



# 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 BIOMATERIÁLŮ S MODIFIKACÍ POVRCHU PRO KLOUBNÍ IMPLANTÁTY

FRICITION AND LUBRICATION OF BIOMATERIALS WITH MODIFIED SURFACES FOR JOINT IMPLANTS

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Adam Gelnar

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2025



# Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Bc. Adam Gelnar**  
Studijní program: Konstrukční inženýrství  
Studijní obor: bez specializace  
Vedoucí práce: **doc. Ing. David Nečas, Ph.D.**  
Akademický rok: 2024/25

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

## **Tření a mazání biomateriálů s modifikací povrchu pro kloubní implantáty**

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

Počet náhrad velkých kloubů člověka s každým rokem narůstá, přičemž se očekává další prudký nárůst kolem roku 2030. Navzdory pokroku ve výzkumu a vývoji biomateriálů používaných pro kloubní implantáty je stále předmětem řady diskusí životnost náhrad. Jednou z cest, která nachází uplatnění ve stále širším měřítku, je modifikace povrchu náhrad buď pomocí mikrotextury nebo ve formě tvrdých povlaků na bázi uhlíku nebo keramiky. V obou uvedených případech dochází ke zlepšení třecích a mazacích podmínek, které se projeví sníženou mírou opotřebení.

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

### **Cíle diplomové práce:**

Hlavním cílem práce je popsat vývoj součinitele tření a formování mazacího filmu při využití biomateriálů s modifikovaným povrchem. Experimenty budou primárně provedeny v pin-on-plate konfiguraci při snaze objektivně posoudit vliv modifikace oproti konvenčním materiálům.

Dílčí cíle diplomové práce:

- provést kritickou rešerši přehledových vědeckých článků mapujících možnosti modifikace povrchu implantátů,
- stanovit vhodné materiálové dvojice, definovat podmínky experimentů,
- realizovat reciproční testy tření a pozorovat kontakt pomocí fluorescenční mikroskopie,
- analyzovat topografii povrchu před a po provedených tribologických testech,
- detailně diskutovat získané poznatky, kriticky a objektivně posoudit možnosti modifikace ve vztahu k budoucímu vývoji náhrad.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

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

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

<https://www.ustavkonstruovani.cz/texty/magisterske-studium-ukonceni/>

### **Seznam doporučené literatury:**

ALLEN, Quentin a Bart RAEYMAEKERS. 2021. Surface texturing of prosthetic hip implant bearing surfaces: A review. *Journal of Tribology*. 1-56.

SKJÖLDEBRAND, Charlotte, Joanne L. TIPPER, Peter HATTO, Michael BRYANT, Richard M. HALL a Cecilia PERSSON. 2022. Current status and future potential of wear-resistant coatings and articulating surfaces for hip and knee implants. *Materials Today Bio*. 15.

KASHYAP, Vivek a Penchaliah RAMKUMAR. 2022. DLC coating over pre-oxidized and textured Ti6Al4V for superior adhesion and tribo-performance of hip implant. *Surface and Coatings Technology*. 440.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2024/25

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

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

## ABSTRAKT

Povrchové úpravy biomateriálů, jako jsou DLC povlaky a mikrotexturování, mohou výrazně prodloužit životnost kloubních náhrad díky zlepšení jejich tribologických vlastností. Mechanické opotřebení třecích ploch je hlavní příčinou selhání implantátů, a proto kombinace vhodných materiálů a povrchových úprav může hrát klíčovou roli při zajištění jejich spolehlivosti a dlouhodobé výkonnosti. Cílem práce bylo experimentálně posoudit vliv DLC povlaků, mikrotextrur a jejich kombinace na procesy tření, mazání a opotřebení u biomateriálů CoCrMo a Ti6Al4V. Byly provedeny reciproční třecí testy v konfiguraci pin-on-plate a analýza topografie povrchů. U vybraných dvojic byl sledován také vývoj tloušťky mazacího filmu pomocí fluorescenční mikroskopie a opotřebení při dlouhodobých testech. Výsledky naznačují, že DLC povlaky snižují opotřebení, ale mohou zvyšovat součinitel tření, zejména při kontaktu s UHMWPE. Mikrotextrury vedly k vyššímu tření kvůli zvýšené drsnosti povrchu způsobené technologií výroby. Nejlepších výsledků bylo dosaženo kombinací povlakování a texturování, což vedlo ke snížení opotřebení a tvorbě stabilního mazacího filmu. Titanové slitiny vykazovaly lepší smáčivost a schopnost udržet mazivo v kontaktu, což vedlo k silnější mazací vrstvě než u slitin CoCrMo. Orientace textur měla také významný vliv, přičemž vodorovné drážky dosahovaly nejnižšího tření. Zjištění práce potvrzují, že kombinace povrchových úprav, zejména u Ti6Al4V, může výrazně zvýšit spolehlivost a životnost kloubních náhrad, což činí tento biomateriál perspektivním pro další výzkum a širší uplatnění v implantologii.

## KLÍČOVÁ SLOVA

Modifikace povrchu, kloubní náhrada, DLC povlak, textura povrchu, součinitel tření, tvorba mazacího filmu, opotřebení povrchu

## ABSTRACT

Surface treatments of biomaterials, such as DLC coatings and microtexturing, can significantly extend the lifespan of joint replacements by enhancing their tribological properties. Mechanical wear of friction surfaces is a leading cause of implant failure, which makes the combination of appropriate materials and surface treatments essential for ensuring reliability and long-term performance. The aim of this study was to experimentally assess the effects of DLC coatings, microtextures, and their combination on friction, lubrication, and wear processes in CoCrMo and Ti6Al4V biomaterials. Reciprocal friction tests in pin-on-plate configuration and surface topography analysis were performed. The evolution of lubricating film thickness was also monitored for selected pairs using fluorescence microscopy and wear in long-term tests. The results suggest that DLC coatings reduce wear but may increase the friction coefficient, particularly when in contact with UHMWPE. Microtextures led to increased friction, likely due to higher surface roughness caused by the manufacturing process. The best results were obtained through the combination of coating and texturing, which resulted in reduced wear and the formation of a stable lubricating film. Titanium alloys demonstrated better wettability and a greater ability to retain lubricant in contact, leading to a thicker lubrication film compared to CoCrMo alloys. Texture orientation also had a significant impact, with horizontal grooves showing the lowest friction. The findings of this study confirm that the combination of surface treatments, particularly with Ti6Al4V, can significantly improve the reliability and longevity of joint replacements, making this biomaterial a promising candidate for further research and broader application in implantology.

## KEYWORDS

Surface modification, joint replacement, DLC coating, surface texture, coefficient of friction, lubricant film formation, surface wear

## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

GELNAR, Adam. *Tření a mazání biomateriálů s modifikací povrchu pro kloubní implantáty*. Brno, 2025, 108 s. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/165769>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. David Nečas, Ph.D.



## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád vyjádřil upřímné poděkování vedoucímu mé diplomové práce, doc. Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady, vstřícnost a trpělivost během celého řešení této práce. Velmi si vážím jeho podpory, konstruktivních podnětů i času a zájmu věnovaného konzultacím, stejně jako zajištění potřebného materiálového vybavení a podmínek pro realizaci experimentů. Zvláštní poděkování patří také mé rodině a blízkým, kteří mi byli po celou dobu studia nepostradatelnou oporou.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

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

.....

Podpis autora



# OBSAH

<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	Kritická rešerše	16
2.2.1	Modifikace povrchů biomateriálů	17
2.2.2	Povlaky – metody nanášení a jejich typy	18
2.2.3	Tribologické vlastnosti DLC povlaků	19
2.2.4	Textury – metody texturování a jejich geometrie	20
2.2.5	Tribologické vlastnosti texturovaných povrchů	21
2.2.6	Tribologické vlastnosti kombinace modifikací povrchů	24
2.2.7	Vliv maziva a orientace textur na tribologické vlastnosti	25
2.2.8	Formování mazacího filmu synoviální kapaliny	27
2.2.9	Experimentální podmínky, používané simulátory	29
2.3	Shrnutí hlavních zjištění	31
2.4	Mezera v poznání	33
<b>3</b>	<b>CÍL PRÁCE</b>	<b>34</b>
3.1	Cíle výzkumu	34
3.2	Výzkumné otázky	34
3.3	Výzkumné hypotézy	35
<b>4</b>	<b>MATERIÁL A METODY</b>	<b>37</b>
4.1	Metodika	37
4.2	Experimentální zařízení a přístrojové vybavení	38
4.2.1	Aparatura pro měření smáčivosti	38
4.2.2	Optický profilometr – Bruker Contour GT X8	39
4.2.3	Multifunkční tribometr – Bruker UMT TriboLab	39
4.2.4	Univerzální tribometr – Anton Paar TRB <sup>3</sup>	40
4.2.5	Univerzální tribometr s optickým systémem – „The Beast“	40
4.2.6	Simulátor pro studium opotřebení	41
4.3	Materiál a testovací podmínky	42
4.3.1	Materiálové vlastnosti, zátěžné podmínky	42
4.3.2	Třecí testy DLC povlaků – součinitel tření	43
4.3.3	Třecí testy modifikací povrchů – součinitel tření	45
4.3.4	Analýza formování mazacího filmu	48

4.3.5	Analýza opotřebení	49
4.3.6	Maziva	49
4.3.7	Postup měření při třecích testech	50
4.4	<b>Metodika vyhodnocení dat</b>	<b>50</b>
4.4.1	Smáčivost povrchu	50
4.4.2	Topografie povrchu	51
4.4.3	Součinitel tření	52
4.4.4	Fluorescenční mikroskopie – formování mazacího filmu	53
4.4.5	Opotřebení povrchu	54
4.5	Testované predikce	55
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b>	<b>56</b>
5.1	Smáčivost povrchů	56
5.2	Topografie povrchů	60
5.3	Testy tření – součinitel tření	64
5.4	Analýza formování mazacího filmu	71
5.5	Analýza opotřebení	74
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>76</b>
6.1	Interpretace výsledků	76
6.1.1	Třecí testy DLC povlaků	76
6.1.2	Třecí testy modifikací povrchů	79
6.1.3	Analýza formování mazacího filmu	82
6.1.4	Analýza opotřebení	82
6.1.5	Omezení studie	83
6.1.6	Směry budoucího výzkumu	85
6.2	Verifikace hypotéz	87
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>89</b>
<b>8</b>	<b>VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV</b>	<b>91</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>93</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>101</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>103</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>107</b>
<b>13</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>108</b>

# 1 ÚVOD

V posledních letech dochází k nárůstu počtu operací zaměřených na výměnu některého z kloubů, zejména kyčelních a kolenních. Tento trend souvisí nejen se stárnutím populace, ale také s rostoucím počtem úrazů u mladších pacientů. Ve Spojených státech se každoročně provede více než 300 000 operací kyčelního a přes 500 000 operací kolenního kloubu [1]. Okolo roku 2040 se navíc očekává, že celkový počet těchto operací vzroste až na téměř 2 miliony ročně [2]. S prodlužující se délkou života a rostoucími nároky na dlouhodobou fyzickou aktivitu se však stále více ukazuje zásadní problém – omezená životnost těchto endoprotéz, která obvykle činí pouze 15 až 20 let.

V současnosti existuje několik materiálových kombinací pro nosné povrchy kloubních náhrad, mezi které patří kov na polyethylen (MoP), kov na kov (MoM), keramika na polyethylen (CoP) a keramika na keramiku (CoC). Třecí páry typu „hard-on-hard“ (MoM, CoC) se sice vyznačují nižší mírou opotřebení, nicméně mohou vést k zásadním komplikacím, jako je uvolňování kovových iontů, které jsou potenciálně nebezpečné pro lidský organismus, nebo skřípání během pohybu. Častěji se proto v klinické praxi používají páry typu „hard-on-soft“ (MoP, CoP), které sice vykazují vyšší míru opotřebení, ale zároveň disponují vysokou lomovou houževnatostí a dlouhodobě prokázanou klinickou spolehlivostí.

Bez ohledu na typ materiálové kombinace se však v průběhu času nevyhnutelně objeví problém mechanického opotřebení povrchů, při němž dochází k uvolňování mikročástic opotřebení do organismu. Tyto částice se ukládají v okolních tkáních, mohou vyvolat zánětlivé reakce a následně vést až k osteolýze, tedy destrukci kostní hmoty, což často vede až k uvolnění implantátu. V takovém případě je nutná revizní operace, která je nejen technicky náročnější a rizikovější pro pacienta, ale zároveň znamená výraznou finanční zátěž pro zdravotní systém.

Prodloužení životnosti endoprotéz je klíčovým cílem současného vývoje, zejména u mladších pacientů, kteří podstupují náhradu kloubu v důsledku úrazů, například při sportu. Vzhledem k jejich vyšší fyzické zátěži a delší očekávané délce života je pravděpodobnější, že svůj implantát „přežijí“, což povede ke zvýšení počtu revizních zákroků v budoucnu. Hledání vhodných materiálů a povrchových úprav, které by minimalizovaly tření, ale především opotřebení, je tedy zásadní nejen pro zlepšení kvality života pacientů, ale i pro udržitelný rozvoj zdravotní péče.

Pro prodloužení životnosti implantátů je nezbytné použít materiály, které jsou biokompatibilní, vykazují vysokou odolnost proti otěru, zvýšenou tvrdost a jsou odolné proti korozi. Možným řešením je modifikace povrchů materiálů, například povlakování tvrdými povlaky, které nejen zvyšují tvrdost, ale také snižují drsnost povrchu a tím redukuje opotřebení. Další možností je texturování povrchů, díky kterému je možné zlepšit mazání,

snížit tření a opotřebení, a které dokáže současně zachytávat otěrové částice, čímž brání jejich šíření do organismu. Kombinace těchto přístupů by poté mohla přinést efektivní řešení pro zlepšení výkonnosti implantátů. Aby texturované a povlakované implantáty splňovaly požadavky na bezpečnost a účinnost, musí nicméně vykazovat minimálně stejné nebo lepší tribologické vlastnosti než běžně používané implantáty a získat potřebná legislativní schválení.

Tato diplomová práce se zaměří na analýzu třecích vlastností a topografie povrchu dvou nejběžnějších materiálů používaných pro implantáty – slitiny CoCrMo a Ti6Al4V – a to s různými povrchovými modifikacemi. Mimo hodnocení jednotlivých modifikací bude zkoumán i vliv použitých maziv na tření, přičemž třecí experimenty budou podpořeny hodnocením chování mazacího filmu v kontaktu. Práce se dále zaměří také na opotřebení třecích povrchů na základě dlouhodobých testů tření. Očekává se, že výstupy této práce přinesou cenné vědecké poznatky, které mohou výrazně přispět k dalšímu výzkumu a vývoji v oblasti kloubních náhrad a napomoci tak hledání inovativních povrchových modifikací materiálů, jež budou mít potenciál pro široké využití v budoucnu.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Rešeršní metody

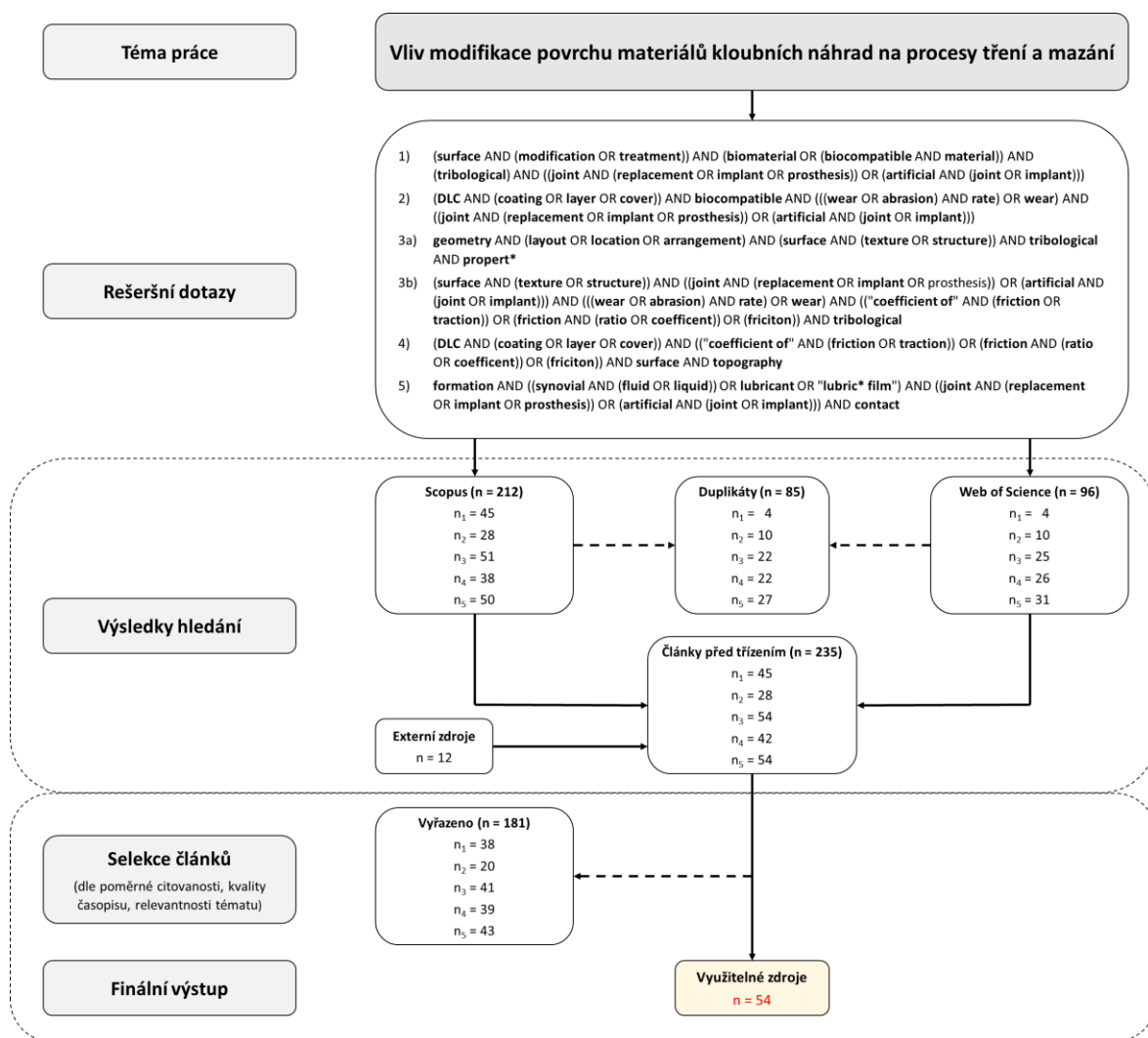
Cílem systematické rešerše bylo nalézt studie hodnotící chování různých povrchových modifikací běžně využívaných materiálů kloubních náhrad a na jejich základě analyzovat vliv změn experimentálních parametrů a podmínek na tribologické chování testovaných materiálových dvojic s upraveným povrchem. Zároveň měla rešerše identifikovat optimální strategii úpravy povrchů konvenčně vyráběných náhrad, která by vedla ke snížení součinitele tření a minimalizaci opotřebení v porovnání s třecími páry bez těchto modifikací.

