Hlavice s DLC povlakem vykázala hodnoty součinitele tření jen o něco vyšší než konvenční vzorky, zatímco Ti6Al4V bez povlaku výrazněji vyšší. V případě Ti6Al4V bez povlaku si můžeme povšimnout nárůstu součinitele tření u několika počátečních opakování, u hlavice s DLC povlakem naopak poklesu.



Obr. 5-14 Tření s PMMA jamkou

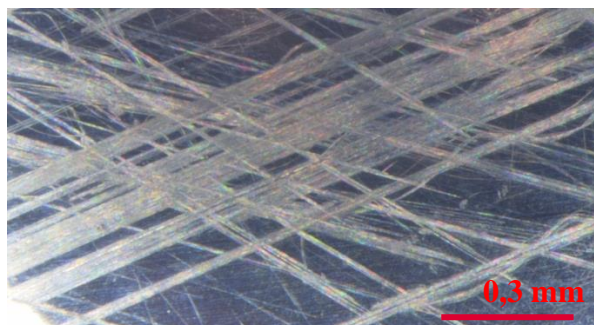
Hodnoty průměrného součinitele tření pro kontaktní dvojice a směrodatné odchylky:



Obr. 5-15 Průměrné hodnoty tření s PMMA jamkou



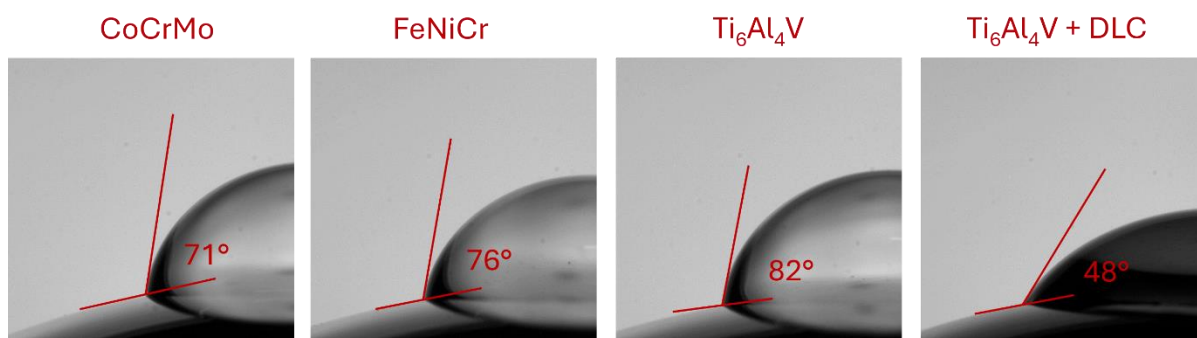
U hlavice z Ti6Al4V, což je materiál, který se vyznačuje obecně nižší tvrdostí, došlo při testech tření k poškození povrchu v podobě škrábanců, viz. Obr. 5-17.



Obr. 5-16 Poškození povrchu Ti6Al4V

### 5.3 Smáčivost

Pro vyhodnocení smáčivosti byly obrys kapky a kontura povrchu proloženy jejich tečnami v místě rozhraní. Následně byl změřen úhel tečen, který indikuje smáčivost povrchu.

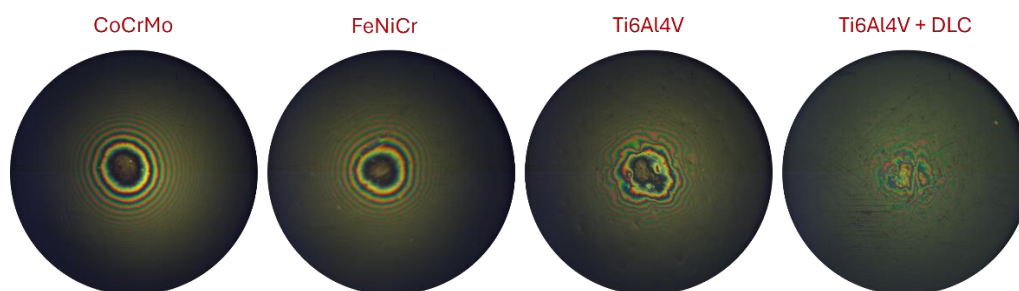


Obr. 5-17 Hodnoty smáčivosti

Výsledky (Obr. 5-17) ukazují, že materiály CoCrMo a FeNiCr vykazují podobnou smáčivost povrchu. Mírně vyšší hydrofobnost prokázal povrchu hlavice z Ti6Al4V. Naopak poměrně výrazně hydrofilnější byla hlavice s DLC povlakem, kde byl úhel smáčivosti výrazně nižší.

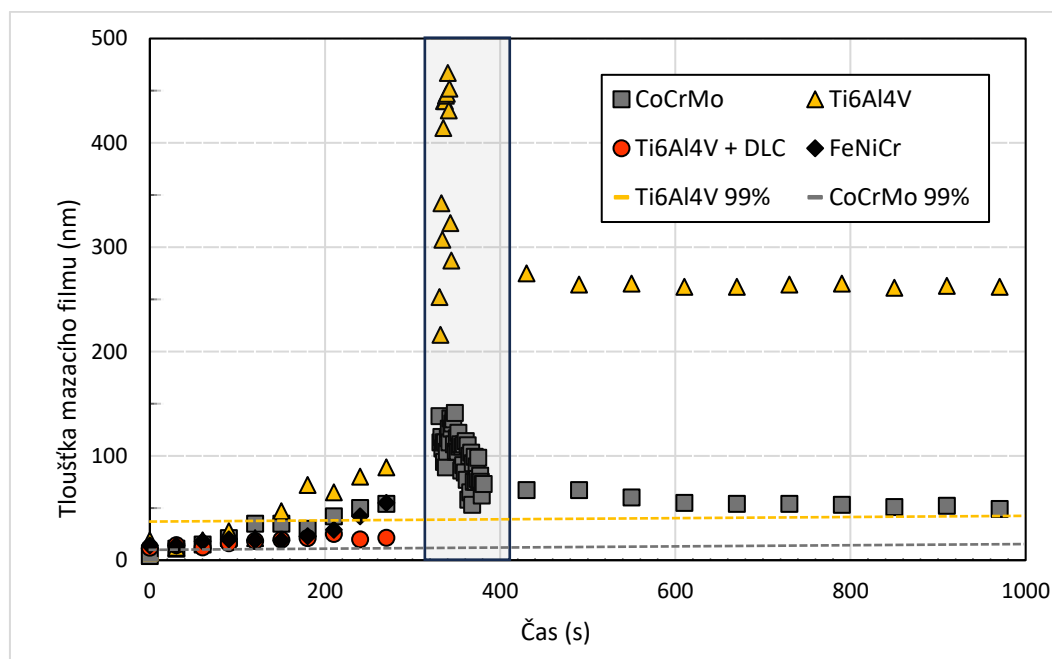
## 5.4 Pozorování tloušťky mazacího filmu

Při měření metodou interferometrie bylo cílem stanovit tloušťku mazacího filmu pro jednotlivé fáze zatěžování a kývavého pohybu. Na následujících obrázcích (Obr. 5-18) jsou zobrazeny kalibrační snímky pro jednotlivé hlavice. Snímky (Obr. 5-18) poukazují na výrazně nedokonalý kruhovitý tvar kontaktu aditivně vyrobených hlavic, jehož příčinou je pravděpodobně nedokonalý kulovitý tvar povrchu hlavice, který byl již popsán v předchozí kapitole. Z tohoto důvodu byla pro kalibraci Ti6Al4V s DLC povlakem použita náhradní hlavice, která byla vyrobena konvenčními metodami a její kulovitost byla výrazně dokonalejší.



Obr. 5-18 Kalibrační snímky optické interferometrie

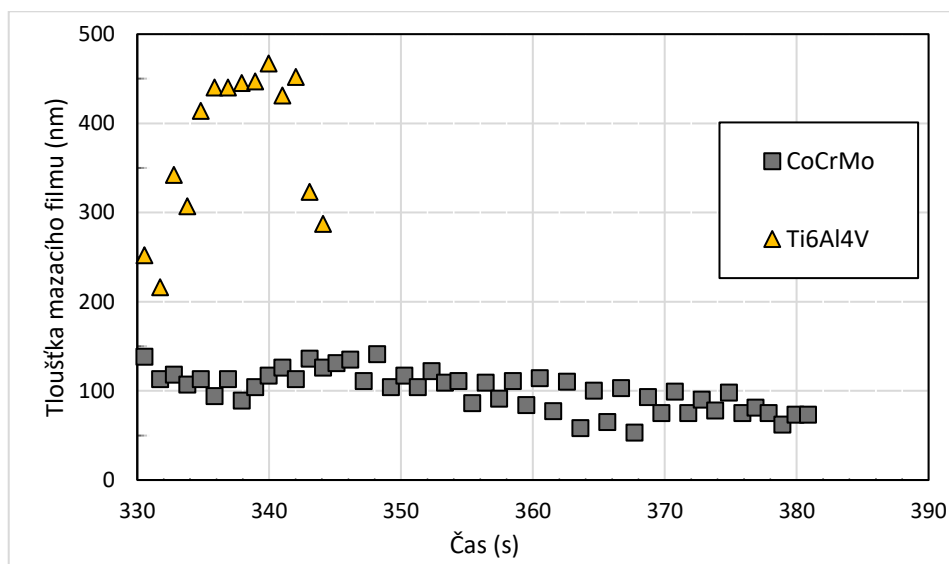
Měření se skládalo z fáze statického zatěžování a z dynamické kývavé části, jak bylo popsáno v předešlé kapitole. Lze si povšimnout (Obr. 5-19), že tloušťka mazacího filmu v části statického zatěžování a odtěžování má často poměrně srovnatelný vývoj, kromě vzorku s DLC povlakem, u kterého je nárůst tloušťky pozvolnější. Naopak Ti6Al4V bez povlaku vykázalo mírně strmější nárůst než konvenčně vyrobené vzorky.



Obr. 5-19 Vývoj tloušťky mazacího filmu

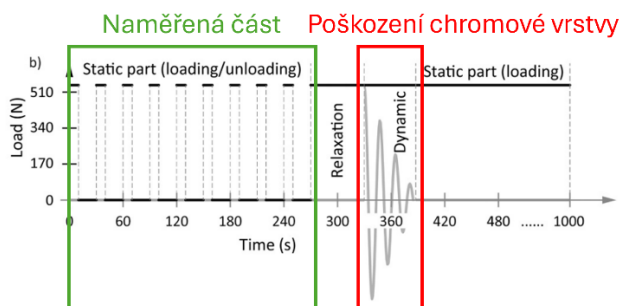


V dynamické části experimentu, kdy bylo rameno vychýleno z rovnovážné polohy a ponecháno dokmitu je patrné (Obr. 5-20), že je zde skokový nárůst tloušťky oproti statické části. Příčinou je samotný proces vychýlení z rovnovážné polohy, kdy bylo rameno pomalým pohybem vychýleno a na jednotky sekund zafixováno v krajní poloze. Při tomto procesu je zde prostor pro vytvoření mazacího filmu, a především vrstvy proteinů na povrchu hlavice. Záznam byl spuštěn až bezprostředně po odjištění ramene. Průběh tloušťky mazacího filmu u CoCrMo a Ti6Al4V byl poměrně výrazně odlišný. Zatímco CoCrMo tloušťku mazacího filmu při kývavém pohybu s časem a klesající rychlostí postupně ztrácelo, u Ti6Al4V byl zaznamenán nárůst a až při výrazném zpomalení pohybu se objevil pokles. Lišila se také výrazně hladina, ve které se tloušťky pohybovaly. u CoCrMo se tloušťka pohybovala v rozmezí 62-138 nm, zatímco Ti6Al4V mezi 215-447 nm. Dále je patrné, že u Ti6Al4V došlo k zastavení pohybu podstatně dříve, což souvisí s vyšším součinitelem tření, který byl diskutován v předchozí kapitole.