Na základě definovaného cíle systematické rešerše bylo formulováno pět otázek, které umožnily detailnější analýzu zkoumaného problému:

- 1) Jak lze **modifikovat povrchy biomateriálů** pro zlepšení **tribologických vlastností konvenčně vyráběných kloubních náhrad**?
- 2) Jakým způsobem ovlivňují **biokompatibilní povlaky míru opotřebení kloubních náhrad**?
- 3) Jak ovlivňuje **geometrie, tvar a rozložení textur** výsledné **tribologické vlastnosti materiálů kloubních implantátů**?
- 4) Jak ovlivňují **DLC povlaky** či **textura povrchů součinitel tření a topografii povrchu**?
- 5) Jak **modifikace povrchu kloubních náhrad** ovlivní **formování mazacího filmu synoviální kapaliny v kontaktu**?

Z těchto otázek vznikly konkrétní rešeršní dotazy, které byly zadány do databází Scopus a Web of Science, ve kterých byly nalezeny relevantní zdroje. Tyto zdroje byly následně tříděny v několika fázích. Nejprve byly odstraněny duplikáty vyskytující se v obou databázích, poté byly vyřazeny články s nízkou poměrnou citovaností a studie publikované v časopisech kvartilů Q3 a Q4. V poslední fázi proběhlo vyřazování na základě relevance tématu, tedy po přečtení abstraktů nebo celých článků.

Celkem bylo získáno 320 článků napříč všemi rešeršními dotazy, z nichž 54 bylo uloženo k finální analýze v rámci systematické rešerše. Mezi vybrané články bylo zařazeno také 12 externích zdrojů získaných od vedoucího práce, resp. zdrojů využitých v předchozí bakalářské práci. Celý proces třídění nalezených článků, včetně konkrétních rešeršních dotazů k jednotlivým otázkám, je uveden v PRISMA diagramu (Obr. 2-1).



Obr. 2-1 PRISMA diagram výběru relevantních literárních pramenů

## 2.2 Kritická rešerše

Výměna kyčelního nebo kolenního kloubu dnes patří mezi běžné chirurgické zákroky s vysokou úspěšností. Tento typ operace představuje klíčovou možnost léčby pokročilých forem artritidy. Na materiály používané pro výrobu implantátů jsou kladeny vysoké nároky – musí být odolné vůči opotřebení a korozi, vykazovat vysokou tvrdost i lomovou houževnatost. Neméně důležitá je také jejich biokompatibilita, tedy schopnost dobře interagovat s lidským organismem bez vyvolání nežádoucích reakcí. V současnosti mají kloubní náhrady životnost přibližně 15 až 20 let, než dojde k jejich selhání – nejčastěji v důsledku periprotetické osteolýzy, tedy úbytku kosti v okolí implantátu způsobeného reakcí na opotřebené částice materiálu. [3, 4]

Opotřebení nebo koroze materiálů používaných v umělých kloubech může vést k selhání implantátu s fatálními následky. Většina současných protéz je tvořena kovovou nebo

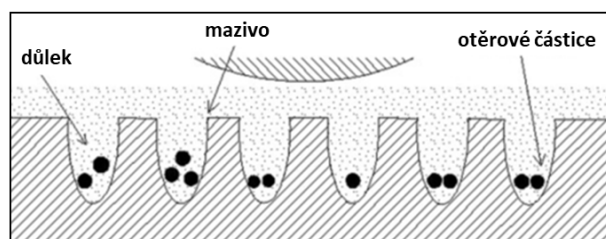
keramickou hlavicí, která se pohybuje po druhé třecí ploše, jež bývá vyrobena z polymeru. Nejčastěji používanými kovovými materiály jsou slitina kobaltu, chromu a molybdenu (CoCrMo) nebo titanová slitina Ti6Al4V. Polymerní složka bývá obvykle vyrobena z ultravysokomolekulárního polyethylenu (UHMWPE). Hlavní příčinou periprotetické osteolýzy je imunitní reakce těla na mikroskopické polyethylenové částice, které vznikají v důsledku opotřebení třecích ploch během provozu kloubní náhrady. Z tohoto důvodu bývá tato kombinace materiálů v některých případech nahrazována dvojicí tvrdých materiálů, například kov–kov. Tato varianta sice vykazuje nižší míru opotřebení, ale zároveň produkuje značné množství kovových iontů, které jsou pro lidský organismus toxické a mohou vyvolávat nežádoucí biologické reakce. [3–5]

Z tohoto důvodu se vědecké studie zaměřují na úpravu povrchů implantátů s cílem zvýšit jejich spolehlivost a výrazně prodloužit jejich životnost. I přesto, že pokroky v konstrukci a výběru materiálů již významně zlepšily kvalitu života pacientů, umělé klouby stále nejsou dokonalé. Největší potenciál pro další zlepšení se stále skrývá zejména v oblasti povrchových úprav [3].

## 2.2.1 Modifikace povrchů biomateriálů

Modifikace povrchu běžně používaných materiálů kloubních náhrad za účelem zlepšení jejich tribologických vlastností může probíhat dvěma hlavními způsoby. Prvním z nich je aplikace tvrdých povlaků, které jsou odolné vůči otěru. Druhým přístupem je vytvoření mikrotextury povrchů, jež dokáže efektivně zachytávat otěrové částice (Obr. 2-2), což přispívá ke snížení míry opotřebení. Na základě těchto předpokladů je možné uvažovat o kombinaci obou metod, která by umožnila využít pozitivních vlastností každého z těchto přístupů. [3, 6–8]

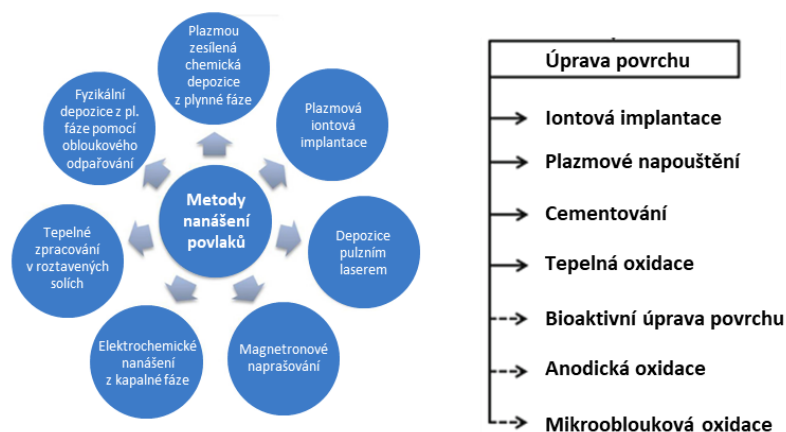
Aplikace tvrdých povlaků by měla zvýšit tvrdost základních materiálů, přičemž hlavním cílem je chránit povrchy před opotřebením. V současnosti však představuje významný problém možný výskyt delaminace třecí vrstvy po delší době používání. Z tohoto důvodu nelze zatím jednoznačně doporučit použití těchto povlaků [9]. Mikrotexturování povrchu materiálu pak přináší další výhody, jako je například snížení součinitele tření. Důlky současně slouží jako zásobníky maziva, což vede ke zvýšení hydrodynamického tlaku, oddělení třecích ploch a tím pádem k nižší míře opotřebení. [3, 6–8]



Obr. 2-2 Zachytávání otěrových částic v textuře [8]

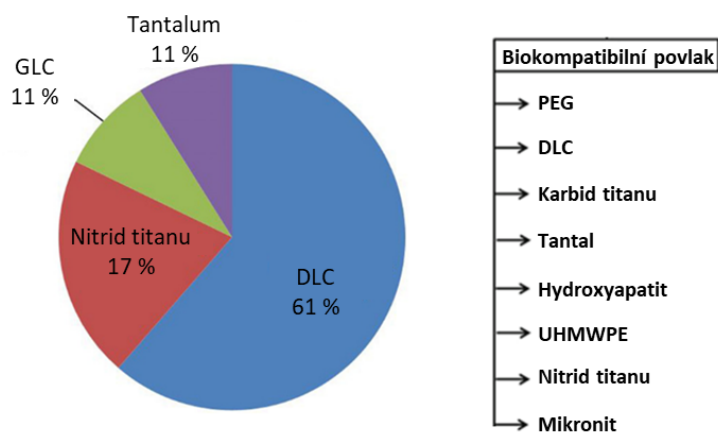
## 2.2.2 Povlaky – metody nanášení a jejich typy

Snížení míry opotřebení běžně používaných materiálů lze dosáhnout úpravou jejich povrchů pomocí povlakování, jehož hlavním cílem je zamezit uvolňování částic základního materiálu do organismu. Povlaky lze nanášet několika různými metodami (Obr. 2-3), které se zjednodušeně rozdělují na chemické (CVD) a fyzikální (PVD) napařování, elektrodepozici, tepelné zpracování v solných lázních nebo iontovou implantaci. [4, 10]



Obr. 2-3 Metody nanášení povlaků na základní materiál [4, 10]

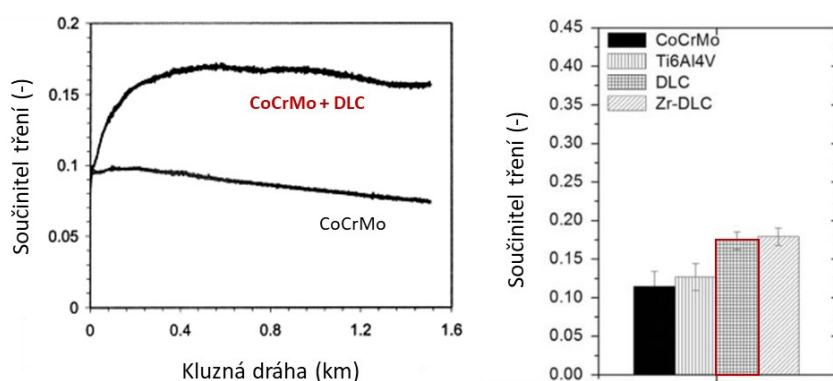
Povlaky lze také třídit (Obr. 2-4), přičemž nejběžnější jsou ty na bázi uhlíku (DLC či GLC), dále pak keramické povlaky, jako jsou karbidy či nitridy [4, 10]. Zajímavou alternativou může být povlak z tantalu, který je inertní vůči organickým tkáním [11]. Největší pozornost ve vědeckých studiích se však věnuje výzkumu DLC povlaků, které díky své prokázané biokompatibilitě představují perspektivní řešení.



Obr. 2-4 Různé typy využívaných povlaků pro snížení opotřebení [4, 10]

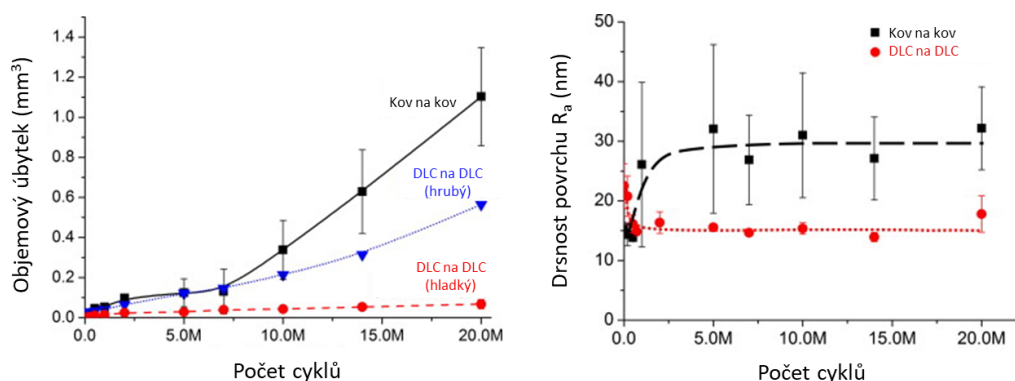
## 2.2.3 Tribologické vlastnosti DLC povlaků

Většina nalezených publikací [12–16] uvádí, že aplikace DLC povlaků na základní materiál má negativní vliv na výsledné hodnoty součinitele tření. Je tedy dosahováno vyšších hodnot tření ve srovnání s neošetřenými materiály, což ilustrují grafy s výsledky (Obr. 2-5) vybraných studií [12, 14]. Na druhou stranu, DLC povlaky mají pozitivní vliv na snížení míry opotřebení, přičemž po experimentech vykazují nízké hodnoty drsnosti povrchů, což se jeví jako jejich hlavní výhoda.



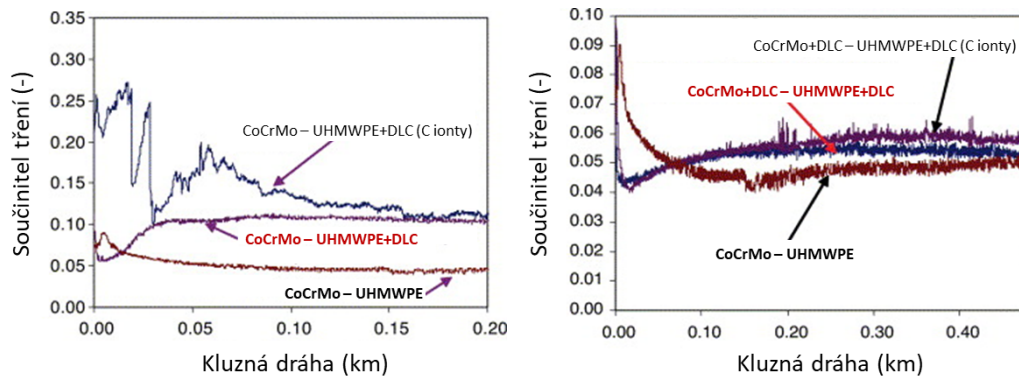
Obr. 2-5 Srovnání součinitele tření nepovlakovaných materiálů se vzorky s DLC povlakem [12, 14]

Studie Thorwartha a kol. [17] (Obr. 2-6) poté ukazuje, že aplikace DLC povlaku na oba třecí povrchy může vést k nižší míře opotřebení a zlepšení drsnosti povrchu ve srovnání s materiály bez povlaku. Výsledky této publikace zároveň ukazují výrazně nižší drsnost povrchu po provedených testech, přičemž bezprostředně po povlakování byla drsnost povrchu vyšší než u referenčního materiálu.



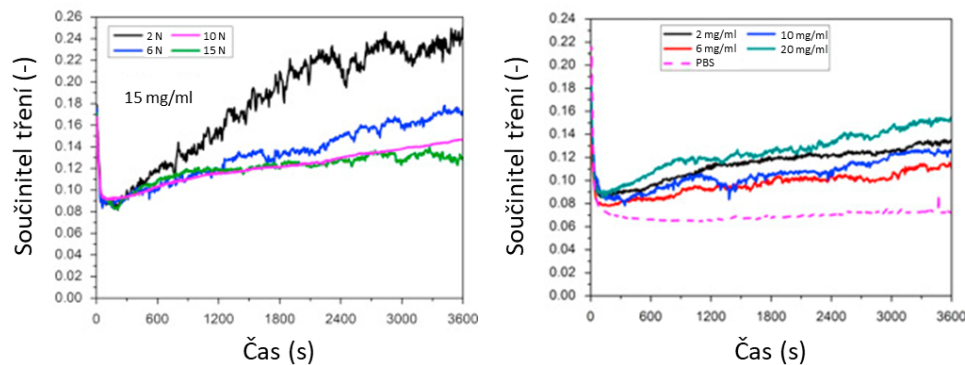
Obr. 2-6 Zlepšení tribologických vlastností po aplikaci DLC povlaku [17]

Sheeja a kol. [13] se ve své studii věnovali podobné problematice jako předchozí studie, kdy srovnávali povlakování jednoho, resp. dvou povrchů. Z Obr. 2-7 je patrné, že povlakování obou třecích ploch výrazně zlepšilo třecí vlastnosti ve srovnání s povlakováním pouze jednoho povrchu. Nejenže bylo dosaženo nižšího součinitele tření, ale jeho hodnota se velmi blížila hodnotě tření neošetřených povrchů.



Obr. 2-7 Povlakování jednoho vs. povlakování obou třecích povrchů [13]

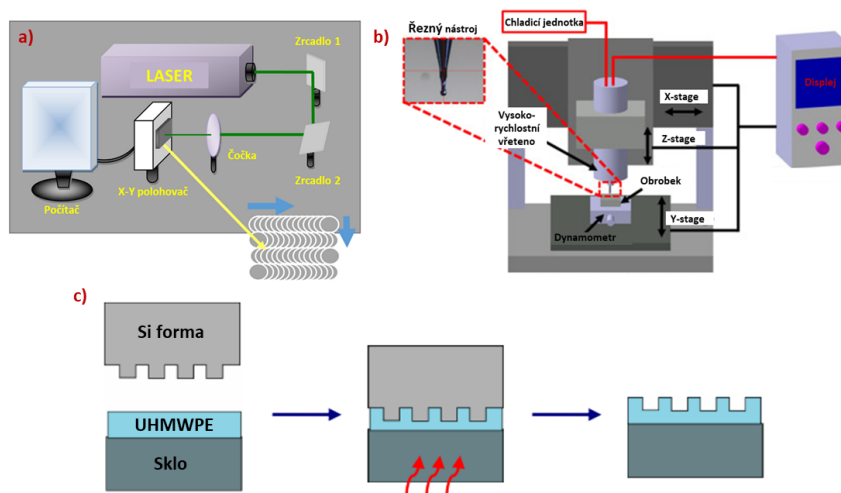
V dalších studiích je možné sledovat vývoj součinitele tření při změně experimentálních podmínek (Obr. 2-8). Zásadní vliv na výsledky má hodnota zatížení, přičemž Guo a kol. [18] ve své studii ukazují, že při vyšším zatížení dochází k nižšímu součiniteli tření, neboť jsou snadněji překonány adhezní síly v kontaktu. Tito autoři také zkoumali vliv koncentrace maziva a došli k závěru, že větší množství proteinů v mazivu zvyšuje hodnoty součinitele tření.



Obr. 2-8 a) Vliv zatížení, resp. b) vliv koncentrace maziva na hodnoty tření [18]

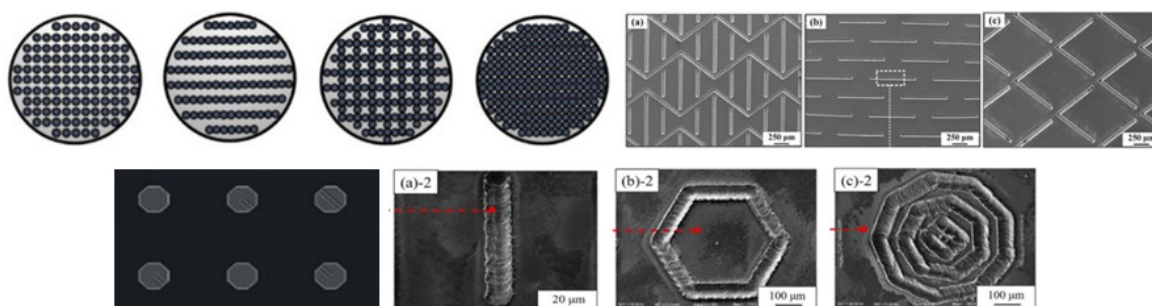
## 2.2.4 Textury – metody texturování a jejich geometrie

Zlepšení tribologických vlastností současných materiálů lze dosáhnout texturováním jejich povrchů. Důlky lze vytvářet několika způsoby (Obr. 2-9), přičemž nejběžnějším postupem je využití laseru [19]. Dalšími možnostmi jsou například CNC obrábění nebo frézování [20]. Mezi netradiční postupy poté patří například texturování polymerů metodou NIL (nanoimprint lithography), při níž se forma mechanicky vtačuje do materiálu za vysokého tlaku a teploty, což umožňuje vytváření velmi precizních textur na povrchu [21].



Obr. 2-9 a) Výroba textur pomocí laseru [19], b) mikrofrézováním [20], c) metodou NIL [21]

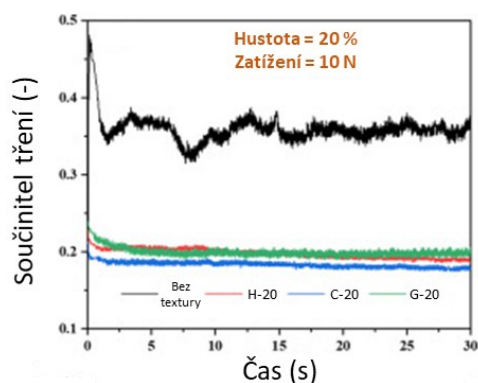
Tvary textur použitých v jednotlivých experimentálních studiích mohou být velmi rozmanité. Nejčastěji se jedná o různé důlky, čáry či mřížky, nicméně se občas mohou vyskytnout také složitější tvary (Obr. 2-10). Většina návrhů textur přitom zachovává určitou symetrii [22–25]. Co se týče konkrétních geometrických parametrů, jako je hustota pokrytí povrchu ( $S_p$ ) a poměr hloubky textury k jejímu průměru ( $\varepsilon$ ), jejich hodnoty se napříč studii výrazně liší. Hustota pokrytí povrchu se v jednotlivých studiích pohybuje v rozmezí 5–91 %, zatímco poměr hloubky k průměru je v rozpětí přibližně 0,017–5 [1].



Obr. 2-10 Různé tvary mikrotextrur na površích testovaných vzorků [22–25]

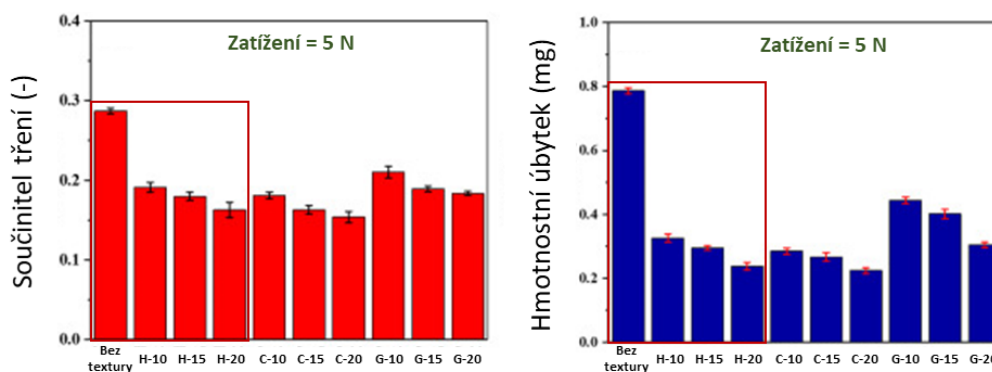
## 2.2.5 Tribologické vlastnosti texturovaných povrchů

Podobně jako v případě povlakování ukazují různé studie [20–29], že aplikace mikrotextrur na povrch materiálu může vést ke snížení součinitele tření (Obr. 2-11), a to zejména díky zmenšení kontaktní plochy. Povrchová úprava pomocí důlků navíc přispívá ke stabilnějšímu průběhu tření, jak uvádí například studie Hana a kol. [25].



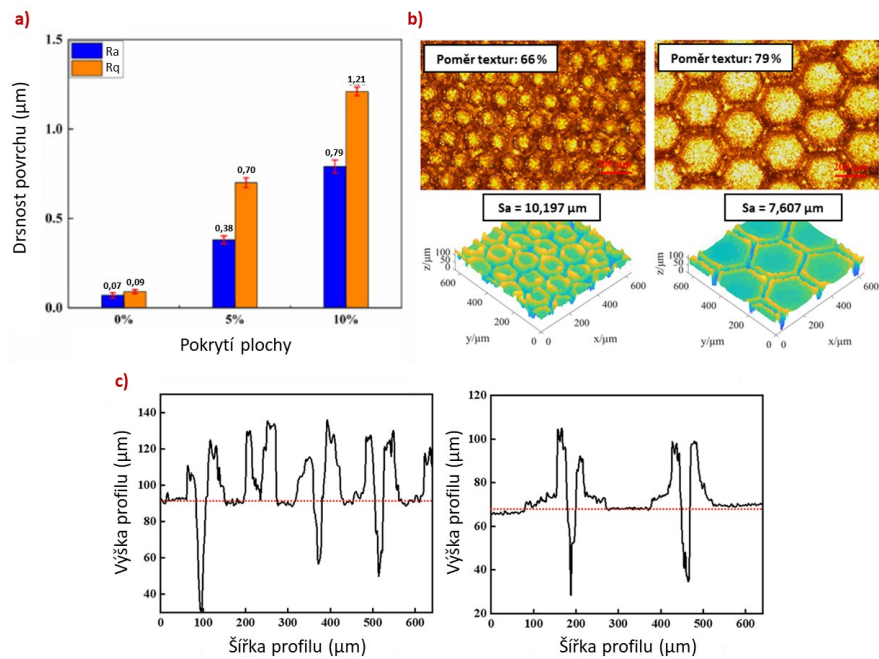
Obr. 2-11 Vliv texturování povrchu na hodnoty součinitele tření [25]

Tatáž studie se zabývá také vlivem úrovně pokrytí povrchu, tedy poměrem plochy vytvořených důlků k původnímu netexturovanému povrchu. S rostoucí mírou pokrytí dochází ke zmenšení kontaktní oblasti, což vede ke snížení součinitele tření i míry opotřebení kontaktu (Obr. 2-12).



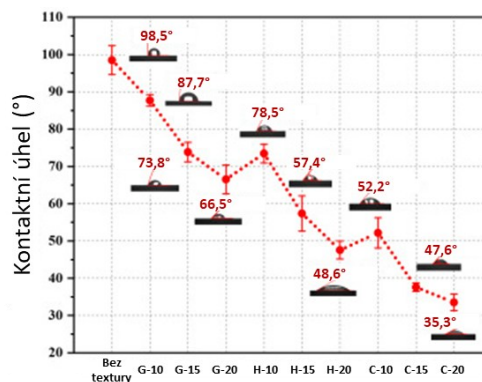
Obr. 2-12 Vliv pokrytí povrchu texturou na tření a opotřebení [25]

Se zvyšující se mírou pokrytí však zároveň roste drsnost povrchu [26, 27], jak je podrobněji znázorněno na Obr. 2-13. Zvýšená drsnost vzniká v důsledku samotného procesu texturování, při němž laser vytváří drobné výstupky materiálu na okrajích textur, které mohou při experimentech působit komplikace. Z tohoto důvodu je před zahájením testování nutné povrchy vzorků důkladně zkontrolovat a v případě potřeby provést jejich doleštění, aby bylo dosaženo požadovaných vlastností materiálu [27].

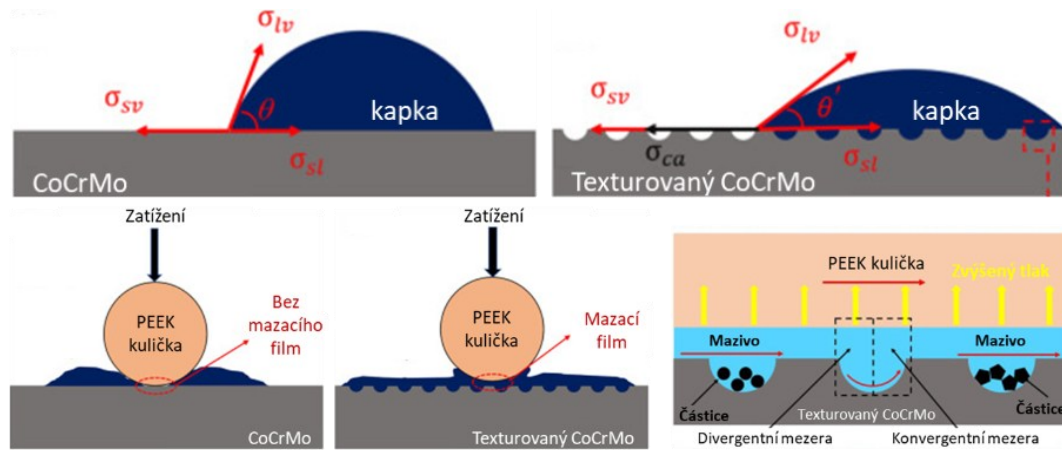


Obr. 2-13 a), b) Změna drsnosti povrchu po texturování, resp. c) tvorba výrůstků [26, 27]

Han a kol. [25] ve své publikaci také zkoumali vliv smáčivosti na výsledné hodnoty součinitele tření. Zjistili, že při vyšší míře pokrytí povrchu důlky dochází současně ke snížení kontaktního úhlu smáčivosti (Obr. 2-14). Přítomnost povrchových textur tedy zvyšuje smáčivost povrchu, čímž přispívá k příznivějším mazacím podmínkám v kontaktu (Obr. 2-15). Zatímco při tření mezi neupravenou deskou a zatěžujícím tělesem mazivo z kontaktu uniká, texturovaný povrch jej zadržuje v důlcích a udržuje tak stabilní mazací film. Důlky zároveň slouží jako rezervoáry pro zachytávání částic opotřebení, což představuje další výhodu této povrchové úpravy.



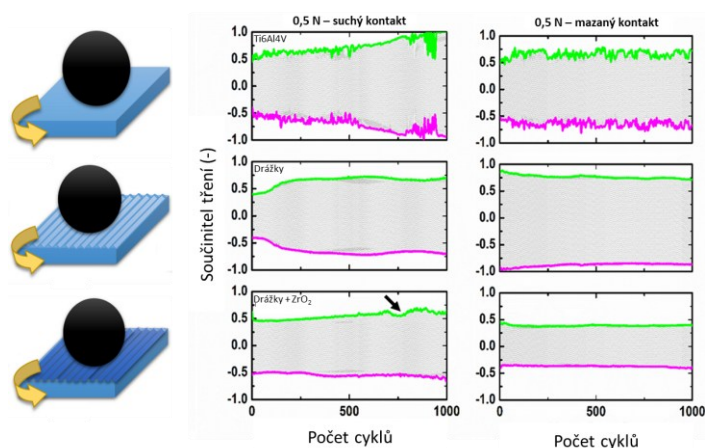
Obr. 2-14 Změna úhlu smáčivosti při různé úrovni pokrytí materiálu texturou [25]



Obr. 2-15 Chování maziva při využití texturovaného povrchu [25]

## 2.2.6 Tribologické vlastnosti kombinace modifikací povrchů

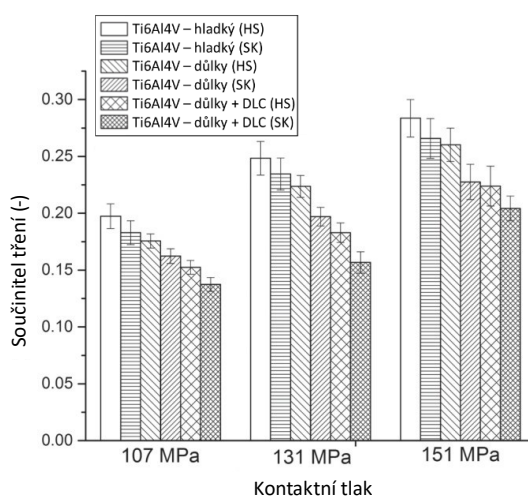
Současné využití tvrdého, biokompatibilního povlaku v kombinaci s mikrotexturou povrchu může výrazně přispět ke zlepšení tribologických vlastností studované kontaktní dvojice [19, 20, 30]. Tato povrchová modifikace nejen výrazně snižuje součinitel tření a míru opotřebení, ale zároveň napomáhá ke stabilizaci třecího chování mezi materiály (Obr. 2-16). Studie Kedii a kol. [19] se kromě tohoto efektu zaměřila také na porovnání tribologického chování za podmínek suchého tření a tření v mazaném kontaktu. Obecně platí, že v suchém kontaktu je dosaženo vyšších hodnot součinitele tření.



Obr. 2-16 Zlepšení tribologických vlastností při kombinované modifikaci povrchu [19]

Ghosh a kol. [30] se ve své studii zabývali vlivem povrchové úpravy titanové slitiny Ti6Al4V a porovnávali tři varianty s různými povrchovými úpravami. Jednalo se o neupravený povrch, povrch s důlkovou texturou a texturovaný povrch opatřený DLC povlakem. Zároveň sledovali vliv aplikovaného zatížení a typu použitého maziva – konkrétně hovězího séra a synoviální kapaliny. Výsledky ukázaly, že kombinace texturování s DLC povlakem vede k výraznějšímu snížení součinitele tření než samotné

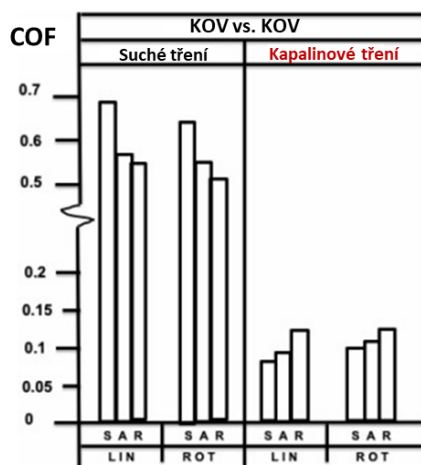
texturování (Obr. 2-17). Dále bylo zjištěno, že vyšší zatížení způsobuje zvýšení tření, pravděpodobně v důsledku větší kontaktní plochy a interakce většího počtu výstupků. Použití synoviální kapaliny následně vedlo k nižším hodnotám tření ve srovnání s experimenty prováděnými s hovězím sérem.



Obr. 2-17 Vliv modifikace povrchu, zatížení a použitého maziva na hodnoty tření [30]

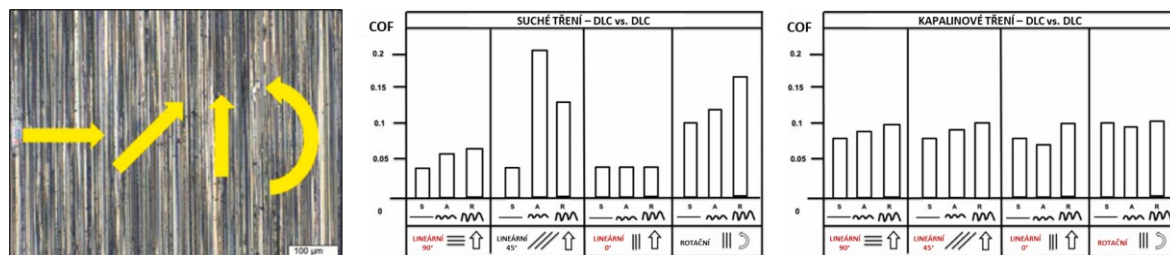
## 2.2.7 Vliv maziva a orientace textur na tribologické vlastnosti

Velmi obsáhlou publikaci vypracovali Holmberg a kol. [31], kteří se zaměřili na vliv mazání a směru pohybu (orientaci textur) na výsledné tření. Studovali interakci dvou neupravených materiálů a dále tření povrchů opatřených DLC povlakem. Z výsledků na Obr. 2-18 je patrné, že při tření kovu na kov (bez využití povlaku) došlo k výraznému snížení tření po aplikaci maziva, což potvrzuje závěry uvedené v jednom z předchozích článků [19].