Obr. 5-20 Vývoj tloušťky mazacího filmu – detail dynamické části

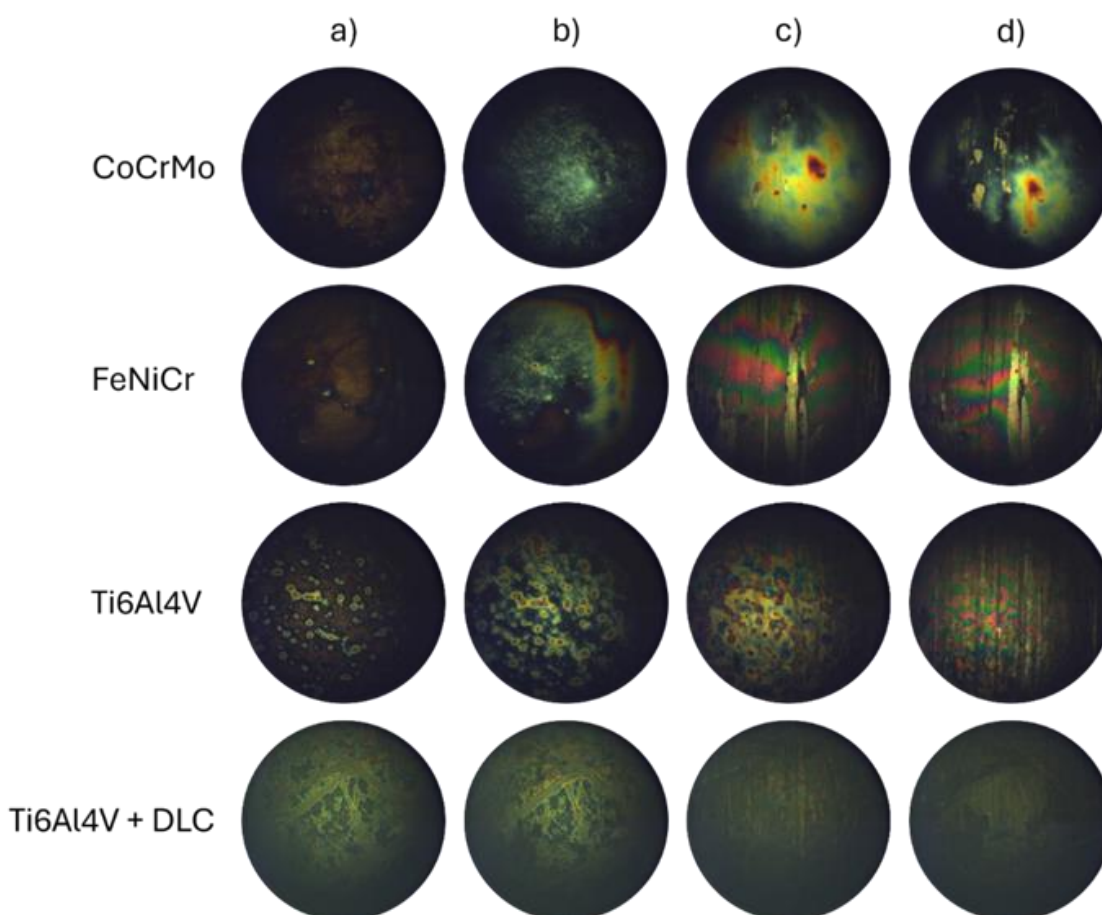
Jak je viditelné z grafu (Obr. 5-20), kompletní data jsou dostupná pouze pro materiál CoCrMo a Ti6Al4V. Příčinou chybějících dat je porušení chromové vrstvy testovací jamky, která je velmi náchylná k případnému poškození.



Obr. 5-21 Oblast poškození chromové vrstvy

V případě hlavice s DLC povlakem k částečnému porušení chromové vrstvy docházelo již v průběhu statického zatěžování a provedení dynamického testu bylo prakticky nemožné. V případě FeNiCr došlo pravděpodobně ke kontaminaci kontaktu externími nečistotami a došlo tak opět k poškození chromové vrstvy. Nové vzorky pro opakování experimentu již nebyly k dispozici.

Na Obr. 5-22 jsou zobrazeny interferenční snímky kontaktu. První sloupec (0 s) je zachycen při prvním statickém zatížení, zde se určitá tloušťka objevila převážně jen u aditivně vyrobených vzorků, a to v oblasti nerovností. Na druhém sloupci snímků (270 s), který byl zachycen při 10. statickém zatížení, je patrné, že zatímco u FeNiCr a CoCrMo je tloušťka rozložena poměrně rovnoměrně, u Ti6Al4V tvoří nerovnosti (póry) zárodky, na které se následně shluky komponent mazacího filmu kupí. Následující dva sloupce zobrazují začátek (330 s) a konec dynamické části. Na nich je patrné, že nejvíce zřetelné shluky proteinů se utvořily u Ti6Al4V, zatímco u CoCrMo se objevily spíše pozvolnější, rovnoměrná uskupení. Můžeme si povšimnout výrazného poškození u FeNiCr, kvůli kterému nebyly dále tyto výsledky zohledněny a úplného zničení chromové vrstvy u Ti6Al4V s DLC povlakem, díky kterému nebylo možné získat data z daného měření.



Obr. 5-22 Interferenční snímky a) 0 s. počátek statického zatěžování b) 270 s. konec statického zatěžování, c) 330 s. první překmit, d) poslední překmit

Jelikož tloušťka mazací vrstvy nemusí sama o sobě být příliš směrodatná, především pokud se vzorky odlišují drsností povrchu, bylo stanoveno, v jaké fázi pravděpodobně došlo k oddělení kontaktních povrchů. Pro určení výšky mazací vrstvy, při které dojde s 99% pravděpodobností k oddělení kontaktních ploch byla zahrnuta průměrná drsnost povrchu, směrodatná odchylka a velikost datové sady. Bylo zohledněno normální rozdělení. Tato hodnota je zobrazena přerušovanou čarou v grafu Obr. 5-19.

Tab. 5 Pravděpodobnost oddělení kontaktních ploch

<b>Vzorek</b>	<b>Drsnost povrchu Sa (nm)</b>	<b>99% Pravděpodobnost oddělení kont. ploch</b>	<b>Pořadí zatížení, kdy došlo k oddělení</b>
CoCrMo	6,9	7,7	2.
FeNiCr	10,3	12	2.
Ti6Al4V	32,9	38,1	6.
Ti6Al4V+DLC	43	63,3	-

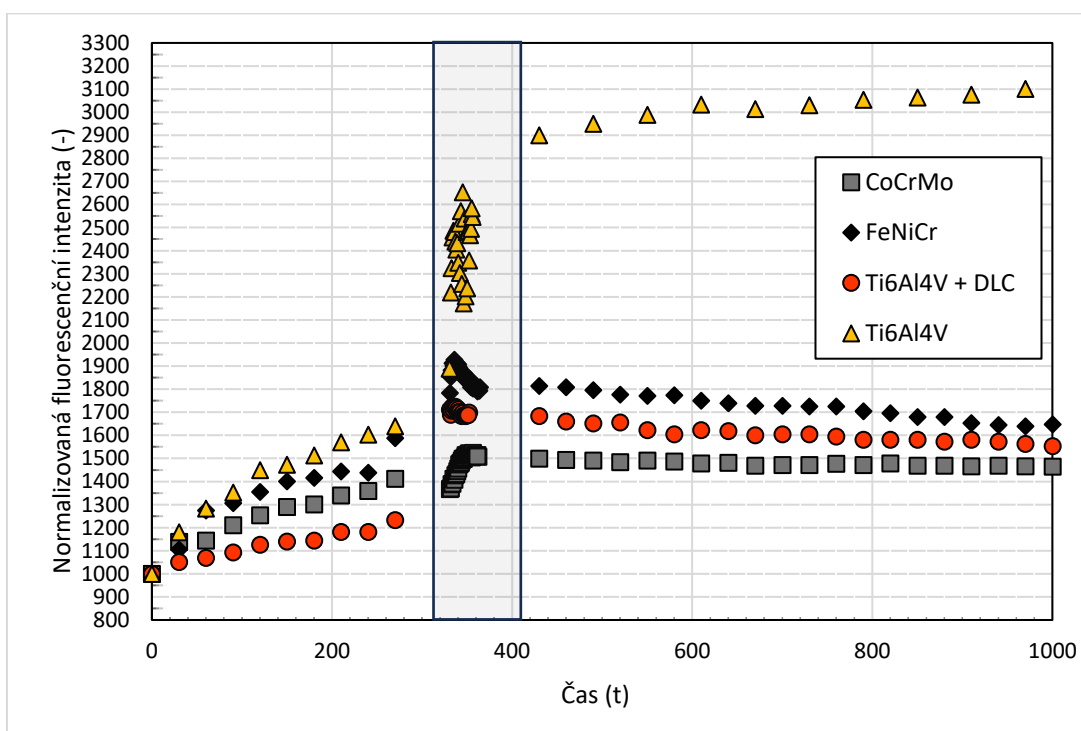
Z těchto hodnot plyne, že k překonání této výšky mazacího filmu u CoCrMo došlo pravděpodobně při druhém statickém zatížení, v případě FeNiCr také při druhém statickém zatížení, u Ti6Al4V při šestém statickém zatížení, a k překonání této hladiny u Ti6Al4V+DLC při statickém zatěžování pravděpodobně vůbec nedošlo.

## 5.5 Pozorování fluorescenční intenzity

Pomocí fluorescenční mikroskopie bylo pozorováno množství dané označené složky v kontaktu, což odráží množství jednotlivých složek v kontaktu a indikuje tloušťku mazacího filmu. Postupně takto byly pozorovány složky modelové synoviální kapaliny albumin, globulin a kyselina hyaluronová. Průběh kinematiky experimentů byl stejný, jako u optické interferometrie – na začátku statické zatěžování a odtěžování, poté vychýlení z rovnovážné polohy, odjištění a ponechání volnému dokmitání. Metoda fluorescenční mikroskopie není příliš výrazně náchylná na poškození acetabulární jamky, a tudíž úspěšně proběhly veškeré experimenty.

### 5.5.1 Albumin

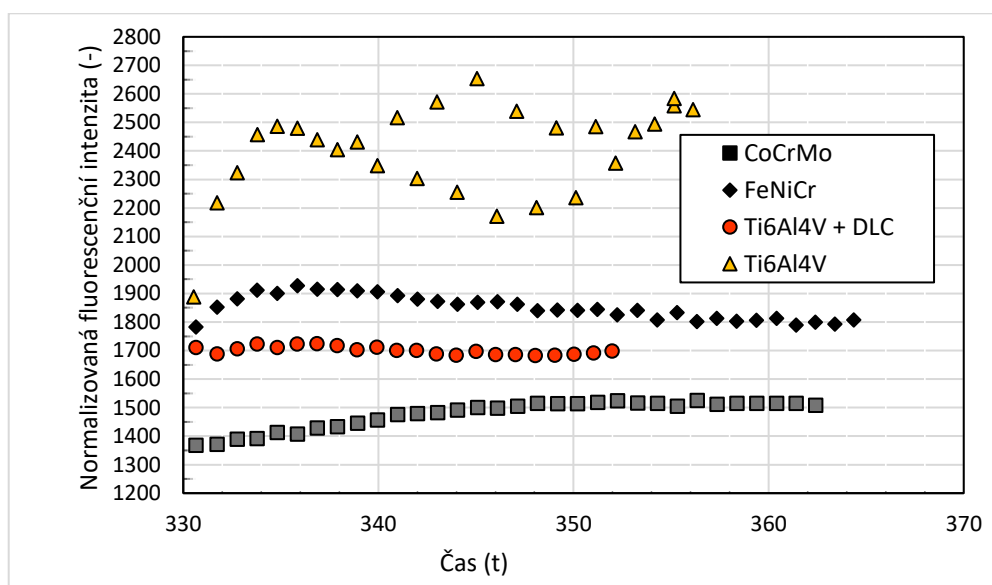
V grafu níže (Obr. 5-23) jsou zobrazeny výsledky normalizované fluorescenční intenzity pro fyziologickou synoviální kapalinu s fluorescenčně označeným albuminem. V statické části intenzita nejvíce narůstala u hlavic Ti6Al4V a FeNiCr, nejméně poté u Ti6Al4V s DLC povlakem.



Obr. 5-23 Vývoj fluorescenční intenzity albuminu

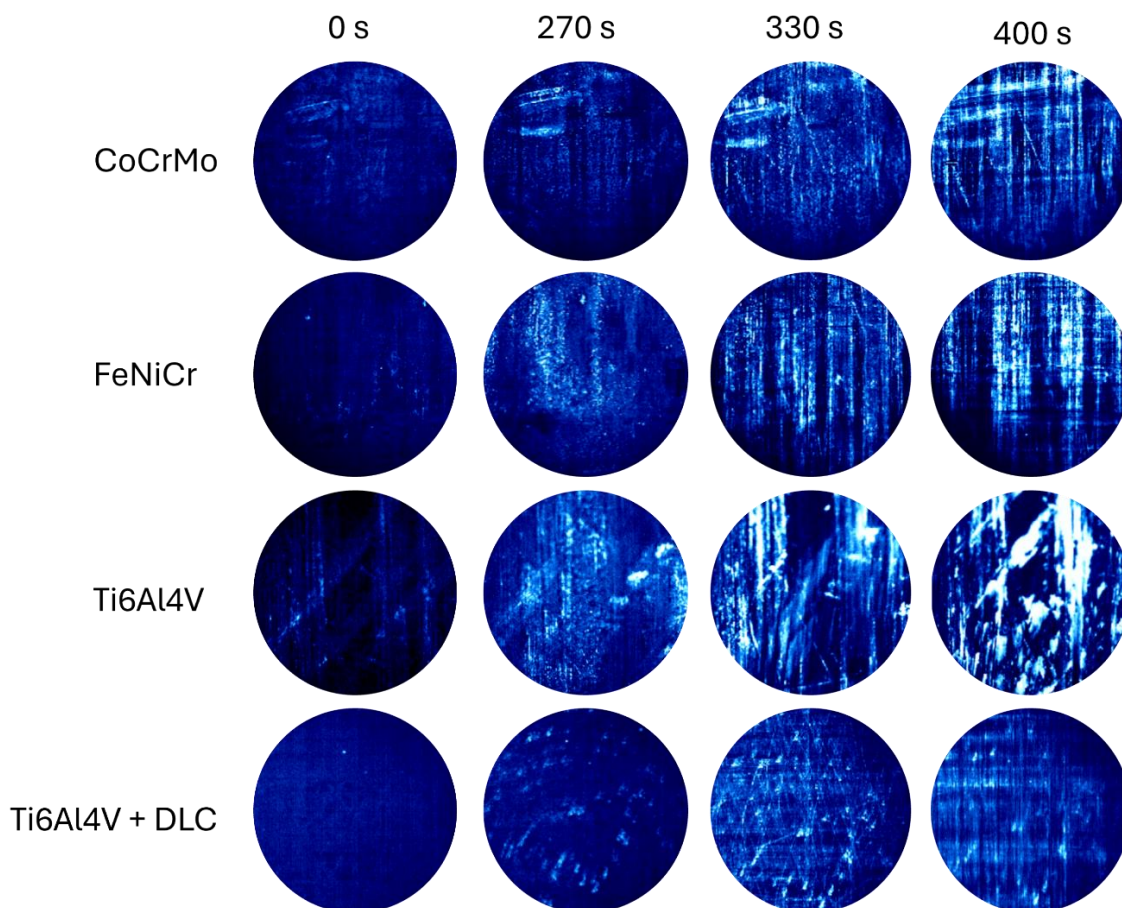
V oblasti kývavého pohybu (Obr. 5-24) se jednotlivé vzorky poměrně výrazně lišily svým průběhem. CoCrMo narůstalo poměrně lineárně až do přibližně poloviny kývavého pohybu a poté se nárůst zpomalil. Oproti tomu intenzita u FeNiCr zpočátku rostla o něco strměji, avšak po dosažení svého vrcholu po přibližně 5 sekundách kývavého pohybu začala pozvolna klesat. Hlavice z Ti6Al4V bez povlaku projevila velmi výrazný nárůst tloušťky hned v počátku. Od bodu zlomu po přibližně 5 sekundách kývavého pohybu se začaly projevovat skoky v intenzitě v po sobě jdoucích průchodech rovnovážnou pozicí. V kontaktu s hlavicí s DLC povlakem se intenzita držela na stabilní hladině. Nejvyššího navýšení intenzity dosahovala hlavice z Ti6Al4V, nejnižšího naopak CoCrMo.

Detail oblasti kývavého pohybu:



Obr. 5-24 Detail dynamické části vývoje normalizované fluorescenční intenzity albuminu

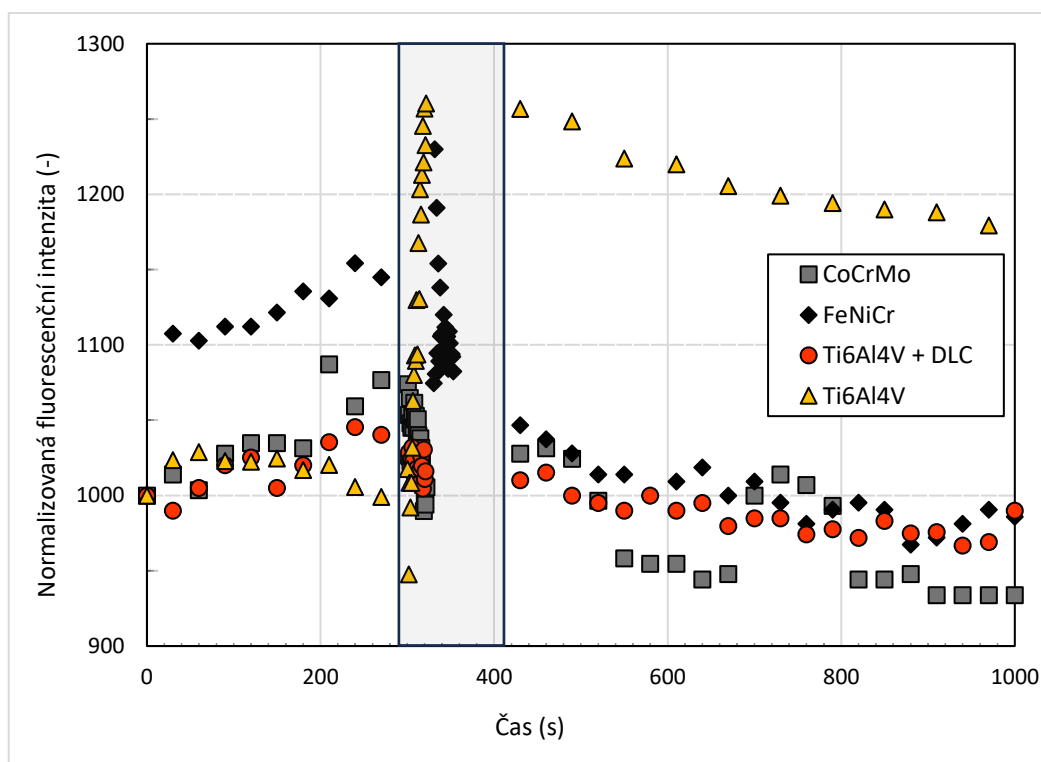
Na Obr. 5-25 jsou zachyceny fluorescenční snímky kontaktu. První sloupec (0 s) je zachycen při prvním statickém zatížení. Zde je patrné, že výskyt proteinů v kontaktu je minimální. Na druhém sloupci snímků (270 s), který byl zachycen při 10. statickém zatížení, je patrné, že se v kontaktu již vytvořila vrstva adsorbovaných proteinů. Tento jev je nejvíce patrný u Ti6Al4V a FeNiCr, kdy je oblast poseta hloučky proteinů. V případě Ti6Al4V s DLC povlakem jsou tyto hloučky rozmístěny daleko řidčeji. Následující dva sloupce zobrazují začátek (330 s) a konec dynamické části. Na nich je patrné, že nejvíce zřetelné shluky proteinů se utvořily při Ti6Al4V, naopak hlavice s DLC povlakem jevila spíše rovnoměrnější jemnější rozložení.