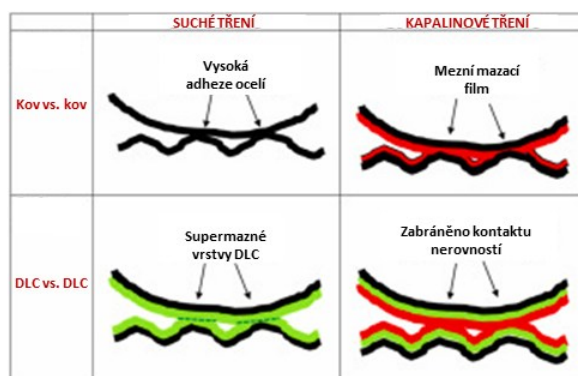
Obr. 2-18 Vliv mazání kontaktu na výsledný součinitel tření [31]

Ve stejné studii [31] poté zkoumali vliv směru pohybu vůči orientaci nerovností (textur) při aplikaci DLC povlaků (Obr. 2-19). Výsledky ukazují, že nejlepších výsledků bylo dosaženo při pohybu ve směru textur nebo kolmo na ně. Při vykonávání recipročního vratného pohybu pod úhlem 45° docházelo k nárůstu součinitele tření, což poté vedlo k vyšším hodnotám tření také při rotačním pohybu. Pokud byl při stejné konfiguraci kontakt mazán, součinitel tření se stabilizoval a byl téměř srovnatelný pro všechny orientace textur, což bylo způsobeno v důsledku oddělení povrchů vrstvou maziva.



Obr. 2-19 Závislost směru pohybu a režimu mazání na třecí vlastnosti materiálů [31]

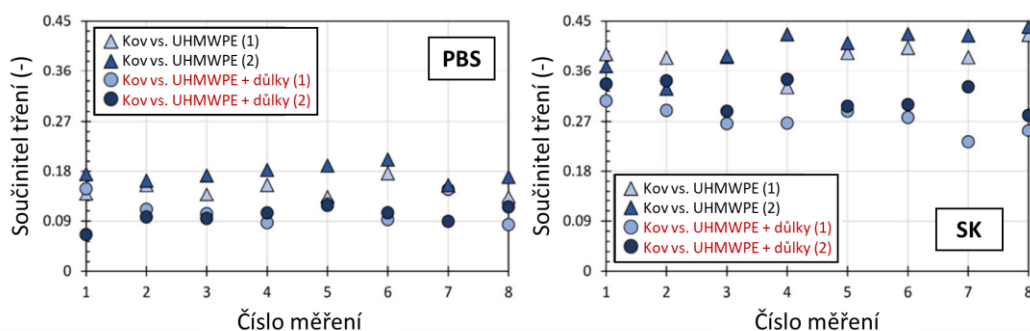
Tyto poznatky byly následně zobecněny a schematicky znázorněny na Obr. 2-20 [31]. Při třecích testech nepovlakovaných materiálů s použitím maziva dochází k oddělení třecích povrchů, což vede ke snížení součinitele tření. Při suchém tření naopak dochází k intenzivní interakci výstupků, což vede ke zvýšené adhezi, která brání zlepšení tribologických vlastností. V případě kontaktu dvou DLC povlaků sice dochází ke snížení opotřebení, nicméně nerovnosti materiálu stále zůstávají v kontaktu, což vede k rozdílu v hodnotách tření v závislosti na směru pohybu. Při následném použití maziva dojde k oddělení povrchů, což zabráni kontaktu nerovností a tím se stabilizuje součinitel tření.



Obr. 2-20 Znárodnění suchého, resp. kapalinového tření pro různé úpravy povrchu [31]

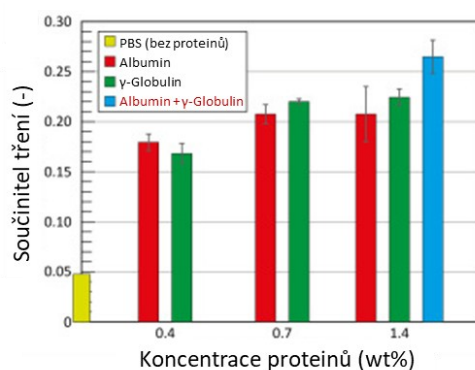
Jedna ze studií Nečase a kol. [28] se podrobněji zaměřila na vliv složení použitého maziva na výsledné tribologické vlastnosti. Podobně jako tato publikace i další studie ukazují, že při použití fyziologického roztoku (PBS) je dosaženo výrazně nižšího tření než při použití modelové synoviální kapaliny [18, 28, 32]. Tento rozdíl je způsoben především obsahem proteinů v synoviální kapalině, které ovlivňují viskozitu a adhezní vlastnosti maziva. PBS

navíc nabízí výhodu neměnného složení, což umožňuje jeho použití jako referenčního maziva pro porovnání výsledků různých studií nebo pro případnou replikaci experimentů. Kromě těchto zjištění je na Obr. 2-21 znázorněn také vliv textury povrchu na hodnoty součinitele tření a stability tření v závislosti na obsahu proteinů v mazivu.



Obr. 2-21 Vliv složení maziva na průběh součinitele tření [28]

Velkou roli hraje také samotné složení synoviální kapaliny, přičemž výsledky třecích testů s komplexní tekutinou, obsahující větší množství různých proteinů, vykazují vyšší hodnoty součinitele tření než experimenty prováděné s kapalinou obsahující pouze jednu dílčí složku, jak je znázorněno na Obr. 2-22 [32].

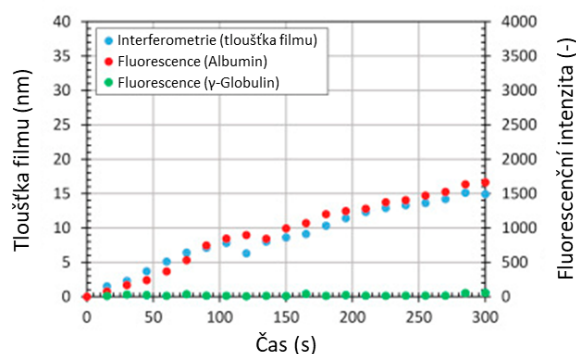


Obr. 2-22 Porovnání maziv s různým obsahem proteinů s fyziologickým roztokem [32]

## 2.2.8 Formování mazacího filmu synoviální kapaliny

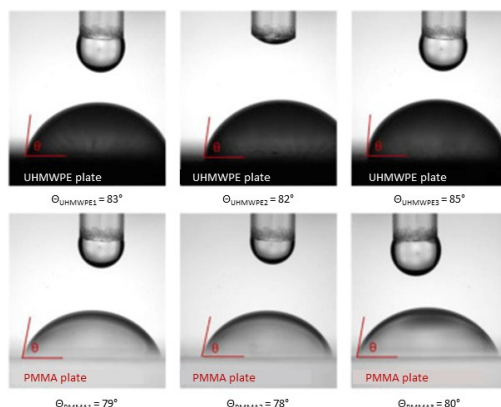
Ke zkoumání tloušťky maziva v kontaktu se využívají dvě hlavní optické metody – fluorescenční mikroskopie a kolorimetrická interferometrie [33]. Při použití fluorescenční mikroskopie je nejčastěji zkoumán kontakt měkkých párů [34–36], přičemž tato metoda umožňuje sledovat chování jednotlivých složek synoviální kapaliny (albumin,  $\gamma$ -globulin, kyselinu hyaluronovou či fosfolipidy) a vzájemně je porovnávat. Fluorescence však poskytuje výstup pouze v podobě bezrozměrného parametru tloušťky mazacího filmu. Na druhou stranu interferometrie je využívána především pro testy tvrdých párů [37–39], kde je možné sledovat a měřit reálnou tloušťku maziva, ovšem bez možnosti analyzovat chování

jednotlivých složek. Srovnání výsledků získaných oběma metodami, jak je znázorněno na Obr. 2-23, pak ukazuje, že pro tvorbu mazacího filmu v kontaktu hraje klíčovou roli především albumin. Pro efektivní využití těchto metod, tedy pro možnost sledování chování maziva v kontaktu, je nezbytné, aby byl jeden z povrchů transparentní. V případě fluorescence se obvykle využívá PMMA, zatímco u interferometrie bývá nejčastěji použit skleněný povrch pokrytý chromovou vrstvou, jež díky vysoké odrazivosti chromu pro viditelné světlo podporuje interferenční jevy a umožňuje tak vznik jasného obrazu.



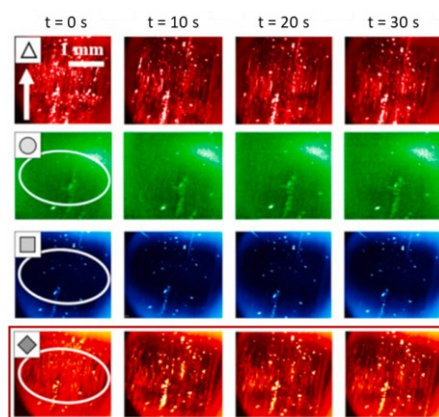
Obr. 2-23 Porovnání výsledků získaných pomocí metody fluorescence vs. interferometrie [33]

Jelikož je motivací práce popsat formování synoviální kapaliny v kontaktu měkkých párů, bude v experimentálních testech využita metoda fluorescence. Jedna ze studií Nečas a kol. [36] popisuje použití PMMA namísto UHMWPE, který je častěji používán jako materiál kloubních náhrad (pro tuto metodu však nelze UHMWPE použít, neboť je vyžadován transparentní povrch). Přestože PMMA vykazuje vyšší modul pružnosti než UHMWPE, je při experimentech zatíženo proporcionálně sníženo, aby se dosáhlo kontaktního tlaku srovnatelného s původní kombinací materiálů. Vzhledem k nutnosti transparentnosti jednoho z kontaktních těles se tedy PMMA jeví jako vhodný zástupce pro materiál polymerní vložky. PMMA navíc vykazuje velmi podobné smáčecí vlastnosti, což dokládá také Obr. 2-24. Ve stejné práci Nečas a kol. také uvádí, že zvýšení pokojové teploty maziva na 37 °C nemá zásadní vliv na tvorbu mazacího filmu [35, 36].



Obr. 2-24 Srovnání smáčivosti UHMWPE vs. PMMA destičky [36]

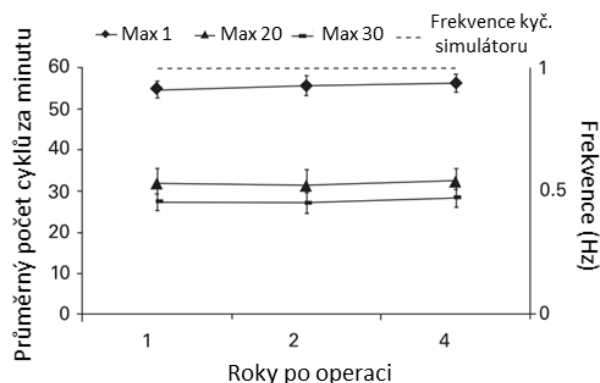
Nečas a kol. se fluorescenční metodě a sledování chování jednotlivých proteinů obsažených v synoviální kapalině věnovali v několika svých pracích [32–40]. V jednotlivých experimentech byla vždy fluorescenčně označena jiná složka (případně více složek) synoviální kapaliny současně, přičemž byl diskutován vliv těchto složek na mazací vlastnosti kapaliny. Na Obr. 2-25 [40] je zobrazeno shlukování proteinů v kontaktní oblasti, přičemž každá barva odpovídá chování jiné obarvené složky synoviální kapaliny – dílčí experimenty byly tedy vždy prováděny s kapalinou obsahující jinou obarvenou složku (protein). Poslední sada obrázků pak zachycuje formování komplexní kapaliny jako celku, aniž by rozlišovala její jednotlivé složky. Tento přístup umožňuje popsat formování komplexní synoviální kapaliny a následně porovnat její chování napříč různými testovanými konfiguracemi, což je výhodné zejména při testování většího počtu materiálových kombinací, kdy by vytváření rozsáhlé matice výsledků pro každou dílčí složku bylo časově náročné nebo neefektivní.



Obr. 2-25 Grafické znázornění shlukování proteinů v kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie [40]

## 2.2.9 Experimentální podmínky, používané simulátory

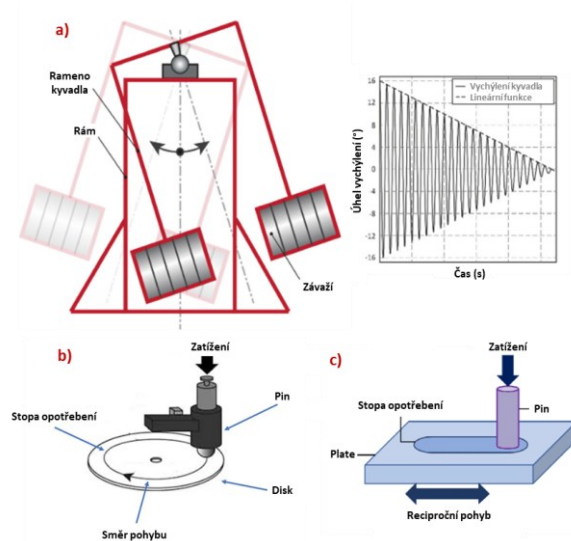
Hodnoty zatížení se podobně jako kinematické podmínky liší napříč publikacemi. Existuje totiž řada faktorů, které ovlivňují opotřebení materiálů náhrad. Může se jednat o úroveň aktivity pacientů, typ pohybu, tělesnou hmotnost, materiál a geometrii náhrady, ale i o vlastnosti samotného materiálu či kvalitu synoviální kapaliny [4]. Z těchto důvodů je obtížné stanovit jednotné experimentální podmínky. I přesto, že se hodnoty zatížení mezi jednotlivými studii liší, kontaktní tlak se většinou pohybuje v jednotkách MPa [1]. Frekvence pohybu se pak nejčastěji nachází v rozmezí 0,5–2 Hz. Jedna konkrétní studie se však zaměřila na reálnou frekvenci pohybu člověka a došla k závěru, že je tato frekvence pouze okolo 0,5 Hz (Obr. 2-26). Zjistila totiž, že ani při krátkodobém měření pohybu (v rámci jednotek minut) není možné dosáhnout frekvence 1 Hz [41].



Obr. 2-26 Porovnání frekvence pohybu člověka při krátkodobém testování (1, 20, resp. 30 minut) s frekvencí využívanou u simulátoru kyčelního kloubu (1 Hz) [41]

Testy tření jsou napříč studii realizovány různými způsoby, při použití různých simulátorů a experimentálních konfigurací. Jednou z možností je využití kloubních simulátorů (Obr. 2-27), zejména kyčelních a kolenních, které se snaží co nejdříve napodobit reálné podmínky kloubů, jelikož zajišťují konformní kontakt mezi třecími plochami. Studie využívající tyto simulátory obvykle provádějí menší počet experimentů a zkoumají problém komplexně, přičemž se snaží co nejpřesněji nastavit kinematické a zátěžové parametry odpovídající reálným podmínkám kloubu.

Oproti tomu řada studií využívá jednodušší simulátory v konfiguracích typu pin-on-disc nebo pin-on-plate (Obr. 2-27), které slouží převážně ke kvalitativnímu výzkumu a srovnávání experimentů. Vzhledem k tomu, že se jedná o nekonformní kontakt, jsou experimentální podmínky výrazně zjednodušené. Tyto studie však obvykle provádějí větší počet experimentů s různými třecími dvojicemi a porovnávají výsledky v závislosti na změnách jednotlivých experimentálních parametrů.



Obr. 2-27 a) Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu [28], b) experimentální konfigurace pin-on-disc [24], resp. c) pin-on-plate [42]

## 2.3 Shrnutí hlavních zjištění

Zpracovaná kritická rešerše poskytuje rozsáhlý a ucelený přehled klíčových poznatků v oblasti povrchových úprav materiálů kloubních náhrad a jejich vlivu na procesy tření a mazání. Následující fáze práce se zaměří na syntézu těchto poznatků, formulaci výzkumných otázek a vymezení dílčích cílů.

### **Možnosti modifikací povrchů a jejich realizace**

Současné kloubní náhrady vykazují omezenou životnost, především v důsledku opotřebení třecích ploch. Nejčastěji se používá kombinace kov–polymer, která však při tření produkuje mikroskopické otěrové částice vyvolávající imunitní reakce. Výzkum se proto aktuálně zaměřuje na povrchové úpravy náhrad zvyšující odolnost vůči otěru a prodlužující tak jejich životnost.

Modifikace povrchů materiálů kloubních náhrad je klíčová pro zlepšení tribologických vlastností, jako je snížení opotřebení, součinitele tření či zvýšení tvrdosti povrchů. Mezi hlavní přístupy patří aplikace tvrdých povlaků a texturování povrchů. Tvrdé povlaky na bázi uhlíku či keramiky zvyšují tvrdost povrchů, ale především je chrání před opotřebením [3]. Časem může nicméně docházet k jejich delaminaci. Laserem vytvořená mikrotextura pomáhá snižovat tření, zachytává otěrové částice a funguje jako zásobník maziva, čímž se zvyšuje hydrodynamický tlak a dochází tak k oddělení třecích ploch [1]. Kombinace obou metod může díky synergickému efektu dále zlepšit tribologické vlastnosti, což by mohlo vést k prodloužení životnosti kloubních náhrad a zajištění jejich vyšší spolehlivosti.