Obr. 5-25 Fluorescenční snímky a) 0 s. počátek statického zatěžování b) 270 s. konec statického zatěžování, c) 330 s. první překmit, d) poslední překmit

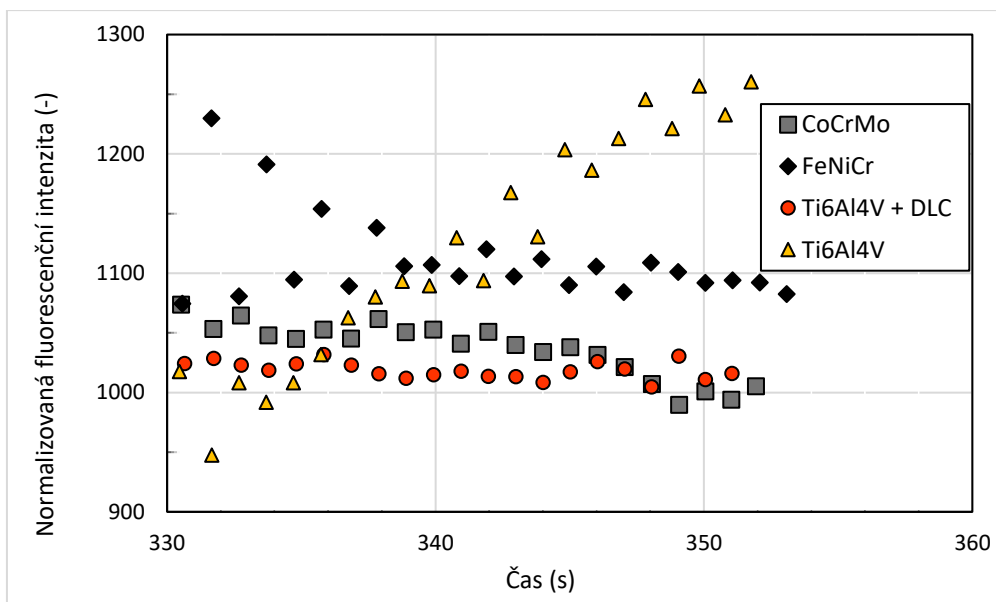
## 5.5.2 Globulin

Dalším z měření byly experimenty s fyziologickou kapalinou s fluorescenčně označeným globulinem (Obr. 5-26). Zde dosáhlo nejvyšší fluorescenční intenzity opět Ti6Al4V, v závěsu s FeNiCr. Nejnižší intenzity dosáhla hlavice s DLC povlakem a v podobných hodnot i CoCrMo. V statické části byl identifikován podobný pozvolný nárůst intenzit u veškerých vzorků kromě Ti6Al4V. Zde zpočátku intenzita strmě stoupala a poté naopak započala klesat.



Obr. 5-26 Vývoj normalizované fluorescenční intenzity globulinu

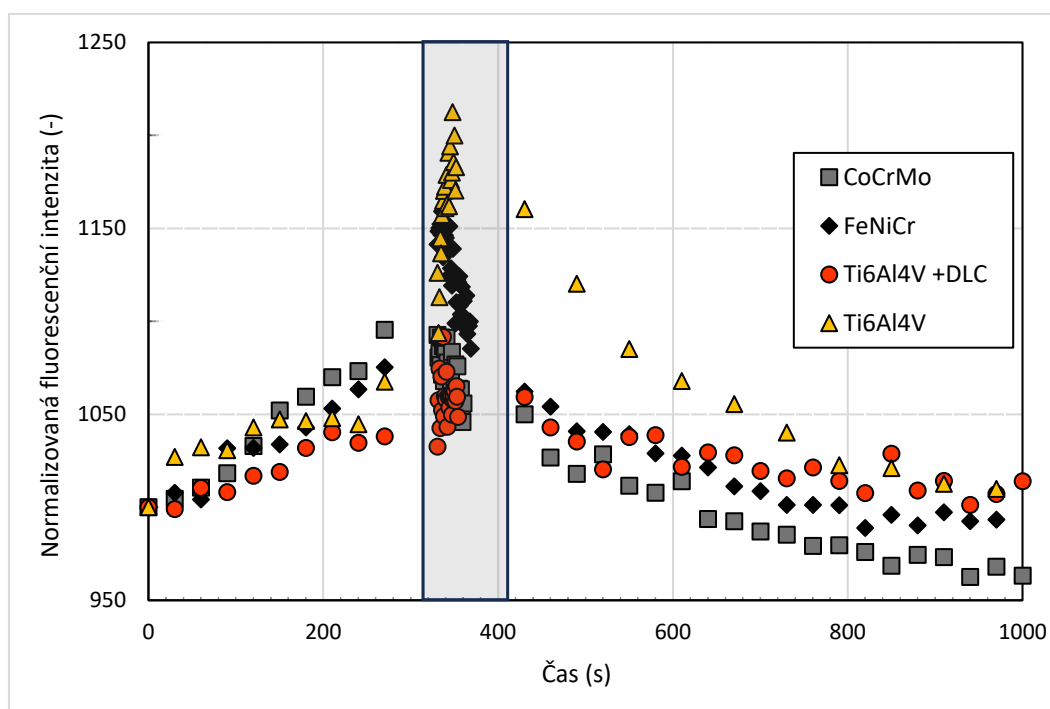
Vývoj intenzity v dynamické části (Obr. 5-27) poukázal na mírně klesající intenzitu pro konvenčně vyrobené vzorky – CoCrMo a FeNiCr. Rostoucí fenomén projevilo Ti6Al4V a Ti6Al4V s DLC povlakem opět, obdobně jako u experimentu s označeným albuminem, vykazovalo konstantní intenzitu.



Obr. 5-27 Detail dynamické části vývoje normalizované fluorescenční intenzity globulinu

### 5.5.3 Kyselina hyaluronová

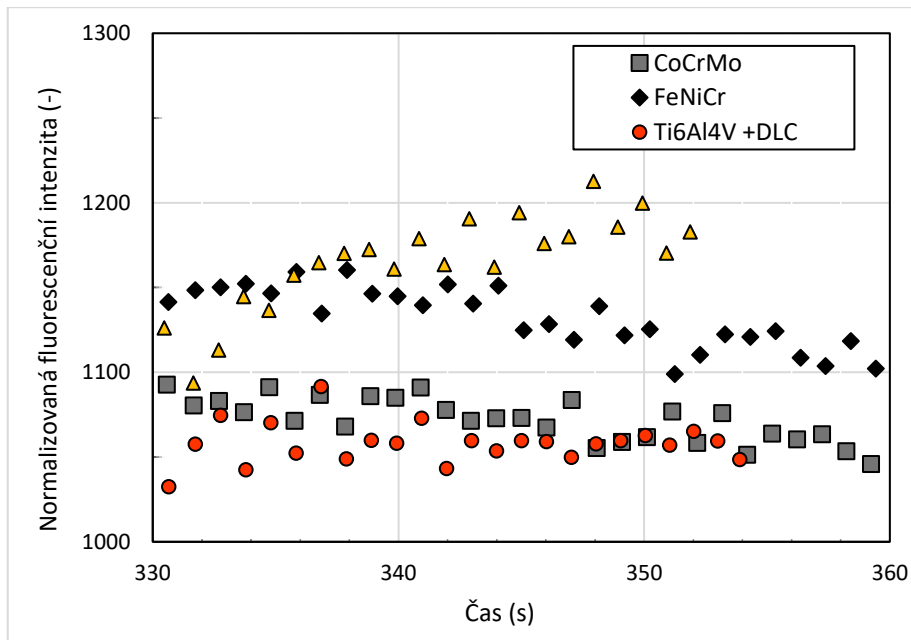
V grafu Obr. 5-28 jsou zobrazeny výsledky fluorescenční intenzity pro fyziologickou synoviální kapalinu s fluorescenčně označenou kyselinou hyaluronovou. Zde byl průběh intenzit poměrně srovnatelný u všech testovaných materiálů, a to především ve statické části.



Obr. 5-28 Vývoj normalizované fluorescenční intenzity kyseliny hyaluronové



V průběhu dynamického pohybu se intenzita u většiny vzorků výrazně neměnila (Obr. 5-29), případně mírně klesala. Výjimkou byla opět hlavice z Ti6Al4V bez povlaku, kde se projevoval nárůst v průběhu dynamické části. V části relaxační však byl pokles intenzity o to strmější a jeho finální hodnoty se přiblížily intenzitě zbývajících vzorků.



Obr. 5-29 Detail dynamické části vývoje normalizované fluorescenční intenzity kyseliny hyaluronové

## 6 DISKUZE

### 6.1 Zhodnocení výsledků

#### 6.1.1 Povrch součástí

Z výsledků analýzy povrchu lze jednoznačně konstatovat, že povrch hlavic zhotovených technologií 3D tisku se od konvenčních značně odlišuje. Již při méně detailním pohledu v podobě dat z 3D skeneru se objevily odchylky od ideálního kulovitého tvaru, a to především u hlavice z Ti6Al4V bez povlaku, v oblasti jejího vrchlíku. Tyto odchylky mohly být způsobeny nedostatečnou přesností technologie výroby a dokončovacích metod, kdy především na vrcholku kopule může být obtížné dosáhnout přesného kulovitého tvaru. Pokud se podíváme na strukturu povrchu blíže pomocí profilometru, můžeme si povšimnout útvarů připomínající důlky. Jak vyplývá z rešerše [36], tyto útvary mohou být způsobeny nežádoucími póry vznikajícími při slinování materiálu laserem či neroztaveným vstupním práškem. K nedokonalostem povrchu přispívá i náročnější obrobiteľnosť Ti6Al4V [40] a výsledný povrch může indikovat, že současné dokončovací metody nemusí být vhodné či dostatečné pro tuto aplikaci. Nejvyšší drsnost povrchu vykazovala hlavice s DLC povlakem. Zde, poměrně překvapivě, nepřispěl DLC povlak k hladšímu povrchu. Jednou z možných příčin je to, že aplikace DLC povlaku nerovnosti povrchu zvýraznila nerovnoměrným ulpíváním při nanášení [30] a vysoká kinetická energie dopadajících částic dále přispěla k vytvoření kráterovitých útvarů. Další z příčin by mohlo být nedostatečné dokončení povrchu před samotným nanesením povlaku.

#### 6.1.2 Tření

Součinitel tření byl experimentálně stanoven pro každou z hlavic a dvě rozdílné acetabulární jamky. V případě acetabulární jamky z materiálu UHMWPE se pohyboval součinitel tření pro CoCrMo, FeNiCr i Ti6Al4V na jednotné hladině. Z výsledků tření se ukázalo například to, že samotná vyšší drsnost povrchu nemusí v tomto případě znamenat vyšší hodnotu součinitele tření. U dvojic s UHMWPE jamkou i přes vyšší drsnost povrchu prokázala hlavice Ti6Al4V součinitel tření srovnatelný s CoCrMo a FeNiCr. Jak ukázala rešerše, některé nerovnosti povrchu, v případě výzkumu od Ghoshe a kol.[27] mikrodůlky, mohou přispět k lepšímu zadržování maziva v kontaktu, zajistit tak lepší utváření mazacího filmu a snížení součinitele tření. Tato vlastnost společně s mírně nižší smáčivostí se mohly podílet na příznivém součiniteli tření. Oproti tomu výrazně vyšší součinitel tření vykazovala UHMWPE jamka v kombinaci s Ti6Al4V hlavicí s DLC povlakem, a to až trojnásobně.

Rozdílné výsledky přineslo testování tření u kontaktních dvojic s PMMA jamkou. Zde nejvyšší součinitel tření projevila hlavice Ti6Al4V, u které došlo i k narušení povrchu výraznými škrábanci. Toto opotřebení bylo pravděpodobně hlavní příčinou nárůstu součinitele tření, který je patrný u počátečních opakování experimentu. Hlavice s DLC povlakem naopak v tomto případě vykazovala součinitel tření srovnatelný s CoCrMo a FeNiCr. Nabízí se tedy diskuze, proč se z pohledu tření objevilo velmi odlišné chování u 3D tištěných hlavic s PMMA a UHMWPE jamkami. Za nejpravděpodobnější vysvětlení tohoto rozdílu lze označit vliv tvrdosti materiálu acetabulární jamky, případně rozdílnou drsnost povrchu jamky. Zatímco měkčí UHMWPE interaguje velmi dobře s hlavicí z titanové slitiny bez povlaku a nezpůsobuje na ní při krátkodobých experimentech viditelná poškození, v kontaktu s tvrdším PMMA se objevilo abrazivní opotřebení. Na vyšším tření UHMWPE jamky v kontaktu s hlavicí s DLC povlakem se mohla podílet vyšší drsnost povrchu a výrazně tvrdší povrch hlavice, kdy se nerovnosti (častokrát ostřejší výstupky a vady) mohly silněji zarývat do povrchu jamky a způsobovat tak abrazivní opotřebení. Při experimentech s PMMA jamkou naopak hlavice s DLC povlakem vykazovaly součinitel tření srovnatelný s CoCrMo a FeNiCr. Vyšší tvrdost jamky zde mohla mít za následek zmenšení kontaktní oblasti, nižší deformaci pod zatížením a menší vliv nerovností a výstupků na tření.

### 6.1.3 Pozorování tloušťky mazacího filmu

Metoda optické interferometrie přinesla částečný přehled o vývoji tloušťky mazacího filmu. Statickou část testů, tedy pravidelné zatěžování a odtěžování kontaktu, bylo možné provést a vyhodnotit pro veškeré vzorky hlavic kloubních endoprotéz. Při dynamické části testů, kdy kyvadlo vykonávalo kývavý pohyb, došlo k poškození některých vzorků acetabulární jamky, přesněji k porušení tenké chromové vrstvy na jejím povrchu. V případě FeNiCr byla na vině pravděpodobně kontaminace kontaktu a experiment by za předpokladu, že bychom měli k dispozici dostatečné množství vzorků, bylo možné úspěšně opakovat. Jiná situace však nastala u aditivně vyrobeného Ti6Al4V s DLC povlakem, s kterým ani při opakovaném pokusu nebylo možné získat směrodatná data z dynamické části testu. Pravděpodobnou příčinou byla vyšší drsnost povrchu v kombinaci s vyšší tvrdostí DLC povlaku. Tento jev může indikovat nevhodnost použití této metody na vzorky s vyšší drsností povrchu a tvrdšími povlaky.

Ve statické části experimentů vzorky vykreslily rozdílnou strmost nárůstu tloušťky mazacího filmu. Konvenčně vyrobené vzorky CoCrMo a FeNiCr byly strmostí nárůstu velice blízké, avšak aditivně vyrobené vzorky se odlišovaly, a to každý v opačném smyslu. u Ti6Al4V došlo k rychlejšímu nárůstu tloušťky. Příčinou tohoto úkazu by mohla být vyšší a příznivě formovaná drsnost povrchu, případně o něco nižší smáčivost, které umožňuje lepší adsorpci proteinů na povrchu hlavice. Naopak hlavice s DLC povlakem projevovala nejpomalejší nárůst tloušťky, i přes svou vyšší drsnost povrchu. Je pravděpodobné, že tato skutečnost je způsobena vysokou smáčivostí DLC povlaku, která snižuje množství výskytu adsorpce proteinů na povrchu a nevytváří se tak ve vyšší míře jejich shluky a vrstva [55]. Z důvodu toho, že u povrchů s vyšší drsností je přirozeně očekávána vyšší tloušťka mazacího filmu, avšak tato hodnota neindikuje automaticky vyšší pravděpodobnost oddělení kontaktních ploch, byla vyhodnocena hodnota tloušťky, při které dojde s 99% pravděpodobností k oddělení kontaktních ploch. Při srovnání naměřených hodnot s touto stanovenou tloušťkou bylo zjištěno, že u konvenčně vyrobených hlavic CoCrMo a FeNiCr pravděpodobně došlo již v druhém cyklu statického zatížení, u aditivně vyrobeného Ti6Al4V v šestém cyklu statického zatěžování. u aditivně vyrobené hlavice s DLC povlakem k oddělení kontaktních ploch pravděpodobně v statické části vůbec nedošlo. Toto může být jednou z příčin poškození chromové vrstvy v dynamické části. Dynamická část nám umožňuje srovnání tloušťky a průběhu formování mazacího filmu u CoCrMo a Ti6Al4V. U CoCrMo se po počátečním skokovém nárůstu tloušťky film při zpomalujícím se kmitavém pohybu mírně ztenčoval. U Ti6Al4V tloušťka filmu rostla a započala klesat až přibližně ve dvou třetinách experimentu, kdy již docházelo k postupnému zastavení kmitavého pohybu. Lze tedy konstatovat, že utváření mazacího filmu při pohybu aditivně vyrobené kloubní hlavice z materiálu Ti6Al4V bylo vysoce příznivé i při uvážení vyšší drsnosti oproti konvenčně vyrobeným hlavicím, což může být příznivé z hlediska ochrany povrchů před opotřebením [14].

#### 6.1.4 Pozorování fluorescenční intenzity

Z důvodu selhání metody interferometrie u některých vzorků a pro lepší porozumění chování jednotlivých složek synoviální kapaliny bylo pro pozorování vývoje mazacího filmu využito fluorescenční mikroskopie. Jak bylo zmíněno již v předchozích kapitolách, byly připraveny tři rozdílné kapaliny, které se lišily tím, která ze složek albumin, globulin, či kyselina hyaluronová, byla fluorescenčně označena.

Ve statické části měření s fluorescenčně označeným albuminem vývoj intenzity poměrně blízce korespondoval s vývojem tloušťky mazacího filmu zjištěným optickou interferometrií. Tento výsledek je v souladu například s pozorováním Nečase a kol.[56], kteří ve svých studiích stanovili, že tloušťka mazacího filmu s intenzitou albuminu v kontaktu úzce souvisí. Především v statické části lze očekávat, že mazací vrstva bude tvořena především adsorbovanými proteiny. V dynamické části projevily konvenční vzorky v počátku nárůst intenzity. Zatímco u FeNiCr byl pozorovatelný strmější nárůst v počátku dynamického měření, CoCrMo vykazovalo pozvolnější nárůst, který se ke konci pohybu postupně zastavil. U aditivně vyrobené hlavice z Ti6Al4V se projevil významně strmější nárůst. Zároveň bylo možné pozorovat zajímavý fenomén, kdy se od určitého momentu kývavého pohybu intenzita skokově měnila mezi jednotlivými průchody rovnovážnou polohou. Toto může indikovat větší shluk proteinů, který střídavě putuje kontaktem. U aditivně vyrobené hlavice z Ti6Al4V s DLC povlakem se hodnota intenzity držela na velmi stabilní hladině. To může poukazovat na absenci výraznější adsorpce a shlukování proteinu albuminu na povrchu hlavice.

Experimenty se synoviální kapalinou s fluorescenčně označeným globulinem měly méně stálý průběh než měření s označeným albuminem. Příčinou tohoto jevu může být nižší stálost adsorbovaného globulinu, avšak je namístě připustit, že nestálost měření může být mírně ovlivněna i nižší koncentrací globulinu a slabší vyzářenou fluorescenční intenzitou. Při statické části experimentů se projevoval nárůst intenzity u veškerých vzorků kromě Ti6Al4V bez povlaku, kde se intenzita zpočátku zvyšovala, avšak později začala klesat. Tento pokles může být způsoben například oddělením vrstvy adsorbovaných proteinů či vytlačení shluku mimo snímanou oblast kontaktu. V dynamické části se opět projevily rozdíly v chování konvenčně a aditivně vyrobených hlavic. Zatímco CoCrMo a FeNiCr intenzitu postupně ztrácely, Ti6Al4V projevilo strmý nárůst a Ti6Al4V s DLC povlakem se opět drželo na konstantní hladině.

Poslední z označených složek, kyselina hyaluronová, jevila ve statické části podobný rostoucí trend. V části dynamické obvykle jevila téměř konstantní, případně mírně klesající tendenci, opět pouze v případě Ti6Al4V bez DLC povlaku intenzita pozvolně narůstala. Příčinou tohoto jevu může být například celkové zvětšení vzdálenosti kontaktních ploch vlivem velké tloušťky vrstvy proteinů.

## 6.2 Verifikace hypotéz

**H1:** Za předpokladu stejného výrobního postupu a kvality povrchu se od materiálu hlavice (Ti6Al4V) jako takového neočekává příliš odlišný součinitel tření, než od CoCrMo [42], avšak aditivně vyrobené vzorky se vyznačují specifickým povrchem se zvýšenou drsností povrchu [43], což bude mít za následek zvýšení součinitele tření.

Při testování součinitele tření s PMMA jamkou aditivně vyrobené hlavice v souladu s hypotézou vykázaly vyšší součinitel tření, než konvenčně vyrobené hlavice CoCrMo a FeNiCr. Jiné výsledky však přinesly experimenty s acetabulární jamkou z UHMWPE, která je běžně klinicky používána, a tak by tyto výsledky mohly být považovány za směrodatnější. Součinitel tření Ti6Al4V byl srovnatelný s CoCrMo a FeNiCr, tudíž hypotézu nelze potvrdit.

**H2:** Průběh tloušťky mazacího filmu bude odlišný a vady povrchu obvykle se pojící s technologií 3D tisku (póry) se budou chovat podobně jako účelná textura (zásobníky maziva), podpoří adsorpci proteinů a následkem bude utvoření mazacího filmu vyšší tloušťky [14].

Jak ukázaly výsledky zkoumání mazacího filmu metodou interferometrie a následně fluorescenční mikroskopie, nárůst tloušťky mazacího filmu u Ti6AL4V je výrazně strmější a hodnota tloušťky dosahuje významně vyšších hodnot, než je tomu u konvenčně vyrobených vzorků. Vzhledem k tomu, že smáčivost Ti6AL4V není výrazně odlišná od smáčivosti CoCrMo a FeNiCr, lze tento jev z podstatné části přisuzovat topografii povrchu. Lze tedy konstatovat, že výsledky experimentů tuto hypotézu potvrzují.

**H3:** DLC povlaky jsou známé svou vysokou tvrdostí a chemickou inertností, což jsou klíčové vlastnosti pro zlepšení tribologických charakteristik třecích povrchů. V kontextu aditivně vyráběných kloubních hlavic z Ti6Al4V může aplikace DLC povlaku dále optimalizovat povrchové vlastnosti jako jsou drsnost a topografie, což přispívá ke snížení tření v kontaktu. Předchozí studie potvrzují, že povrchové úpravy, jako je DLC povlakování, mohou zlepšit tribologické vlastnosti kloubních implantátů. Co se týká tloušťky mazacího filmu, ta je očekávána nižší, jelikož vyšší hydrofilnost povrchu je propojena se sníženým utvářením vrstvy proteinů v kontaktu

Tloušťka mazacího filmu ve statické části byla sice zpravidla nejpomaleji rostoucí, avšak v dynamické části se pohybovala mezi tloušťkami mazacího filmu CoCrMo a FeNiCr, tudíž tuto část hypotézy nelze plně potvrdit, i když při vztažení tloušťky filmu k drsnosti povrchu by pravděpodobně byl mazací film vyhodocen jako nejméně příznivý. Potvrzena nemohla být ani druhá část hypotézy týkající se snížení součinitele tření oproti nepovlakované součásti. u testovací jamky z materiálu PMMA sice ukazovala hlavice s DLC povlakem příznivější součinitel tření, avšak v kontaktu s UHMWPE standardně klinicky využívanou jamkou se DLC povlak projevil až násobně vyšším součinitelem tření.