### **Vliv povlakování tvrdými povlaky na třecí vlastnosti biomateriálů**

Studie ukazují, že aplikace DLC povlaků na konvenční materiály obvykle zvyšuje součinitel tření [12, 14]. Výrazně však snižuje míru opotřebení a zlepšuje kvalitu povrchu po provedených testech, přestože bezprostředně po nanesení může být drsnost vyšší než u neošetřených materiálů [17]. Při povlakování obou kontaktních ploch dochází ke zlepšení třecího chování a součinitel tření se blíží hodnotám nepovlakovaných materiálů [13]. Třecí vlastnosti však závisí na testovacích podmínkách, přičemž významnou roli hraje velikost zatížení, typ pohybu či koncentrace maziva.

### **Vliv texturování povrchů na třecí vlastnosti biomateriálů**

Aplikace mikrotextur na povrch biomateriálů může výrazně snížit součinitel tření díky zmenšení kontaktní plochy, přičemž zajišťuje stabilnější průběh tření. Se zvyšujícím se pokrytím povrchu důlky přitom dochází k dalšímu snížení tření a opotřebení [25]. Zároveň však vzrůstá drsnost povrchu, jelikož na okrajích důlků vznikají výrůstky během samotného texturování [26, 27]. Tyto nerovnosti je před testováním nutné odstranit. Mikrotextura také výrazně zlepšuje smáčivost materiálu, což napomáhá k lepším mazacím podmínkám

v kontaktu. Důlky lépe zadržují mazivo a pomáhají udržet stabilní mazací film. Kromě toho zachytávají otěrové částice, což dále přispívá ke snížení opotřebení kontaktu [25].

### **Vliv kombinovaných povrchových úprav na třecí vlastnosti biomateriálů**

Kombinace mikrotexturování povrchu a aplikace biokompatibilního povlaku představuje účinný způsob, jak zlepšit tribologické vlastnosti kontaktních párů. Výrazně snižuje součinitel tření a opotřebení, stabilizuje třecí chování a přináší tak lepší výsledky než samostatné použití textur nebo povlaků [19, 30]. Předchozí experimenty ukazují, že změna testovacích podmínek, jako je velikost zatížení, může ovlivnit výsledné hodnoty tření – vyšší zatížení obvykle zvyšuje součinitel tření, což je pravděpodobně způsobeno kontaktem větší plochy, a tedy interakcemi většího počtu povrchových nerovností [30].

### **Závislost třecích vlastností na typu maziva a orientaci mikrotextur**

Tribologické chování materiálových dvojic je výrazně ovlivněno přítomností maziva. V suchém kontaktu dochází k vyšším hodnotám součinitele tření kvůli výrazné adhezi mezi povrchovými nerovnostmi. DLC povlaky zajišťují nízké opotřebení i při absenci maziva, nicméně tření zůstává vyšší než v mazaném kontaktu. Při aplikaci maziva dochází k účinnému oddělení povrchů a zároveň zůstává zachována ochranná funkce povlaku, což výrazně zlepšuje tribologické vlastnosti [31].

Různé typy maziv vykazují odlišné třecí chování, přičemž fyziologický roztok (PBS) vykazuje nižší součinitel tření než synoviální kapalina, což je dáno absencí proteinů v PBS [18, 28]. Typ a množství proteinů v synoviální kapalině navíc ovlivňují nejen hodnoty, ale také stabilitu součinitele tření [32].

Tření ovlivňuje také orientace textur povrchu vůči směru pohybu. Nejlepších výsledků je dosaženo, pokud pohyb probíhá rovnoběžně nebo kolmo na směr textur. Tento vliv může být potlačen při dostatečném mazání, které minimalizuje interakce mezi povrchovými nerovnostmi [31].

### **Tvorba mazacího filmu synoviální kapaliny v kontaktní oblasti**

Tloušťka maziva v kontaktu se nejčastěji sleduje pomocí kolorimetrické interferometrie nebo fluorescenční mikroskopie. Interferometrie umožňuje měřit reálnou tloušťku mazací vrstvy, zatímco fluorescenční metoda dokáže sledovat chování jednotlivých složek maziva a poskytuje bezrozměrný parametr tloušťky pro jejich vzájemné srovnání [33]. Tím lze analyzovat shlukování proteinů v kontaktu a zkoumat jejich vliv na mazací procesy [40]. Obě metody vyžadují transparentní povrch pro možnost optického pozorování. Studie dále ukazují, že zvýšení teploty na 37 °C nemá výrazný vliv na tvorbu mazací vrstvy [35, 36].

### **Volba simulátoru, definice experimentálních podmínek**

Pro zkoumání tření v konformním kontaktu, který simuluje reálné zátěžné podmínky kloubů, se běžně využívají komplexní kloubní simulátory. Pro širší studie srovnávající různé

materiálové kombinace se však často používají jednodušší simulátory typu pin-on-disc (resp. pin-on-plate), které reprezentují nekonformní kontakt a poskytují pouze základní představu o tření. Tyto simulátory umožňují efektivní a poměrně jednoduché porovnání výsledků tření různých materiálových dvojic s konvenčními materiály.

Experimentální podmínky, jako jsou zatížení a kinematické parametry, se mezi jednotlivými studii liší, přičemž kontaktní tlak se obvykle pohybuje v jednotkách MPa [1] a frekvence pohybu v rozmezí 0,5 až 2 Hz. Stanovení jednotných parametrů je nicméně obtížné, neboť závisí na mnoha faktorech, jako například typ pohybu, materiál náhrady či tělesná hmotnost.

### **Stručný souhrn získaných závěrů ze systematické rešerše**

Na základě vědeckých poznatků jednotlivých experimentálních studií lze vyvodit několik obecných závěrů o tření, které je ovlivněno modifikacemi povrchů současných biomateriálů:

- **DLC** povlaky **zvyšují** součinitel tření, při **snížení opotřebení** v kontaktu.
- **Mikrotextura** dokáže nejen **snížit opotřebení**, ale dochází také ke **snížení tření**.
- **Fyziologický roztok** vykazuje **nižší** hodnoty tření než **synoviální kapalina**, neboť nedochází ke shlukování proteinů v kontaktu.
- **Orientace textur** vůči směru recipročního pohybu má **vliv** na **třecí vlastnosti**.
- **Fluorescenční metoda** dokáže pozorovat **shlukování** jednotlivých **proteinů** synoviální kapaliny v kontaktu.
- **Zatížení** je voleno v **jednotkách MPa**, přičemž **frekvence** pohybu je nejčastěji definována v rozmezí **0,5-2 Hz**.

## **2.4 Mezera v poznání**

Ačkoliv odborné publikace přinášejí cenné závěry o tribologickém chování materiálů používaných v kloubních náhradách, většina studií se zaměřuje na izolované experimenty konkrétních konfigurací hodnotících vliv povrchových modifikací nebo použitých materiálů. Tyto studie se často liší experimentálními podmínkami (např. velikostí zatížení, koncentrací a typem maziva nebo kinematickými podmínkami pohybu), což komplikuje jejich vzájemné srovnání. Chybí komplexní výzkum, který by zohlednil vliv různých povrchových modifikací na nejčastěji používané biomateriály při mazání synoviální kapalinou a objektivně porovnal jejich tribologické vlastnosti, jako je tření, opotřebení a tvorba mazacího filmu. **Důležitou mezerou v poznání je také nedostatek studií zaměřených na kombinované účinky povlakování a texturování povrchů.** Tento přístup by umožnil lepší pochopení vlivu různých povrchových úprav na třecí chování biomateriálů. Analýza těchto úprav by mohla významně přispět k optimalizaci materiálů pro kloubní náhrady a jejich dlouhodobé výkonnosti v reálných podmínkách.

## 3 CÍL PRÁCE

### 3.1 Cíle výzkumu

Cílem diplomové práce je analyzovat tribologické chování z hlediska tření a mazání dvou odlišných biomateriálů kloubních náhrad s různou kombinací modifikací povrchu při snaze objektivně posoudit vliv těchto modifikací oproti konvenčním materiálům. Práce se primárně zaměří na vývoj součinitele tření a analýzu topografie povrchu po provedených experimentech, přičemž u vybraných materiálových dvojic bude podrobněji analyzována vrstva mazacího filmu v kontaktu a opotřebení povrchu při dlouhodobých testech.

#### Dílčí cíle:

- Stanovení materiálových dvojic a kombinací modifikací povrchů
- Definování podmínek experimentů
- Realizace recipročních testů tření v konfiguraci pin-on-plate
- Analýza topografie třecích povrchů po provedených experimentech
- Analýza formování mazacího filmu v kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie
- Analýza opotřebení třecích povrchů při dlouhodobých testech
- Kritické zhodnocení získaných poznatků a diskuse výsledků

**Druh výzkumu:** orientovaný základní

### 3.2 Výzkumné otázky

#### Otázka 1:

Jak ovlivňuje povlakování biomateriálů pomocí DLC povlaků mechanismus tření mezi třecími páry a topografii jejich povrchů po provedených experimentech?

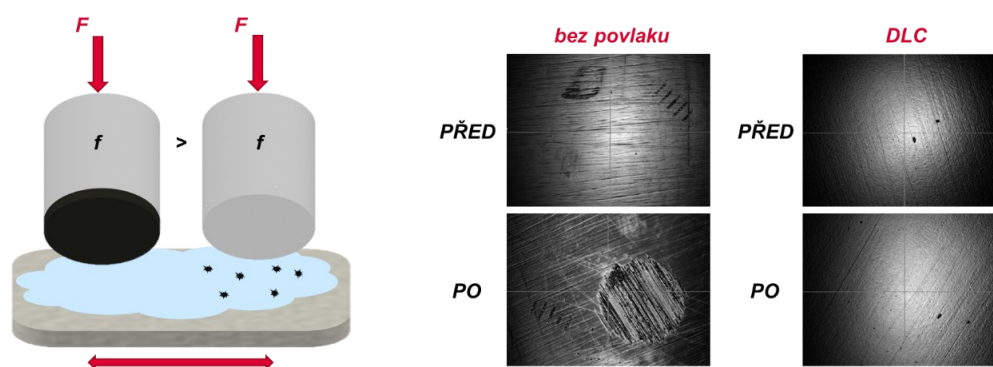
#### Otázka 2:

Jak kombinace modifikací povrchu ovlivňuje mechanismy tření a mazání v kontaktu ve srovnání s konvenčními materiály? Jak orientace textur povrchu vůči směru pohybu ovlivňuje třecí vlastnosti?

### 3.3 Výzkumné hypotézy

#### Hypotéza 1:

Aplikace DLC povlaků na konvenční biomateriály vede k významnému snížení opotřebení a zlepšení povrchové topografie třecích párů díky vysoké tvrdosti, relativně nízkému součiniteli tření a odolnosti proti mechanickému otěru těchto povlaků [16, 17] (Obr. 3-1). Ačkoli DLC povlaky mohou snižovat drsnost povrchu, ne vždy zajišťují snížení součinitele tření [12–14]. Kromě toho DLC povlaky vytvářejí také ochrannou bariéru, která zabraňuje uvolňování nebezpečných kovových iontů ze základních biomateriálů [43], čímž zvyšují korozní odolnost implantátů a omezují produkci nežádoucích částic, což je klíčové pro minimalizaci biologických rizik. Díky těmto vlastnostem přispívají DLC povlaky nejen k prodloužení funkční životnosti třecích povrchů náhrad, ale také k redukci nežádoucích reakcí organismu na implantované materiály.



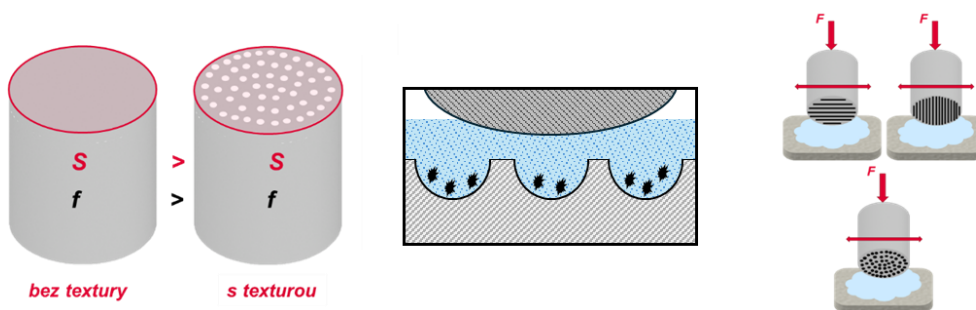
Obr. 3-1 Předpokládaný vliv aplikace DLC povlaků na konvenční biomateriály

#### Hypotéza 2:

Texturované povrchy biomateriálů dokážou výrazně zlepšit třecí vlastnosti tím, že optimalizují kontaktní procesy mezi třecími plochami. Texturováním povrchu dochází ke snížení kontaktní plochy, čímž se minimalizuje přímý kontakt materiálů a dochází tak ke snížení součinitele tření [24, 25] (Obr. 3-2). Mikrotextury zachytávají nežádoucí otěrové částice, čímž snižují jejich koncentraci v kontaktu mezi třecími povrchy. Současně tyto důlky plní funkci rezervoárů maziva, díky čemuž se mazivo udržuje na klíčových místech v kontaktu, což má za následek efektivnější mazání a lokální zvýšení hydrodynamického tlaku mezi třecími plochami [22, 23]. Zvýšený hydrodynamický tlak následně vytváří tenkou mazací vrstvu, která fyzicky odděluje třecí plochy a snižuje jejich vzájemnou interakci. Tento mechanismus významně snižuje součinitel tření a míru opotřebení, čímž minimalizuje riziko uvolňování mikroskopických částic materiálu do organismu, což by mohlo vést k nežádoucím biologickým reakcím, jako je zánět nebo imunitní reakce.

Se zvyšující se úrovní plošného pokrytí povrchu nicméně narůstá drsnost třecí plochy, což je způsobeno zejména ostrými hranami vznikajícími v důsledku technologie výroby textur. To může vést ke zvýšení součinitele tření a opotřebení [26, 27]. Z tohoto důvodu je potřeba věnovat zvýšenou pozornost finální úpravě povrchu pro dosažení požadované kvality povrchu. Kombinace texturování a povlakování povrchů biomateriálů poté zlepšuje tření a formování mazacího filmu v kontaktu díky synergickému efektu obou úprav [19, 30, 44].

Textury povrchu mají významný vliv na třecí vlastnosti v závislosti na jejich orientaci vůči směru pohybu [31]. Při pohybu rovnoběžném se směrem textur je minimalizován přímý kontakt mezi třecími plochami, což výrazně snižuje tření a opotřebení. Při kolmé orientaci textur vůči směru pohybu se vytvářejí "kanály", které usnadňují efektivní rozvod maziva a odvod otěrových částic z kontaktu. Izotropní textury oproti tomu zajišťují konzistentní výkonnost bez ohledu na směr pohybu, což je obzvláště důležité v případě reálného kloubu a jeho dynamických podmínek.

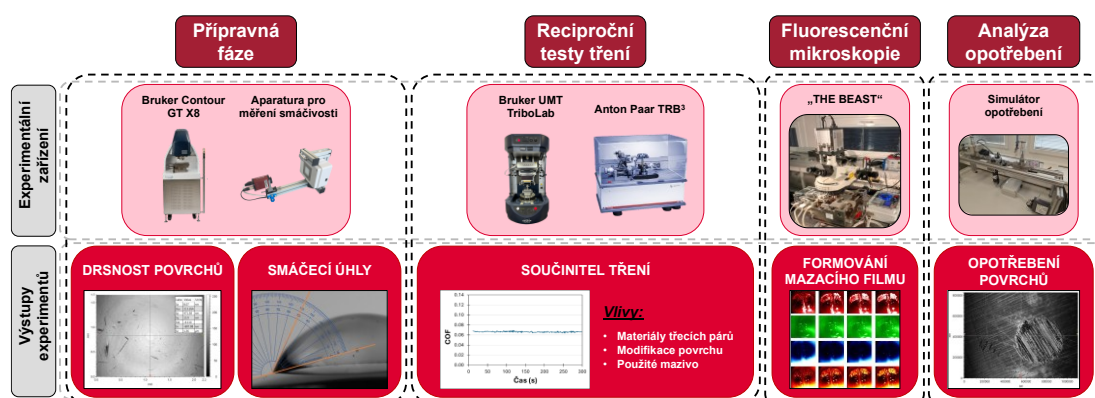


Obr. 3-2 Předpokládaný vliv texturování povrchů biomateriálů na mechanismy tření

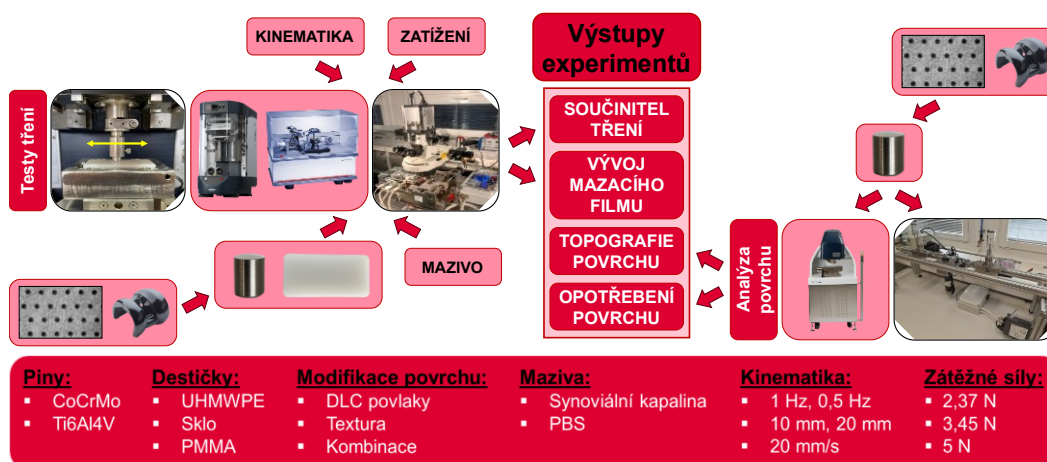
# 4 MATERIÁL A METODY

## 4.1 Metodika

Diplomová práce se zaměřila na relační typ výzkumného problému, konkrétně na zkoumání vlivu povrchových úprav materiálů kloubních náhrad na procesy tření, mazání a opotřebení. Byly využity vědecké metody měření a experimentu, které poskytly kvantitativní výsledky. Před samotnými třecími testy byla provedena analýza topografie a smáčivosti povrchů jednotlivých vzorků. Třecí experimenty probíhaly na dvou univerzálních tribometrech, kde byl zaznamenáván časový průběh součinitele tření u dvou odlišných biomateriálů s různě upravenými povrchy vůči několika třecím plochám. Po dokončení testů byla opět analyzována topografie povrchů, na jejímž základě bylo vyhodnoceno opotřebení vzorků. U vybraných kombinací materiálů byla následně detailně sledována mazací vrstva v kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie a provedena analýza opotřebení v rámci dlouhodobých experimentů. Schéma postupu řešení a průběhu jednotlivých experimentů je znázorněno na Obr. 4-1 a Obr. 4-2.