## 7 ZÁVĚR

V závěru této práce lze shrnout několik klíčových poznatků získaných z experimentů a analýz výsledků, které se zaměřovaly na charakteristiky povrchu, tření a mazacích filmů kloubních endoprotéz vyrobených technologií 3D tisku a konvenčními metodami. Výsledky ukázaly, že aditivní výroba vykazuje specifickou topografii povrchu, která může přinést určité výhody, jako je například lepší adsorpce proteinů, ale zároveň s sebou přináší výzvy spojené s nedokonalostmi povrchu, které mohou negativně ovlivňovat některé tribologické vlastnosti. Zhodnocení povrchu součástí potvrdilo, že 3D tisk s sebou nese specifické nedokonalosti, jako jsou póry a nerovnoměrný povrch, které mohou mít vliv na funkčnost a trvanlivost kloubních náhrad. Aplikace DLC povlaku paradoxně nepřispěla k hladšímu povrchu, což může být důsledkem nerovnoměrného ulpívání povlaku a zvýraznění existujících nerovností, případně nedostatečné přípravy povrchu před procesem povlakování.

V oblasti tření byly výsledky různorodé, závislé na materiálu acetabulární jamky. Přestože se očekávalo, že zvýšená drsnost povrchu aditivně vyrobených hlavic zvýší součinitel tření, v praxi byl součinitel tření srovnatelný s konvenčně vyrobenými hlavicemi v případě, že byly hlavice testovány v kontaktu s UHMWPE jamkou. Tento výsledek naznačuje, že samotná drsnost povrchu nemusí být hlavním faktorem ovlivňujícím tření v reálných biologických podmínkách. V kontaktu s PMMA jamkou však bylo tření výrazně vyšší a tento výsledek může mimo jiné naznačovat, že Ti6Al4V bez povlaku nemusí být vhodné pro kombinaci s tvrdším materiálem acetabulární jamky, což naznačuje i fakt, že již po prvním experimentu se na povrchu hlavice objevilo viditelné poškození. Analýza mazacího filmu ukázala, že metoda optické interferometrie a fluorescenční mikroskopie poskytují cenné informace o interakci povrchu a synoviální kapaliny. Aditivně vyrobené hlavice z Ti6Al4V vykázaly rychlejší nárůst tloušťky mazacího filmu, což může být výhodné pro snížení opotřebení kontaktních povrchů.

Vzhledem k výsledkům testů nelze jednoznačně potvrdit všechny stanovené hypotézy. Například očekávání, že DLC povlaky sníží součinitel tření díky svým vlastnostem, nebylo v praxi plně potvrzeno, zejména v kombinaci s UHMWPE jamkou, kde byl součinitel tření výrazně vyšší. Toto poukazuje na potřebu dalšího výzkumu a optimalizace povrchových úprav a materiálů pro kloubní endoprotézy, aby bylo možné plně využít potenciál aditivní výroby a povlaků, jako je DLC, pro zlepšení tribologických vlastností v biomedicínských aplikacích, a to především proto, že zvýšený součinitel tření může indikovat zvýšené riziko opotřebení, čímž by byla ohrožena životnost UHMWPE acetabulární jamky.



Lze konstatovat, že testovaná titanová slitina představuje potenciál i v oblasti třecích povrchů, a i povrch vykazující vady například v podobě důlků a pórů může paradoxně vynikat výbornými tribologickými vlastnostmi. Výsledky také naznačují, že Ti6Al4V by nemuselo být vhodným materiálem pro kontakt s tvrdším protikusem. Je také nutné další testování, a to především v oblasti opotřebení a poškození, na které je Ti6Al4V náchylné. Co se týká DLC povlaku, nelze jeho využitelnost jakožto povrchové úpravy aditivně vyrobených hlavic z titanové slitiny s jistotou posoudit, jelikož jeho vlastnosti mohly být do značné míry ovlivněny samotným výrobním procesem, v kterém je stále prostor pro optimalizaci technologie.

Přestože výsledky nehovoří jednoznačně a je třeba dalšího výzkumu, především v oblasti opotřebení, je zřejmé, že 3D tisk představuje v oblasti implantátů a jejich třecích povrchů jistý potenciál, který by mohl přispět k rychlejšímu vývoji personalizovaných kloubních náhrad a dalším benefitům, které aditivní výroba nabízí. Na základě tohoto výzkumu lze také přednést několik poznatků a doporučení, které by mohly posloužit jako podklad pro další vývoj hlavic kloubních endoprotéz. Hlavice vyrobená z Ti6Al4V bez povlaku by měla být spárována s acetabulární jamkou z materiálu měkčího materiálu, jako je například UHMWPE z důvodu její ochrany před opotřebením a poškozením. V případě aplikace DLC povlaku na aditivně vyprodukované hlavice je třeba dbát na důkladnou přípravu povrchu před povlakováním, jelikož zvýšená drsnost může amplifikovat nerovnosti, vady a nedokonalosti, které především v kontaktu s měkčí acetabulární jamkou mohou způsobovat až násobně vyšší součinitel tření, který častokrát indikuje zvýšené riziko opotřebení, které může vézt až k samotnému selhání implantátu.

Diplomová práce byla řešena za podpory Grantové agentury České republiky v rámci standardního projektu s názvem "Friction and lubrication of small joint implants produced by 3D metal printing additive technology", číslo 22-02154S.

Na základě řešení a výsledků diplomové práce vznikl draft vědeckého článku s názvem Advancements in Hip Joint Replacement: Evaluating the Tribological Impact of 3D Printed Ti6Al4V, který je určen k publikování v jednom z impaktovaných časopisů zaměřených na biotribologii.

## 8 VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV

### Publikační výsledek – JIMP

Název: Advancements in Hip Joint Replacement: Evaluating the Tribological Impact of 3D Printed Ti6Al4V

Autor: Uhrová S., Rebenda D., Vrbka M.

Abstrakt: This study investigates the tribological performance of 3D printed Ti6Al4V in hip joint replacements, focusing on friction and lubrication. This research utilized optical interferometry and fluorescence microscopy to assess the lubricant film formation and frictional behavior of additively manufactured Ti6Al4V with and without diamond-like carbon (DLC) coatings. A pendulum hip joint simulator was employed to replicate the swinging motion of a hip joint, enabling the observation of tribological interactions under realistic conditions.

Results indicated that additively manufactured Ti6Al4V exhibited higher surface roughness and imperfections, such as pores and craters, compared to conventionally machined alloys. The application of DLC coatings, although intended to improve surface properties, did not uniformly enhance smoothness and sometimes exacerbated surface roughness due to uneven adhesion. Friction tests showed that with UHMWPE acetabular cups, all femoral heads demonstrated low and comparable friction coefficients, except for Ti6Al4V with DLC coating, where the friction was significantly higher. However, Ti6Al4V without coating exhibited significantly higher friction when paired with harder PMMA cups.

The study also revealed distinct behaviors in lubricant film formation. Additively manufactured Ti6Al4V heads showed a faster increase in lubricant film thickness during dynamic motion, which could help reduce contact surface wear and enhance implant longevity. The DLC-coated heads maintained stable, yet lower lubricant film thickness, indicating the risk of wear of the counterpart.

Challenges such as the susceptibility of Ti6Al4V to wear and damage, particularly when in contact with harder materials, underscore the need for further optimization of both additive manufacturing processes and coating techniques. The findings indicate that while 3D printing offers promising advancements in implant customization and material properties, its application requires careful consideration of surface finishing and coating methods to achieve optimal tribological performance.

## 9 ZDROJE

- [1] GALLO, J., M. HARTL, M. VRBKA, T. NÁVRAT a I. KŘUPKA. Co by měl vědět ortoped o biotribologii totální endoprotézy kyčelního kloubu. *http://achot.cz/doi/10.55095/achot2013/064.html* [online]. 2013, **80**(6), 377–385 [vid. 2024-03-14]. ISSN 0001-5415. Dostupné z: doi:10.55095/ACHOT2013/064
- [2] LINDER, Roland, Hardy MÜLLER, Brigitte GRENZ-FARENHOLTZ, Caroline WAGNER, Martin STOCKHEIM a Frank VERHEYEN. Replacement of endoprosthetic implants within a two years follow-up period: A statutory health insurance routine data analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2012, **13**(1), 223–223 [vid. 2024-05-03]. ISSN 14712474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-13-223/FULLTEXT.HTML
- [3] BROCKETT, Claire L., Phil HARPER, Sophie WILLIAMS, Graham H. ISAAC, Rob S. DWYER-JOYCE, Zhongmin JIN a John FISHER. The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* [online]. 2008, **19**(4), 1575–1579 [vid. 2023-04-09]. ISSN 09574530. Dostupné z: doi:10.1007/S10856-007-3298-9/FIGURES/4
- [4] KUMAR, Prasoon, Pulak VATSYA, Rajesh Kumar RAJNISH, Aman HOODA a Mandeep S. DHILLON. Application of 3D Printing in Hip and Knee Arthroplasty: A Narrative Review. *Indian Journal of Orthopaedics* [online]. 2021, **55**, 14–26. ISSN 19983727. Dostupné z: doi:10.1007/S43465-020-00263-8
- [5] NAGHAVI, Seyed Ataollah, Maryam TAMADDON, Pilar GARCIA-SOUTO, Mehran MOAZEN, Stephen TAYLOR, Jia HUA a Chaozong LIU. A novel hybrid design and modelling of a customised graded Ti-6Al-4V porous hip implant to reduce stress-shielding: An experimental and numerical analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. 2023, **11**, 1092361 [vid. 2024-05-09]. ISSN 22964185. Dostupné z: doi:10.3389/FBIOE.2023.1092361/BIBTEX
- [6] JAUCH, Sabrina Yvonne, Gerd HUBER, Kay SELLENSCHLOH, Henning HASCHKE, Marc BAXMANN, Thomas M. GRUPP a Michael M. MORLOCK. Micromotions at the taper interface between stem and neck adapter of a bimodular hip prosthesis during activities of daily living. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* [online]. 2013, **31**(8), 1165–1171 [vid. 2024-05-09]. ISSN 1554-527X. Dostupné z: doi:10.1002/JOR.22354