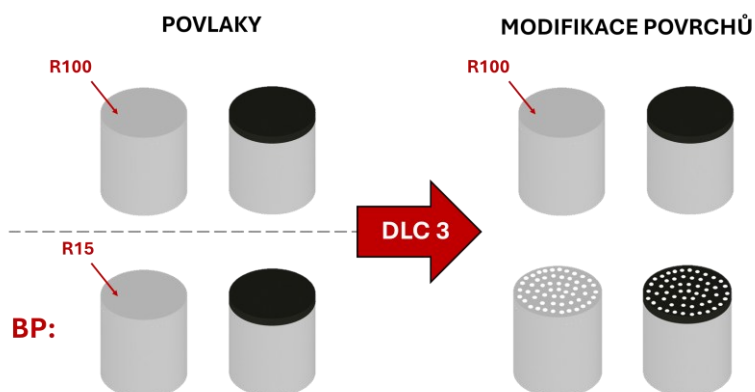


Obr. 4-1 Schéma postupu řešení



Obr. 4-2 Schéma průběhu jednotlivých experimentů

Třecí testy probíhaly ve dvou fázích (Obr. 4-3). První fáze byla zaměřena na experimenty s povlaky, čímž diplomová práce částečně navazovala na předchozí bakalářskou práci, v níž byly testovány různé typy DLC povlaků na pinech s poloměrem křivosti R15. V rámci diplomové práce byly provedeny obdobné testy s piny o větším poloměru R100, a to za účelem zjištění vlivu zatížení na třecí vlastnosti. Současně se bylo možné více přiblížit fyziologickým hodnotám kontaktního tlaku. Tato výsledná data byla následně zveřejněna ve vědecké publikaci, která na toto téma vznikla. Na základě získaných výsledků byl následně vybrán jeden vhodný typ DLC povlaku, který byl dále použit v navazujících testech zaměřených na různé povrchové modifikace.

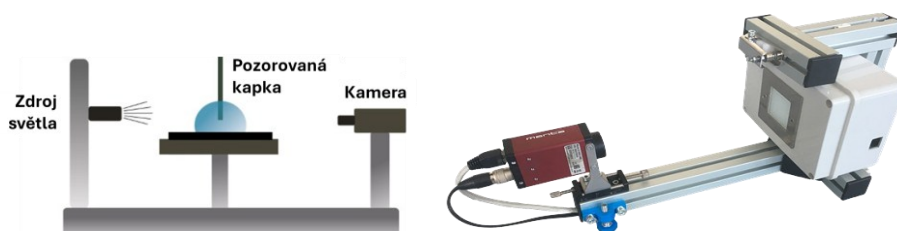


Obr. 4-3 Průběh realizace třecích testů – návaznost na předchozí BP

## 4.2 Experimentální zařízení a přístrojové vybavení

### 4.2.1 Aparatura pro měření smáčivosti

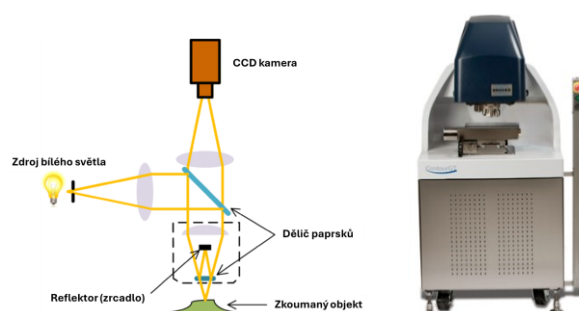
Pro analýzu smáčivosti jednotlivých třecích povrchů byl použit tzv. droplet test, který spočívá v nanesení kapky kapaliny na zkoumaný povrch a následném vyhodnocení smáčecího úhlu. Jako testovací kapalina byl zvolen fyziologický roztok PBS. Použitá aparatura se skládala z modulární kamery Manta G-146 a světelného zdroje se stínidlem (Obr. 4-4), jenž sloužil k prosvícení kapky. Obraz snímáný kamerou byl přenášen do softwaru Vimba Viewer, kde byly jednotlivé snímky dále zpracovávány.



Obr. 4-4 Schéma měření smáčivosti [45] (vlevo), aparatura pro měření smáčivosti (vpravo)

## 4.2.2 Optický profilometr – Bruker Contour GT X8

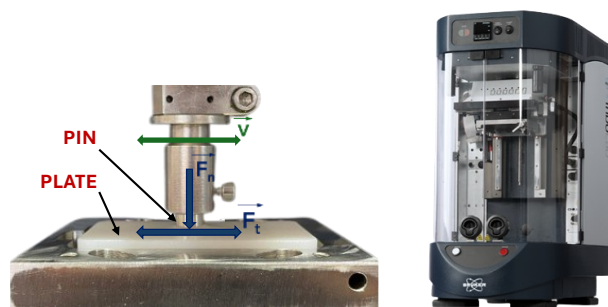
Topografie povrchu vzorků byla analyzována pomocí profilometru Bruker Contour GT X8 (Obr. 4-5). Jedná se o zařízení pro skenování povrchů materiálů pro různá inženýrská využití fungující na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Contour GT X8 umožňuje uživateli relativně jednoduché a rychlé posouzení 3D topografie povrchu. Přístroj dokáže zaznamenat nerovnosti v řádech nanometrů a vytvořit přesný výškový profil analyzovaného vzorku. Díky intuitivnímu softwarovému rozhraní je možné získat velmi přesný a spolehlivý obraz povrchu, který lze dále analyzovat nejen z hlediska drsnosti, ale i míry opotřebení. Pomocí tohoto profilometru byla provedena analýza topografie vzorků před a po třecích testech, což umožnilo porovnat a diskutovat změny vzniklé během experimentů. Veškerá data byla zpracována v softwaru Vision64.



Obr. 4-5 Schéma optického profilometru [46] (vlevo), optický profilometr Bruker Contour GT X8 [47] (vpravo)

## 4.2.3 Multifunkční tribometr – Bruker UMT TriboLab

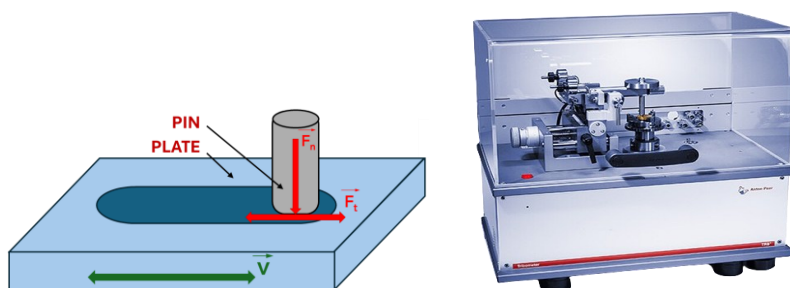
Tribometr Bruker UMT TriboLab (Obr. 4-6) je univerzální zařízení pro testování tribologických a mechanických vlastností materiálů. Umožňuje využívat širokou škálu pohybů a zatížení a zároveň dokáže řídit provozní podmínky, jako je teplota či vlhkost. Pro měření tření byla použita konfigurace „pin-on-plate“, kdy pin uchycený v horní části zařízení vykonával vratný translační pohyb vůči desce pevně uchycené v přípravku ve spodní části. Součinitel tření byl stanoven na základě rovnováhy sil, kdy vertikální (normálová) síla byla definována uživatelem, zatímco horizontální síla byla měřena a odpovídala tak tření mezi materiály. Experimenty byly ovládány a v reálném čase kontrolovány pomocí programu TriboLab UMT. Při experimentech byl využíván zjednodušený model nekonformního třecího kontaktu, který umožnil měření součinitele tření mezi různými materiály. Ačkoli tento přístup neodpovídá reálnému pohybu kloubu, poskytl základní informace o třecích vlastnostech jednotlivých materiálových kombinací a umožnil jejich porovnání s konvenčními materiály.



Obr. 4-6 Schéma konfigurace pin-on-plate (vlevo), tribometr Bruker UMT TriboLab [48] (vpravo)

#### 4.2.4 Univerzální tribometr – Anton Paar TRB<sup>3</sup>

Tribometr Anton Paar TRB3 (Obr. 4-7) poskytuje široký rozsah testovacích podmínek a kontaktních geometrií. Zařízení je schopné vykonávat jak lineární, tak rotační reciproční pohyb. V rámci této práce byl tribometr využit jako alternativa k multifunkčnímu tribometru Bruker UMT. Tření bylo měřeno v konfiguraci „pin-on-plate“, kdy byl pin fixován v nehybném přípravku a vratný pohyb vykonávala deska umístěná na lineárním modulu převádějící rotační pohyb motoru na pohyb translační. Kinematické podmínky experimentu byly definovány pomocí zadané amplitudy a frekvence vratného pohybu. Zatížení bylo aplikováno mechanicky pomocí sady závaží. Tribometr kontinuálně snímal třecí sílu mezi materiály a na základě známé přítláčné síly automaticky dopočítával součinitel smykového tření. Celý průběh experimentu bylo možné v reálném čase sledovat a ovládat prostřednictvím softwaru Tribometer, který poskytoval plnou kontrolu nad měřením.

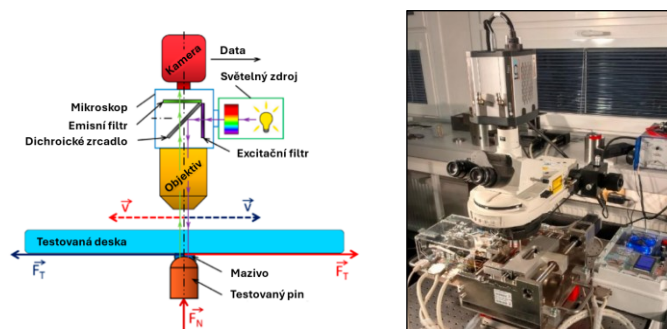


Obr. 4-7 Schéma konfigurace pin-on-plate (vlevo), tribometr Anton Paar TRB<sup>3</sup> [49] (vpravo)

#### 4.2.5 Univerzální tribometr s optickým systémem – „The Beast“

Tribometr s pracovním názvem „The Beast“ (Obr. 4-8), vyvinutý výzkumnou tribologickou skupinou na ÚK FSI VUT v Brně, umožňuje optické sledování kontaktu se současným měřením součinitele tření. Zařízení pracuje v invertované konfiguraci „pin-on-plate“, která simuluje poddajný kontakt jako zjednodušený model třecího kontaktu kloubních náhrad. Sledovaný vzorek byl staticky umístěn pod transparentní deskou, což umožnilo pozorování kontaktní plochy fluorescenčním optickým systémem pomocí vysokorychlostní

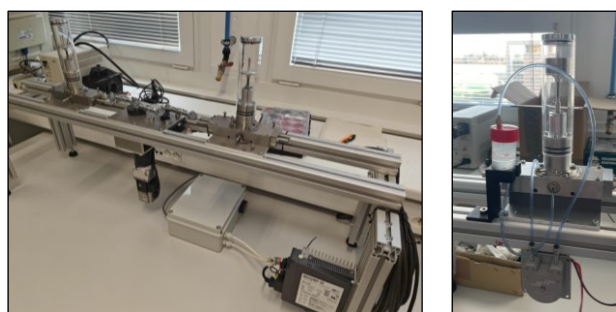
komplementární kamery Andor Neo. Deska vykonávala vratný translační pohyb a kontaktní oblast byla zaplavena modelovou synoviální kapalinou. Zatížení bylo aplikováno přes testované piny, přičemž páka stroje zaznamenávala třecí síly. Celý tribometr byl umístěn pod optickým mikroskopem, který umožnil sledování vlivu obsažených proteinů na mazací mechanismy v kontaktu. K osvětlení byl použit LED zdroj MINTL5 s emisním rozsahem 533–556 nm, doplněný o fluorescenční filtr blok 49004-ET-CY3/TRITC. Veškerá obrazová data byla poté zaznamenávána pomocí programu Andor Solis.



Obr. 4-8 Schéma recipročního tribometru (vlevo), tribometr „The Beast“ [50] (vpravo)

#### 4.2.6 Simulátor pro studium opotřebení

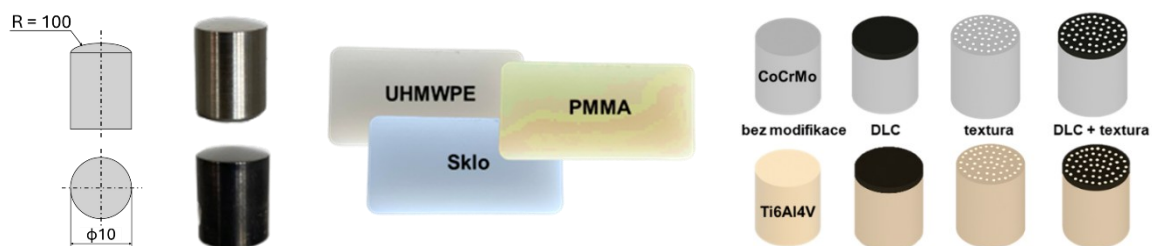
Experimentální zařízení (Obr. 4-9) bylo vyvinuto výzkumnou skupinou na ÚK FSI VUT v Brně. Simulátor, určený pro dlouhodobé testy opotřebení, se skládá ze dvou testovacích jednotek. Měření probíhalo v konfiguraci „pin-on-plate“, kdy byl pin staticky upevněn v přípravku a přitlačován silou vyvozenou sadou závaží. Destička umístěna na lineárním vedení byla poháněna rotačním pohybem motoru, který byl přenášen do obou experimentálních jednotek. Tyto testovací moduly byly hermeticky uzavřeny. Kinematické podmínky byly omezeny možnostmi stroje, přičemž délku experimentů bylo možné nastavit prostřednictvím celkového počtu cyklů. Simulátor byl také vybaven systémem čerpadel umožňujících průběžnou cirkulaci a doplňování synoviální kapaliny do kontaktu, přičemž interval cirkulace bylo možné nastavit v uživatelském rozhraní stroje. Výsledná analýza opotřebení třecích povrchů byla provedena optickým profilometrem Bruker Contour GT X8.



Obr. 4-9 Simulátor opotřebení (vlevo), testovací jednotka včetně čerpadla (vpravo)

## 4.3 Materiál a testovací podmínky

Testovány byly dva biomateriály pinů a tři různé materiály desek (Obr. 4-10). Piny byly vyrobeny ze slitin CoCrMo a Ti6Al4V, které se běžně využívají v lékařské praxi. Měly průměr 10 mm s poloměrem křivosti kontaktní plochy  $R = 100$  mm. Pro třecí experimenty s povlaky byly testovány protikusy z UHMWPE, běžně používaného materiálu náhrad, a skleněné protikusy umožňující srovnání tření s výsledky pinů s poloměrem křivosti  $R = 15$  mm testovaných v předešlé bakalářské práci. Pro hodnocení vlivu povrchových modifikací na hodnoty tření byly v první fázi jako protikus zvoleny desky z PMMA, které stejně jako UHMWPE představují „měkký“ materiál a zároveň se jedná o transparentní povrch, díky kterému bylo následně možné využít metody fluorescenční mikroskopie k pozorování mazacího filmu. Na základě výsledků třecích testů byly určeny vhodné kombinace materiálů pro následnou analýzu mazací vrstvy a opotřebení. Tyto kombinace byly dále testovány z hlediska tření i proti deskám z UHMWPE, které odpovídají reálnému materiálu používanému v kloubních náhradách.



Obr. 4-10 Geometrie pinů (vlevo); piny s/bez povlaku; použité desky; různé typy modifikací povrchu (vpravo)

### 4.3.1 Materiálové vlastnosti, zátěžné podmínky

Mechanické vlastnosti všech použitých materiálů pinů a desek jsou uvedeny v Tab. 4-1. Zatížení desek z UHMWPE, resp. PMMA bylo stanoveno na 5 N, kdy odpovídající kontaktní tlaky řádově odpovídají kontaktním tlakům uvažovaným v reálných kloubních náhradách („hard-on-soft“ pár). Tohoto normálového zatížení lze současně dosáhnout na všech použitých tribometrech. V případě skla jakožto protiplochy („hard-on-hard“ pár), byl uvažován shodný kontaktní tlak 50 MPa pro oba biomateriály, což odpovídá průměrnému zatížení pro kovové nebo keramické dvojice náhrad. Veškeré kontaktní tlaky a velikosti kontaktních oblastí byly dopočteny analytickými vztahy na základě Hertzovy teorie. Podrobné informace o všech testovaných kombinacích materiálů, včetně příslušných hodnot zatížení a kontaktních tlaků, jsou uvedeny v Tab. 4-2.

Tab. 4-1 Mechanické vlastnosti použitých biomateriálů

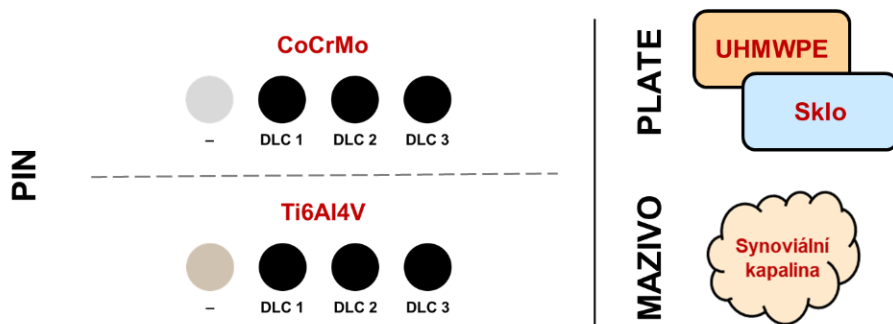
<b>Materiál</b>	<b>Youngův modul</b>	<b>Poissonova konstanta</b>
CoCrMo	230 GPa	0,28
Ti6Al4V	114 GPa	0,34
UHMWPE	0,8 GPa	0,46
Sklo	64 GPa	0,22
PMMA	3,35 GPa	0,36

Tab. 4-2 Zátěžné podmínky všech testovaných materiálových dvojic

<b>Pin</b>	<b>Plate</b>	<b>Kontaktní tlak</b>	<b>Kontaktní oblast</b>	<b>Působící síla</b>
CoCrMo	UHMWPE	4,62 MPa	1,44 mm	5 N
Ti6Al4V	UHMWPE	4,61 MPa	1,44 mm	5 N
CoCrMo	Sklo	50 MPa	0,30 mm	2,37 N
Ti6Al4V	Sklo	50 MPa	0,36 mm	3,45 N
CoCrMo	PMMA	11,16 MPa	0,92 mm	5 N
Ti6Al4V	PMMA	11,06 MPa	0,93 mm	5 N

### 4.3.2 Třecí testy DLC povlaků – součinitel tření

Testy tření pinů s povlaky byly prováděny na tribometru Bruker UMT TriboLab se dvěma základními materiály pinů, které byly opatřeny třemi různými DLC povlaky a byly testovány proti desce z UHMWPE („měkký“ pár), resp. skla („tvrdý“ pár). Mazivem byla modelová synoviální kapalina (Obr. 4-11, resp. Tab. 4-3). Kromě testování nepovlakovaných vzorků byly aplikovány dva povlaky vyvinuté německou univerzitou Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, přesněji povlaky DLC 1 (a-C:H) a DLC 2 (a-C:H:Si:O). Povlakové systémy se lišily v závislosti na použitém kovovém substrátu. Funkční vrstvy byly založeny na adhezních a nosných vrstvách z Cr/WC/a-C:H:W na CoCrMo substrátech a Ti/TiN/a-C:H:Ti:N:Si:O na substrátech Ti6Al4V. Nosné struktury byly naneseny reaktivním magnetronovým naprašováním, přičemž DLC vrstvy byly naneseny procesy PECVD. Tloušťky povlaků se pohybovaly mezi 1,4 až 1,7  $\mu\text{m}$  a vykazovaly adhezní pevnost minimálně HF3. Jako referenční povlak byl využit komerčně dostupný povlak společnosti ProSpon (DLC 3), který se skládal z vrstev a-C:H/a-C:H:W/CrWC/Cr, schválený pro využití v medicínských aplikacích. Adhezní vrstvy Cr, CrWC a nosná vrstva a-C:H:W byly vyrobeny reaktivním magnetronovým naprašováním a funkční vrstva a-C:H pak plazmatickou chemickou depozicí z par (PECVD). Tloušťka takového povlaku byla zhruba 2,5  $\mu\text{m}$  a vykazovala adhezní pevnost HF2.



Obr. 4-11 Schéma testovaných materiálů – DLC povlaky

Tab. 4-3 Testované kombinace pinů s různými DLC povlaky – součinitel tření

Pin	Povlak	Plate	Mazivo	Počet vzorků
CoCrMo	-	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3
CoCrMo	DLC 1	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3
CoCrMo	DLC 2	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3
CoCrMo	DLC 3	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3
Ti6Al4V	-	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3
Ti6Al4V	DLC 1	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3
Ti6Al4V	DLC 2	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	2
Ti6Al4V	DLC 3	UHMWPE, sklo	Synoviální kapalina	3

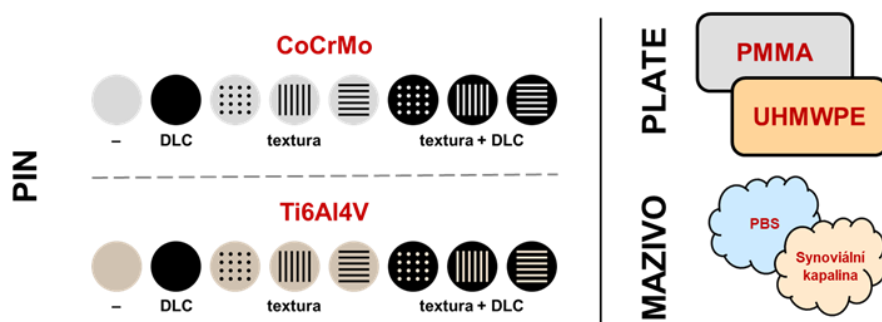
Celkem bylo realizováno 16 různých typů třecích experimentů. Testovány byly dva materiály pinů se čtyřmi různými úpravami povrchů proti dvěma odlišným třecím protiplochám za použití synoviální kapaliny. V každé z těchto kombinací byly testovány celkem tři piny (kromě kombinace Ti6Al4V+DLC 2, kdy byl jeden pin vyřazen z důvodu nepravidelné geometrie a zvýšené drsnosti povrchu). Každý dílčí test přitom obsahoval čtyři opakování s krátkou přestávkou mezi těmito měřeními, přičemž poloha desky se vždy posunula tak, aby každé opakování probíhalo na nové třecí dráze. Každá kombinace třecích párů se tedy skládala z dvanácti třecích drah (třecí pár Ti6Al4V+DLC 2 se skládal z osmi třecích drah, nicméně vzhledem k nízkým odchylkám bylo i toto považováno za spolehlivé).

#### Kinematické podmínky – testy tření povlaků

Délka třecí dráhy byla 10 mm a experimenty byly prováděny s frekvencí 1 Hz (Tab. 4-5). Průměrná rychlost byla tedy 20 mm/s a každý takový experiment se skládal z 25 cyklů. Schéma experimentu včetně grafického znázornění kinematických podmínek je zobrazeno na Obr. 4-14.

### 4.3.3 Třecí testy modifikací povrchů – součinitel tření

Testy tření pinů s různými modifikacemi povrchů byly prováděny na tribometru Anton Paar TRB<sup>3</sup> se dvěma základními materiály pinů s různou modifikací jejich povrchů (Obr. 4-12). Experimenty byly rozděleny do tří oblastí, které sledovaly vliv aplikace DLC povlaků, texturování povrchů a jejich vzájemných kombinací. Všechny piny byly testovány proti desce z PMMA a využito bylo synoviální kapaliny a fyziologického roztoku jakožto maziva (Tab. 4-4). Nejdříve byly testovány piny bez jakékoli úpravy povrchu a piny s povlakem DLC 3. Tento povlak byl vybrán pro svou certifikaci, zdravotní nezávadnost a široké využití v různých oblastech medicíny. Zároveň na základě výsledků nevykazoval výrazně horší třecí vlastnosti než oba výzkumně vyvinuté povlaky. Testy texturovaných povrchů se zaměřily na dvě základní geometrické struktury: textury s kruhovým profilem umístěné do ortogonální mřížky (textura typu „grid“) a tzv. „single tracky“, tedy jakési rovnoběžné dráhy (Obr. 4-13). Textury byly vyrobeny pomocí laserového mikroobrábění pikosekundovým laserem na specializovaném pracovišti ÚPT AV ČR. Parametry byly stanoveny na základě průměrné velikosti obdobných textur vyrobených pomocí kovového 3D tisku na ÚK FSI VUT pro paralelní výzkum. Snahou bylo navrhnout podobné rozložení a tvar těchto textur, aby bylo možné dílčí výsledky v budoucnu srovnávat. Mřížkové textury mají průměr svých důlků  $\pm 50 \mu\text{m}$ , přičemž „single tracky“ mají šířku  $\pm 35 \mu\text{m}$ . V obou případech je vzdálenost jednotlivých textur od sebe  $180 \mu\text{m}$ . Hloubka textur poté činí  $120 \mu\text{m}$ , což je dáno nejmenší možnou tloušťkou vrstvy vyrobené pomocí 3D tisku kovů. Skutečnou vyrobenou hloubku textur však nebylo možné pomocí optického profilometru přesně stanovit. Teoretické hodnoty charakteristických parametrů textur (hustota pokrytí povrchu  $S_p$  a poměr hloubky textury k jejímu průměru  $\varepsilon$ ) jsou uvedeny ve vztazích (1)-(4). Textury s rovnoběžnými drahami byly testovány jak v souhlasném směru se směrem pohybu tribometru ( $0^\circ$ ), tak také ve směru kolmém na směr pohybu ( $90^\circ$ ). Poslední fází experimentů bylo testování pinů s kombinací obou modifikací. Konkrétně se jednalo o aplikaci DLC povlaku na již texturované vzorky. Materiálové kombinace, které na základě výsledků vykazovaly nejnižší hodnoty tření (piny bez povrchové úpravy a piny s DLC povlakem a texturami rovnoběžných drah orientovaných se směrem pohybu) byly poté testovány také proti deskám z UHMWPE s využitím synoviální kapaliny.

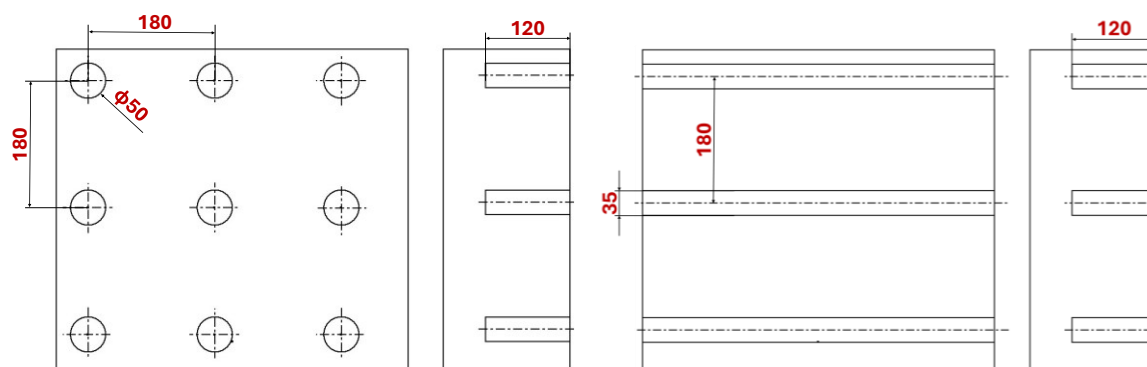


Obr. 4-12 Schéma testovaných materiálů – modifikace povrchů

Tab. 4-4 Testované kombinace pinů s různými modifikacemi povrchů – součinitel tření

Pin	Povlak	Textura	Plate	Mazivo	Počet vzorků
CoCrMo	-	-	PMMA, UHMWPE*	Synoviální kapalina, PBS	3
CoCrMo	DLC 3	-	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3
CoCrMo	-	„Grid“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	2
CoCrMo	-	„Track 0°“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	2
CoCrMo	-	„Track 90°“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	2
CoCrMo	DLC 3	„Grid“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	2
CoCrMo	DLC 3	„Track 0°“	PMMA, UHMWPE*	Synoviální kapalina, PBS	2
CoCrMo	DLC 3	„Track 90°“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	2
Ti6Al4V	-	-	PMMA, UHMWPE*	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	DLC 3	-	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	-	„Grid“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	-	„Track 0°“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	-	„Track 90°“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	DLC 3	„Grid“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	DLC 3	„Track 0°“	PMMA, UHMWPE*	Synoviální kapalina, PBS	3
Ti6Al4V	DLC 3	„Track 90°“	PMMA	Synoviální kapalina, PBS	3

\* Vybrané kombinace vykazující nejnižší hodnoty tření – dále podrobněji analyzováno formování mazacího filmu a opotřebení



Obr. 4-13 Geometrie textur: ortogonální mřížka (vlevo), „single tracky“ (vpravo)

Geometrické rozměry textur:

$$r = 25 \mu\text{m}; a = 35 \mu\text{m}; l = 180 \mu\text{m}; h_p = 120 \mu\text{m},$$

kde  $r$  je poloměr důlků,  $a$  je šířka dráhy,  $l$  je vzdálenost textur a  $h_p$  je hloubka textur.

Hustota pokrytí povrchu textury typu „grid“ (1), resp. „single track“ (2):

$$S_{p1} = \frac{\pi \cdot r^2}{l^2} = \mathbf{6,06\%} \quad (1)$$

$$S_{p2} = \frac{a \cdot l}{l^2} = \mathbf{19,44\%} \quad (2)$$

Poměr hloubky textury k jejímu průměru – „grid“ (3), resp. „single track“ (4):

$$\varepsilon_1 = \frac{h_p}{2 \cdot r} = \mathbf{2,40} \quad (3)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{h_p}{a} = \mathbf{3,43} \quad (4)$$

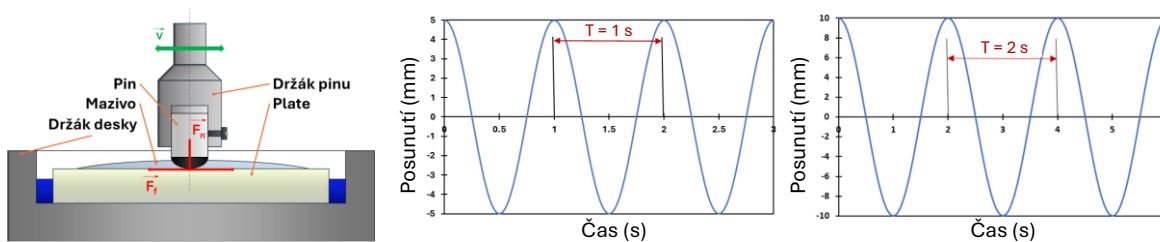
Bylo realizováno celkem 32 různých typů třecích experimentů proti desce z PMMA. Testovalo se šestnáct typů pinů s různě modifikovaným povrchem za použití dvou odlišných maziv. Následně proběhly ještě 4 doplňkové třecí experimenty, v nichž byly testovány materiálové kombinace vykazující nejnižší hodnoty součinitele tření, a to proti desce z UHMWPE při mazání synoviální kapalinou. V každé z těchto kombinací byly testovány celkem tři piny (kromě všech texturovaných CoCrMo pinů, které nebyly k dispozici v dostatečném počtu). Každý dílčí test přitom obsahoval tři opakování s krátkou přestávkou mezi měřeními, přičemž byla vždy manuálně změněna poloha desky tak, aby každé opakování probíhalo na nové třecí dráze. Každá kombinace třecích párů se tedy skládala z devíti třecích drah (texturované CoCrMo piny se skládaly z šesti třecích drah, nicméně vzhledem k nízkým odchylkám bylo i toto považováno za spolehlivé).

### **Kinematické podmínky – testy tření modifikací povrchů**

Délka třecí dráhy byla 20 mm a experimenty byly prováděny s frekvencí 0,5 Hz (Tab. 4-5). Průměrná rychlost byla tedy 20 mm/s a každý takový experiment se přitom skládal z 25 cyklů. Délka třecí dráhy byla zdvojnásobena oproti testům povlaků, aby se rychlost pohybu relativně ustálila, nedocházelo tak rychle ke zvrátům v pohybu a bylo tak možné analyzovat větší množství dat na delším relevantním třecím úseku. Schéma experimentu včetně grafického znázornění kinematických podmínek je zobrazeno na Obr. 4-14.

Tab. 4-5 Kinematické podmínky třecích experimentů – součinitel tření

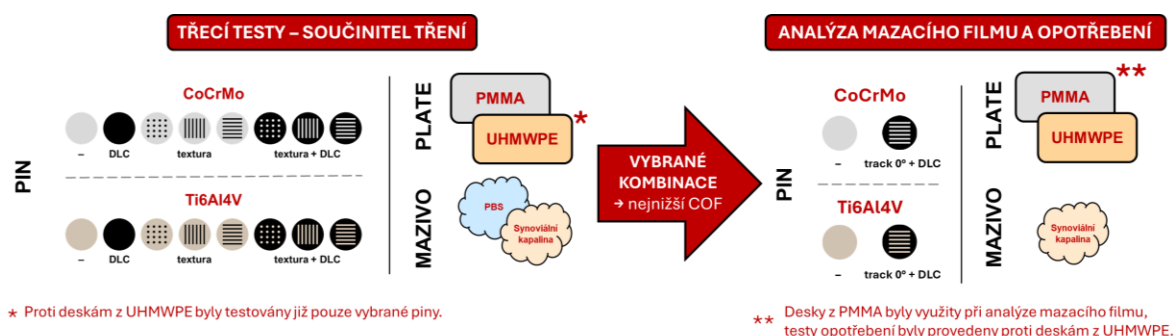
	<b>Frekvence</b>	<b>Dráha pohybu</b>	<b>Rychlost</b>
<b>Testy povlaků</b>	1 Hz	10 mm v jednom směru	20 mm/s
<b>Testy modifikací</b>	0,5 Hz	20 mm v jednom směru	20 mm/s



Obr. 4-14 Schéma třecích experimentů (vlevo), kinematické podmínky – testy DLC povlaků (uprostřed), testy modifikací (vpravo)

#### 4.3.4 Analýza formování mazacího filmu

Experimenty analyzující mazací film byly provedeny na tribometru „The Beast“ s optickým systémem. Na základě výsledků třecích testů byly vybrány dvě kombinace pinů každého materiálu (Obr. 4-15, resp. Tab. 4-6) vykazující nejnižší hodnoty součinitele tření. Tyto kombinace byly dále testovány metodou fluorescenční mikroskopie proti deskám z PMMA. Při experimentech byla použita synoviální kapalina obsahující fluorescenčně značené složky (Tab. 4-8).