- [7] 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* [online]. 2015, **1–2**, 61–65 [vid. 2022-10-17]. ISSN 2352-5738. Dostupné z: doi:10.1016/J.BIOTRI.2015.05.002
- [8] MYANT, Connor a Philippa CANN. In contact observation of model synovial fluid lubricating mechanisms. *Tribology International* [online]. 2013, **63**, 97–104. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/J.TRIBOINT.2012.04.029
- [9] NEČAS, D. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of model synovial fluid composition, M. VRBKA, D. REBENDA, J. GALLO, A. GALANDÁKOVÁ, L. WOLFOVÁ, I. KŘUPKA a M. HARTL. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of model synovial fluid composition. *Tribology International* [online]. 2018, **117**, 206–216 [vid. 2022-12-05]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/J.TRIBOINT.2017.09.001
- [10] 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* [online]. 2019, **89**, 237–248 [vid. 2024-05-05]. ISSN 1878-0180. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2018.09.022
- [11] *Total Hip Replacement - OrthoInfo - AAOS* [online]. [vid. 2022-10-16]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement>
- [12] 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* [online]. 2016, **55**, 295–307 [vid. 2024-05-05]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2015.11.006
- [13] VRBKA, M, D NEČAS, J BARTOŠÍK, M HARTL, I KŘUPKA, A GALANDÁKOVÁ a J GALLO. Stanovení součinitele tření hlavic a jamek TEP kyčle Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.* 2015, **82**(5), 341–347.
- [14] 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* [online]. 2018, **81**, 120–129 [vid. 2022-12-30]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2018.02.014

- [15] STEWART, Callum, Behnam AKHAVAN, Steven G. WISE a Marcela M.M. BILEK. A review of biomimetic surface functionalization for bone-integrating orthopedic implants: Mechanisms, current approaches, and future directions. *Progress in Materials Science* [online]. 2019, **106** [vid. 2024-05-03]. ISSN 00796425. Dostupné z: doi:10.1016/J.PMATSCI.2019.100588
- [16] GUO, Shanshan, Xiaoying ZHU, Min LI, Liya SHI, June Lay Ting ONG, Dominik JAŃCZEWSKI a Koon Gee NEOH. Parallel Control over Surface Charge and Wettability Using Polyelectrolyte Architecture: Effect on Protein Adsorption and Cell Adhesion. *ACS applied materials & interfaces* [online]. 2016, **8** 44(44), 30552–30563. ISSN 19448252. Dostupné z: doi:10.1021/ACSAMI.6B09481
- [17] CHANG, Debby P., Nehal I. ABU-LAIL, Jeffrey M. COLES, Farshid GUILAK, Gregory D. JAY a Stefan ZAUSCHER. Friction force microscopy of lubricin and hyaluronic acid between hydrophobic and hydrophilic surfaces. *Soft Matter* [online]. 2009, **5**(18), 3438–3445 [vid. 2024-05-10]. ISSN 1744-6848. Dostupné z: doi:10.1039/B907155E
- [18] CUI, Chunxiang, Bao Min HU, Lichen ZHAO a Shuangjin LIU. Titanium alloy production technology, market prospects and industry development. *Materials & Design* [online]. 2011, **32**(3), 1684–1691 [vid. 2024-05-15]. ISSN 0261-3069. Dostupné z: doi:10.1016/J.MATDES.2010.09.011
- [19] ROYHMAN, D., J. C. YUAN, T. SHOKUHFAR, C. TAKOUDIS, C. SUKOTJO a M. T. MATHEW. Tribocorrosive behaviour of commonly used temporomandibular implants in a synovial fluid-like environment: Ti-6Al-4V and CoCrMo. *Journal of Physics D: Applied Physics* [online]. 2013, **46**(40) [vid. 2023-03-21]. ISSN 00223727. Dostupné z: doi:10.1088/0022-3727/46/40/404002
- [20] AMANOV, Auezhan. Advancement of tribological properties of Ti-6Al-4V alloy fabricated by selective laser melting. *Tribology International* [online]. 2021, **155** [vid. 2023-04-09]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/J.TRIBOINT.2020.106806
- [21] RYU, Jae Joong, Edward CUDJOE, Mihir V. PATEL a Matt CAPUTO. Sliding Corrosion Fatigue of Metallic Joint Implants: A Comparative Study of CoCrMo and Ti6Al4V in Simulated Synovial Environments. *Lubricants* [online]. 2022, **10**(4) [vid. 2024-03-14]. ISSN 20754442. Dostupné z: doi:10.3390/LUBRICANTS10040065
- [22] KONG, Linglei, Zhidong LIU, Mingbo QIU, Wenzhao WANG, Yunxiao HAN a Songkai BAI. Machining characteristics of submersed gas-flushing electrical discharge machining of Ti6Al4V alloy. *Journal of Manufacturing Processes* [online]. 2019, **41**, 188–196 [vid. 2024-05-06]. ISSN 15266125. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMAPRO.2019.02.023

- [23] LIU, Shunyu a Yung C. SHIN. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. *Materials & Design* [online]. 2019, **164** [vid. 2024-05-06]. ISSN 18734197. Dostupné z: doi:10.1016/J.MATDES.2018.107552
- [24] MANTHE, Jacob, Kai Yuan CHENG, Divya BIJUKUMAR, Mark BARBA, Robin POURZAL, Mozart NETO a Mathew T. MATHEW. Hip implant modular junction: The role of CoCrMo alloy microstructure on fretting-corrosion. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2022, **134**, 105402 [vid. 2024-05-06]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2022.105402
- [25] CHEN, Jing, Guorong GAO a Jun FU. Clinical applications of UHMWPE in joint implants. *Springer Series in Biomaterials Science and Engineering* [online]. 2019, **13**, 1–20 [vid. 2024-05-06]. ISSN 21950652. Dostupné z: doi:10.1007/978-981-13-6924-7\_1/FIGURES/12
- [26] NEČAS, D., M. VRBKA, J. GALLO, I. KŘUPKA a M. HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part II: Hard-on-hard bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2019, **89**, 249–259 [vid. 2022-11-19]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2018.09.026
- [27] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Taposh ROY, Azuddin BIN MAMAT, H. H. MASJUKI a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Tribological investigation of diamond-like carbon coated micro-dimpled surface under bovine serum and osteoarthritis oriented synovial fluid. *Science and Technology of Advanced Materials* [online]. 2015, **16**(3) [vid. 2024-03-14]. ISSN 14686996. Dostupné z: doi:10.1088/1468-6996/16/3/035002
- [28] HE, Dongqing, Shaoxian ZHENG, Jibin PU, Guangan ZHANG a Litian HU. Improving tribological properties of titanium alloys by combining laser surface texturing and diamond-like carbon film. *Tribology International* [online]. 2015, **82**(PA), 20–27 [vid. 2024-05-03]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/J.TRIBOINT.2014.09.017
- [29] SCHOLES, S. C., A. UNSWORTH a A. A.J. GOLDSMITH. A frictional study of total hip joint replacements. *Physics in medicine and biology* [online]. 2000, **45** **12**(12), 3721–35. ISSN 00319155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/45/12/315
- [30] SINGH, R. K., Z. H. XIE, A. BENDAVID, P. J. MARTIN, P. MUNROE a M. HOFFMAN. Effect of substrate roughness on the contact damage of DLC coatings. *Diamond and Related Materials* [online]. 2008, **17**(6), 975–979 [vid. 2024-05-12]. ISSN 0925-9635. Dostupné z: doi:10.1016/J.DIAMOND.2008.02.037

- [31] KHERADMANDFARD, Mehdi, Oleksiy V. PENKOV, Seyed Farshid KASHANI-BOZORG, Jung Seung LEE, Chang Lae KIM, Mahdi KHADEM, Seung Woo CHO, Abbas Zarei HANZAKI a Dae Eun KIM. Exceptional improvement in the wear resistance of biomedical  $\beta$ -type titanium alloy with the use of a biocompatible multilayer Si/DLC nanocomposite coating. *Ceramics International* [online]. 2022, **48**(12), 17376–17384. ISSN 02728842. Dostupné z: doi:10.1016/J.CERAMINT.2022.03.002
- [32] WANG, Junjun, Jianjun MA, Weijiu HUANG, Linqing WANG, Haoran HE a Chenglong LIU. The investigation of the structures and tribological properties of F-DLC coatings deposited on Ti-6Al-4V alloys. *Surface and Coatings Technology* [online]. 2017, **316**, 22–29. ISSN 02578972. Dostupné z: doi:10.1016/J.SURFCOAT.2017.02.065
- [33] RANUŠA, Matuš, Pavel ČÍPEK, Martin VRBKA, David PALOUŠEK, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: A pilot study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2022, **132** [vid. 2023-03-20]. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2022.105274
- [34] ODEHNAL, Lukáš, Matuš RANUŠA, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Tribological Behaviour of Ti6Al4V Alloy: An Application in Small Joint Implants. *Tribology Letters* [online]. 2023, **71**(4) [vid. 2024-03-14]. ISSN 15732711. Dostupné z: doi:10.1007/S11249-023-01795-4
- [35] XIANG, Dingding, Xipeng TAN, Zhenhua LIAO, Jinmei HE, Zhenjun ZHANG, Weiqiang LIU, Chengcheng WANG a Beng Tor SHU. Comparison of wear properties of Ti6Al4V fabricated by wrought and electron beam melting processes in simulated body fluids. *Rapid Prototyping Journal* [online]. 2020, **26**(5), 959–969 [vid. 2023-04-11]. ISSN 13552546. Dostupné z: doi:10.1108/RPJ-09-2018-0256/FULL/PDF
- [36] BERNHARDT, Anne, Jakob SCHNEIDER, Andreas SCHROEDER, Kiriaki PAPADOPOULOUS, Elena LOPEZ, Frank BRÜCKNER a Ute BOTZENHART. Surface conditioning of additively manufactured titanium implants and its influence on materials properties and in vitro biocompatibility. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2021, **119**, 111631 [vid. 2023-04-10]. ISSN 0928-4931. Dostupné z: doi:10.1016/J.MSEC.2020.111631
- [37] 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* [online]. 2015, **45**, 121–131 [vid. 2023-03-22]. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2014.11.028

- [38] BARTOLOMEU, F., C. S. ABREU, C. G. MOURA, M. M. COSTA, N. ALVES, F. S. SILVA a G. MIRANDA. Ti6Al4V-PEEK multi-material structures – design, fabrication and tribological characterization focused on orthopedic implants. *Tribology International* [online]. 2019, **131**, 672–678. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/J.TRIBOINT.2018.11.017
- [39] MALIK, Abrar, Saquib ROUF, Mir Irfan UL HAQ, Ankush RAINA, Ana Pilar VALERGA PUERTA, Binnur SAGBAS a Alessandro RUGGIERO. Tribo-corrosive behavior of additive manufactured parts for orthopaedic applications. *Journal of Orthopaedics* [online]. 2022, **34**, 49–60. ISSN 0972-978X. Dostupné z: doi:10.1016/J.JOR.2022.08.006
- [40] KONG, Linglei, Zhidong LIU, Mingbo QIU, Wenzhao WANG, Yunxiao HAN a Songkai BAI. Machining characteristics of submersed gas-flushing electrical discharge machining of Ti6Al4V alloy. *Journal of Manufacturing Processes* [online]. 2019, **41**, 188–196 [vid. 2024-05-06]. ISSN 15266125. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMAPRO.2019.02.023
- [41] BARTOLOMEU, F., M. BUCIUMEANU, E. PINTO, N. ALVES, F. S. SILVA, O. CARVALHO a G. MIRANDA. Wear behavior of Ti6Al4V biomedical alloys processed by selective laser melting, hot pressing and conventional casting. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)* [online]. 2017, **27**(4), 829–838 [vid. 2023-04-10]. ISSN 22103384. Dostupné z: doi:10.1016/S1003-6326(17)60060-8
- [42] BARBER, Helena, Cambre N. KELLY, Bijan ABAR, Nicholas ALLEN, Samuel B. ADAMS a Ken GALL. Rotational Wear and Friction of Ti-6Al-4V and CoCrMo against Polyethylene and Polycarbonate Urethane. *Biotribology* [online]. 2021, **26**, 100167 [vid. 2023-10-18]. ISSN 2352-5738. Dostupné z: doi:10.1016/J.BIOTRI.2021.100167
- [43] KÓNYA, János, Hajnalka HARGITAI, Hassanen JABER, Péter PINKE a Tünde Anna KOVÁCS. Effect of Surface Modifications on Surface Roughness of Ti6Al4V Alloy Manufactured by 3D Printing, Casting, and Wrought. *Materials 2023, Vol. 16, Page 3989* [online]. 2023, **16**(11), 3989 [vid. 2023-10-18]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/MA16113989
- [44] Metrology, Optical. Innovation with Integrity ContourGT 3D Optical Microscopes. Dostupné z: [https://inup.iitm.ac.in/assets/docus/brochure/Bruker\\_Contour\\_GT-K\\_Optical\\_Surface\\_Profiler\\_Broucher.pdf](https://inup.iitm.ac.in/assets/docus/brochure/Bruker_Contour_GT-K_Optical_Surface_Profiler_Broucher.pdf).
- [45] 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.



- [46] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Nabangshu Shekhar DAS a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Tribological role of synovial fluid compositions on artificial joints — a systematic review of the last 10 years. *Lubrication Science* [online]. 2014, **26**(6), 387–410. ISSN 1557-6833. Dostupné z: doi:10.1002/LS.1266
- [47] *Sa (arithmetic mean height) | Area Roughness Parameters | What is area roughness? | Solving the questions about profile and surface roughness measurements! Introduction to „Roughness“ | KEYENCE International Belgium* [online]. [vid. 2023-12-30]. Dostupné z: <https://www.keyence.eu/ss/products/microscope/roughness/surface/parameters.jsp>
- [48] TAUFİK, Mohammad a Prashant K. JAIN. Laser assisted finishing process for improved surface finish of fused deposition modelled parts. *Journal of Manufacturing Processes* [online]. 2017, **30**, 161–177 [vid. 2024-04-15]. ISSN 15266125. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMAPRO.2017.09.020
- [49] KUNG, Chun Haow, Pradeep Kumar SOW, Beniamin ZAHIRI a Walter MÉRIDA. Assessment and Interpretation of Surface Wettability Based on Sessile Droplet Contact Angle Measurement: Challenges and Opportunities. *Advanced Materials Interfaces* [online]. 2019, **6**(18). ISSN 21967350. Dostupné z: doi:10.1002/ADMI.201900839
- [50] *Wettability measurements to evaluate biocompatibility* [online]. [vid. 2024-05-03]. Dostupné z: <https://www.biolinscientific.com/blog/wettability-measurements-to-evaluate-biocompatibility>
- [51] 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* [online]. 2007, **221**(3), 325–333 [vid. 2024-05-18]. ISSN 09544119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM248
- [52] NEČAS, D., M. VRBKA, J. GALLO, I. KŘUPKA a M. HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part II: Hard-on-hard bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2019, **89**, 249–259. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2018.09.026
- [53] HARTL, M., I. KRUPKA, R. POLISCUK, M. LISKA, J. MOLIMARD, M. QUERRY a P. VERGNE. Thin film colorimetric interferometry. *Tribology Transactions* [online]. 2001, **44**(2), 270–276 [vid. 2022-11-19]. ISSN 1547397X. Dostupné z: doi:10.1080/10402000108982458

- [54] 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* [online]. 2014, **228**(2), 149–158 [vid. 2022-10-17]. ISSN 09544119. Dostupné z: doi:10.1177/0954411913517498
- [55] MITRA, Sankar P. Protein adsorption on biomaterial surfaces: Subsequent conformational and biological consequences – a review. *Journal of Surface Science and Technology* [online]. 2020, **36**(1–2), 7–38 [vid. 2022-04-25]. ISSN 09769420. Dostupné z: doi:10.18311/JSST/2020/23282
- [56] 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* [online]. 2016, **55**, 295–307 [vid. 2024-05-05]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2015.11.006

# 10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

## 10.1 Seznam použitých zkratek

<i>DLC</i>	diamond-like carbon
<i>UHMWPE</i>	ultra-high molecular weight polyethylene (polyetylen s ultravysokou molekulovou hmotností)
<i>PMMA</i>	polymethylmethacrylate (polymethylmethakrylát)
<i>SLM</i>	selective laser melting (selektivní laserové tavení)
<i>EBM</i>	electron beam melting (tavení elektronovým paprskem)
<i>CoCrMo</i>	slitina kobaltu, chromu a molybdenu
<i>FeNiCr</i>	slitina železa, niklu a chromu
<i>Ti6Al4V</i>	slitina titanu, hliníku a vanadu
<i>MoP</i>	kov na polyetylenu
<i>CoP</i>	keramika na polyetylenu
<i>CoC</i>	keramika na keramice

## 11 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1 PRISMA diagram.....	16
Obr. 2-2 Součásti kyčelní endoprotézy [11].....	17
Obr. 2-3 Vývoj tloušťky filmu a intenzity fluorescence označených proteinů v závislosti na čase při částečném negativním skluzu (kulička je rychlejší než disk) pro různé střední rychlosti; a) 5,7 mm/s; b) 22 mm/s. [12] .....	18
Obr. 2-4 a) Vývoj intenzity fluorescence (bezrozměrná tloušťka filmu) různých komplexních modelových kapalin obsahujících různé fluorescenčně značené složky [10]20	
Obr. 2-5 Celkové srovnání in-situ snímků kontaktní plochy v čase: (a) protéza bez důlků, (b) protéza se čtvercovými soustavami důlků, (c) protéza s trojúhelníkovým tvarem jamek [14] .....	21
Obr. 2-6 Znázornění interakcí mezi proteinem a povrchem pro dané hydrofobnosti hladkého (a, b) a zdrsňeného (c, d) povrchu.[15] .....	22
Obr. 2-7 Snímky ukazující (a) povrch po nanesení povlaku DLC, (b) tvorbu přenosu vrstvy v důsledku zatížení, (c) úplné delaminace povlakovaných materiálů při vyšším zatížení a (d) stopy opotřebení v oblasti důlků. [27] .....	24
Obr. 2-8 Vývoj součinitele tření a oblasti proteinu pro slitinu CoCrMo a slitinu Ti6Al4V + DLC třením o optické sklo [33] .....	25
Obr. 2-9 Typický povrch po pov. úpravě [36].....	26
Obr. 2-10 Odlišná mikrostruktura [38].....	27
Obr. 4-1 Schéma postupu řešení .....	31
Obr. 4-2 Bruker profilometr [44] .....	32
Obr. 4-3 Manta G146B [45] .....	33
Obr. 4-4 Kyvadlový simulátor [45] .....	33
Obr. 4-5 Průběh kombinovaného zatěžování [10] .....	37
Obr. 4-6 Význam šikmosti povrchu [48].....	39
Obr. 4-7 Význam špičatosti povrchu [48] .....	40
Obr. 4-8 Smáčivost povrchu [50] .....	41
Obr. 4-9 Záznam kývavého pohybu [13].....	42
Obr. 4-10 Fluorescenční mikroskopie [10].....	43
Obr. 4-11 Chromatografická interferometrie [26] .....	44

Obr. 5-1 Skeny femorálních hlavice a) CoCrMo b) FeNiCr.....	46
Obr. 5-2 Skeny femorálních hlavice a) Ti6Al4V b) Ti6AL4V + DLC .....	47
Obr. 5-3 Povrch hlavice CoCrMo .....	48
Obr. 5-4 Povrch hlavice FeNiCr .....	48
Obr. 5-5 Povrch hlavice Ti6Al4V .....	49
Obr. 5-6 Ti6Al4V + DLC .....	49
Obr. 5-7 Graf drsnosti povrchu hlavice .....	50
Obr. 5-8 Fotografie oblasti vrchlíku hlavice s DLC povlakem.....	50
Obr. 5-9 Graf šikmosti povrchu hlavice .....	51
Obr. 5-10 Graf špičatosti povrchu hlavice .....	51
Obr. 5-11 Snímky povrchu acetabulárních jamek snímcích a) a b) UHMWPE jamka c) PMMA jamka d) skleněná jamka.....	52
Obr. 5-12 Tření s UHMWPE jamkou .....	53
Obr. 5-13 Průměrné hodnoty tření s UHMWPE jamkou.....	53
Obr. 5-14 Tření s PMMA jamkou .....	54
Obr. 5-15 Průměrné hodnoty tření s PMMA jamkou.....	54
Obr. 5-16 Poškození povrchu Ti6Al4V .....	55
Obr. 5-17 Hodnoty smáčivosti.....	55
Obr. 5-18 Kalibrační snímky optické interferometrie .....	56
Obr. 5-19 Vývoj tloušťky mazacího filmu .....	56
Obr. 5-20 Vývoj tloušťky mazacího filmu – detail dynamické části.....	57
Obr. 5-21 Oblast poškození chromové vrstvy.....	57
Obr. 5-22 Interferenční snímky a) 0s počátek statického zatěžování b) 270 s konec statického zatěžování, c) 330 s první překmit, d) poslední překmit .....	58
Obr. 5-23 Vývoj fluorescenční intenzity albuminu.....	60
Obr. 5-24 Detail dynamické části vývoje normalizované fluorescenční intenzity albuminu .....	61
Obr. 5-25 Fluorescenční snímky a) 0 s. počátek statického zatěžování b) 270 s. konec statického zatěžování, c) 330 s. první překmit, d) poslední překmit .....	62
Obr. 5-26 Vývoj normalizované fluorescenční intenzity globulinu .....	63

Obr. 5-27 Detail dynamické části vývoje normalizované fluorescenční intenzity globulinu .....	64
Obr. 5-28 Vývoj normalizované fluorescenční intenzity kyseliny hyaluronové .....	64
Obr. 5-29 Detail dynamické části vývoje normalizované fluorescenční intenzity kyseliny hyaluronové.....	65

## 12 SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Testované acetabulární jamky .....	34
Tab. 2 Testované femorální hlavice .....	35
Tab. 3 Složení synoviální kapaliny.....	36
Tab. 4 Drsnost povrchu jamek.....	52
Tab. 5 Pravděpodobnost oddělení kontaktních ploch.....	59