Obr. 4-15 Výběr materiálových kombinací – analýza mazacího filmu a opotřebení

Tab. 4-6 Testované kombinace materiálů – formování mazacího filmu

Pin	Povlak	Textura	Plate	Mazivo	Počet vzorků
CoCrMo	-	-	PMMA	Synoviální kapalina	3
CoCrMo	DLC 3	„Track 0“	PMMA	Synoviální kapalina	2
Ti6Al4V	-	-	PMMA	Synoviální kapalina	3
Ti6Al4V	DLC 3	„Track 0“	PMMA	Synoviální kapalina	3

V každé z těchto kombinací byly testovány celkem tři piny (kromě texturovaných CoCrMo pinů s povlakem, které nebyly k dispozici v dostatečném počtu). Každý dílčí test zahrnoval

čtyři opakování s krátkou přestávkou mezi jednotlivými měřeními, přičemž z konstrukčních důvodů nebylo možné měnit třecí dráhu v průběhu měření jednoho pinu.

Podobně jako u třecích testů hodnotících součinitel tření byla délka třecí dráhy 20 mm a pohyb byl konán s frekvencí 0,5 Hz. Průměrná rychlost byla tedy 20 mm/s a každý experiment se poté skládal z 25 cyklů.

#### 4.3.5 Analýza opotřebení

Testy tření analyzující opotřebení vybraných pinů (Obr. 4-15, resp. Tab. 4-7) byly provedeny na simulátoru opotřebení proti deskám z UHMWPE při využití synoviální kapaliny. Testovány byly vždy dva piny každé kombinace, aby byla zajištěna shoda experimentálních podmínek při testování každé materiálové kombinace v rámci technických možností stroje.

Tab. 4-7 Testované kombinace materiálů – dlouhodobé testy opotřebení

Pin	Povlak	Textura	Plate	Mazivo	Počet vzorků
CoCrMo	-	-	UHMWPE	Synoviální kapalina	2
CoCrMo	DLC 3	„Track 0“	UHMWPE	Synoviální kapalina	2
Ti6Al4V	-	-	UHMWPE	Synoviální kapalina	2
Ti6Al4V	DLC 3	„Track 0“	UHMWPE	Synoviální kapalina	2

Doplňování maziva v případě drobných úniků a jeho cirkulace během experimentů bylo zajištěno systémem čerpadel s rezervoáry. Na rozdíl od ostatních experimentů se kinematické podmínky mírně lišily vzhledem k možnostem zařízení. Frekvence pohybu byla nastavena na 1 Hz s dráhou 20 mm, což odpovídalo průměrné rychlosti 40 mm/s. Trvání jednoho experimentu bylo stanoveno na 12 hodin, tedy 43 200 cyklů.

#### 4.3.6 Maziva

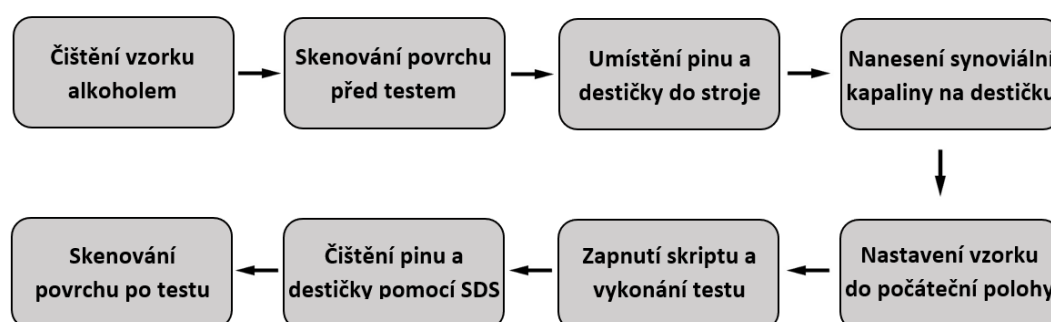
Pro třecí experimenty byly využity dva druhy maziv, konkrétně modelová synoviální kapalina a fyziologický roztok PBS. Synoviální kapalina se skládala z kyseliny hyaluronové, fyziologického roztoku, albuminu,  $\gamma$ -globulinu a fosfolipidů. Složky byly smíchány v PBS ve složení (Tab. 4-8) dle dřívějších zkušeností výzkumné skupiny. Toto složení odpovídá tzv. náhradové kapalině, tedy složení synoviální kapaliny pacientů s kloubní náhradou. Pro testy využívající optické metody byly navíc jednotlivé složky fluorescenčně obarveny, díky čemuž bylo následně možné pozorovat chování jednotlivých proteinů v kontaktu. Fyziologický roztok byl využit za účelem snadné replikace experimentů, neboť složení PBS je normalizováno a lze jej použít jako referenční lubrikant pro porovnání jednotlivých studií.

Tab. 4-8 Složení modelové synoviální kapaliny

Albumin	$\gamma$ – Globulin	Kyselina hyaluronová	Fosfolipidy
26,3 mg/ml	8,2 mg/ml	0,82 mg/ml	0,35 mg/ml

### 4.3.7 Postup měření při třecích testech

Průběh každé dílčího měření se skládal z několika kroků (Obr. 4-16). Před každým experimentem byly vzorky důkladně čištěny izopropylalkoholem v ultrazvukové čističce. Poté byly vzorky vyjmuty a byl naskenován jejich povrch. Testy tření v konfiguraci pin-on-plate se mírně lišily vzhledem k tomu, který prvek třecího páru vykonával pohyb a který byl statický. Samotný průběh měření byl však pro všechny simulátory principiálně totožný. V první řadě se jednalo o upnutí jednotlivých pinů a desek do příslušných přípravků v tribometrech. Kontakt byl následně zaplaven modelovou synoviální kapalinou (resp. fyziologickým roztokem) tak, aby byl v průběhu celého experimentu mazán. Poté se simulátor nastavil do příslušné počáteční polohy a byl zapnut připravený skript spouštěcí samotný test tření. Po testu byl testovaný pin vyjmut z přípravku a byl důkladně společně s deskou vyčištěn pomocí roztoku SDS rozpouštějící proteiny obsažené v synoviální kapalině. Nakonec byl pin opět vyčištěn izopropylalkoholem pomocí papírových ubrousků a pomocí profilometru byl opět naskenován povrch po provedeném testu.



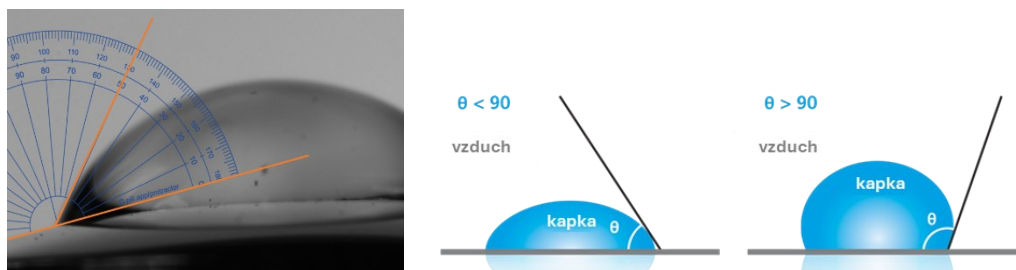
Obr. 4-16 Schéma postupu třecích testů

## 4.4 Metodika vyhodnocení dat

### 4.4.1 Smáčivost povrchu

Smáčivost popisuje, do jaké míry se kapalina „rozprostírá“ na povrchu pevné látky. Závisí na vlastnostech materiálu a povrchovém napětí kapaliny. Relativně jednoduchý způsob, jak smáčivost kvantifikovat, představuje měření kontaktního úhlu mezi kapalinou a pevným povrchem. V tomto případě byla smáčivost hodnocena pomocí jednoduchého tzv. droplet

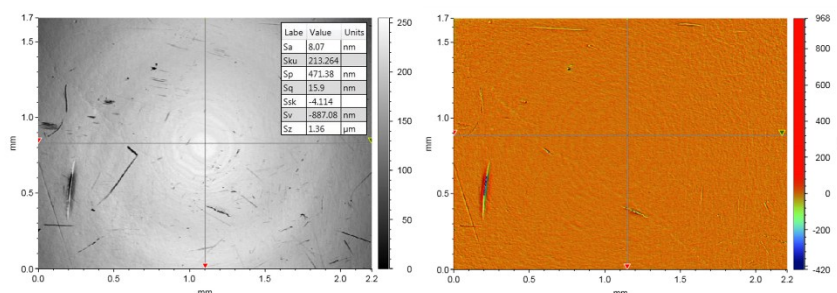
testu, který spočíval v nanesení kapky fyziologického roztoku na zkoumané biomateriály a následném měření úhlu, který kapka svírá s povrchem. Test umožňuje rozlišit hydrofilní (smáčecí úhel menší než  $90^\circ$ ), resp. hydrofobní chování povrchů (smáčecí úhel větší než  $90^\circ$ ). Výsledky smáčivosti byly prezentovány pomocí grafického znázornění smáčecího úhlu jednotlivých materiálů (Obr. 4-17).



Obr. 4-17 Vyhodnocení smáčivosti (vlevo), hydrofilní (resp. hydrofobní) chování povrchu [51] (vpravo)

#### 4.4.2 Topografie povrchu

Topografie povrchů před a po provedených experimentech byla analyzována pomocí optického profilometru. Všechny pozorované povrchy byly před měřením důkladně vyčištěny izopropylalkoholem. Pro měření byly použity objektivy s různou úrovní zvětšení v závislosti na očekávané velikosti ovlivněné kontaktní oblasti jednotlivých materiálů. Z naskenovaného reálného profilu byl nejdříve pomocí filtru odstraněn tvar plochy, čímž byl získán základní profil, ze kterého byla následně odfiltrována také vlnitost povrchu. Na takto upraveném snímku (Obr. 4-18) byly poté pozorovány eventuální známky opotřebení povrchů po třecích testech a zaznamenávána drsnost povrchů v podobě střední aritmetické odchylky povrchu  $S_a$ . Topografie třecích povrchů pinů po provedených experimentech byla vyhodnocována až po provedení všech třecích testů daného pinu – tj. po třecích testech proti oběma protiplochám v případě testů povlaků, resp. po testech s různými mazivy v případě testů modifikací.



Obr. 4-18 Naskenovaný snímek povrchu s hodnotami drsností (vlevo), barevná mapa povrchu (vpravo)

### 4.4.3 Součinitel tření

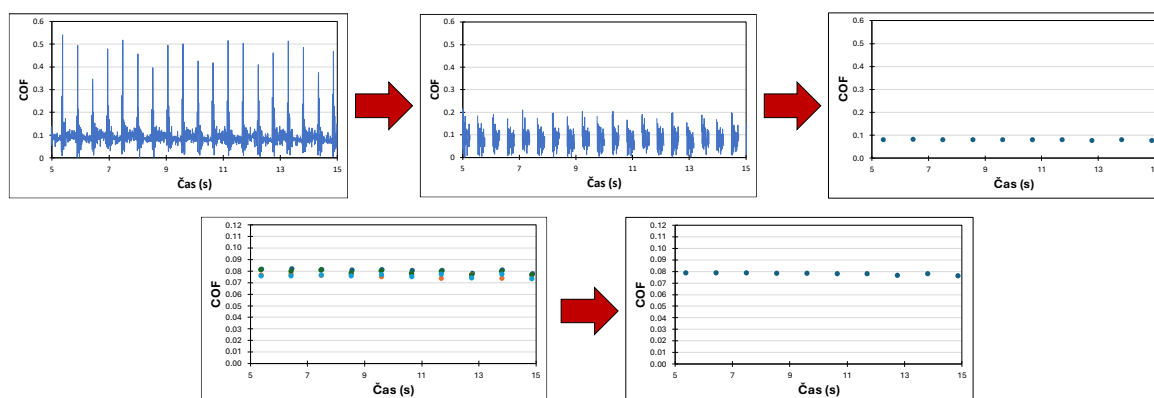
Hodnoty součinitele smykového tření byly získány na základě analytického vztahu jako poměr třecí síly (měřené tribometrem) a přítláčné síly (nastavené před testem). Oba tribometry zaznamenávaly průběh testů s frekvencí záznamu 100 Hz. Naměřené hodnoty byly zpracovány pomocí makra v programu Microsoft Excel, které umožnilo odstranit záznamy úvratí (změny směru pohybu) s dostatečně velkým okolím, aby se vyloučil vliv těchto změn na hodnoty tření z lineární oblasti třecí dráhy.

V každém cyklu testu tak vznikly dvě oblasti hodnot tření, z nichž byl pro každý cyklus spočítán aritmetický průměr. Tento průměr zastupuje hodnotu tření v konkrétním cyklu, přičemž průměr z obou oblastí slouží k eliminaci případných asymetrií mezi směry pohybu. Tento postup byl aplikován na každou jednotlivou dráhu zvlášť, a následně byl vypočítán průměrný časový průběh daného pinu (čtyři dráhy v případě tribometru Bruker a tři v případě Anton Paar) – Obr. 4-19.

Pro zajištění spolehlivých výsledků bylo z konečné analýzy vyloučeno prvních pět cyklů každého měření, aby se eliminoval vliv záběhové fáze testu. Toto vyloučení bylo stanoveno na základě dlouhodobých pozorování, která ukázala, že po této fázi se hodnoty tření ustálily.

Výsledky tření byly znázorněny pomocí grafů závislosti součinitele smykového tření na čase. Ke zhodnocení stability tření v čase byly použity také krabicové grafy, které byly sestaveny na základě analýzy všech hodnot tření z měření každého pinu. Každý box tedy obsahuje data získaná z 80, resp. 60 hodnot (20 cyklů s frekvencí 1 Hz, resp. 0,5 Hz pro čtyři, resp. tři třecí dráhy). Krabicové grafy tak ukazují rozptyl třecích hodnot, což umožňuje analyzovat stabilitu tření v průběhu času.

Výsledné hodnoty součinitele tření byly získány průměrováním hodnot tření pro všechny tři piny dané kombinace materiálů, což následně umožnilo kvantitativní porovnání jednotlivých testovaných kombinací.



Obr. 4-19 Schématický postup vyhodnocení závislosti součinitele tření na čase: stanovení časové závislosti tření jednotlivých drah (nahore), průměrný časový průběh jednoho pinu složený z více třecích drah (dole)

#### 4.4.4 Fluorescenční mikroskopie – formování mazacího filmu

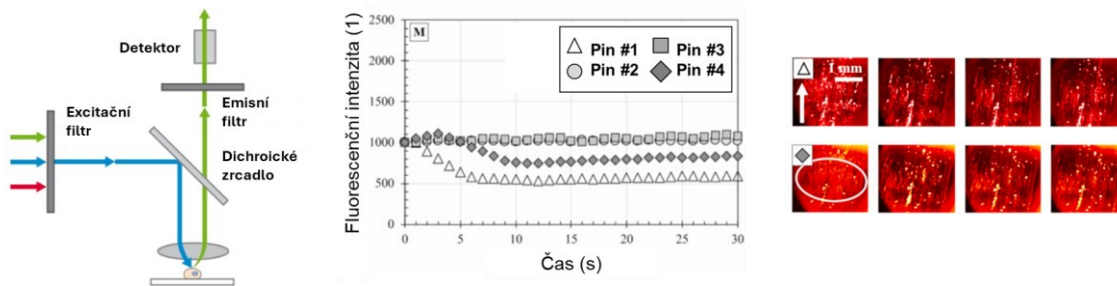
Pomocí fluorescenční mikroskopie bylo možné sledovat chování složek synoviální kapaliny v kontaktu mezi třecími páry. Tato metoda využívá fluorofory – látky, které se vážou na složky kapaliny a umožňují jejich vizualizaci. Fluorofory se aktivují při ozáření světlem o specifické vlnové délce, po jehož absorbování emitují světlo o delší vlnové délce [33]. Fluorescenční mikroskop osvětluje vzorek a pomocí speciálních filtrů zobrazuje pouze emitované světlo, čímž na tmavém pozadí zviditelňuje označené složky kapaliny, jež jsou běžným světlem nepozorovatelné. Tímto způsobem bylo možné detailně sledovat chování synoviální kapaliny (Obr. 4-20) během pohybu třecích povrchů a získat cenné poznatky o její účinnosti. Označeny byly všechny složky kapaliny, ale experiment probíhal s LED osvětlením a filtrem pro albumin, který byl na základě rešerše vyhodnocen jako klíčový pro tvorbu mazacího filmu.

Fluorescenční intenzita byla vyhodnocena v programech Andor Solis a ImageJ jako průměrná hodnota z pěti snímků každého cyklu zachycených při průchodu střední částí třecí dráhy. Z těchto hodnot byl vytvořen časový průběh každého pinu. Tento postup byl aplikován na všechny čtyři dráhy a výsledné průběhy byly poskládány za sebou.

Výsledky byly prezentovány jako časové závislosti tloušťky maziva a jako sloupcové grafy průměrné intenzity každého pinu v daných drahách. Souhrnné sloupcové grafy pak byly získány průměrováním intenzit všech tří (resp. dvou) pinů dané kombinace, což umožnilo celkové srovnání chování maziva mezi testovanými variantami.

Během experimentů nebylo vždy dosaženo shodné počáteční fluorescenční intenzity, což bylo ovlivněno nastavením externího zdroje světla, typem použitého filtru, odrazivostí materiálu pinů i množstvím a vlastnostmi fluorescenčního barviva. Předpokládá se však, že rozdíly v tloušťce maziva při statickém zatížení různých vzorků jsou zanedbatelné. Aby bylo možné výsledky vzájemně porovnávat, bylo proto nutné, data normalizovat.

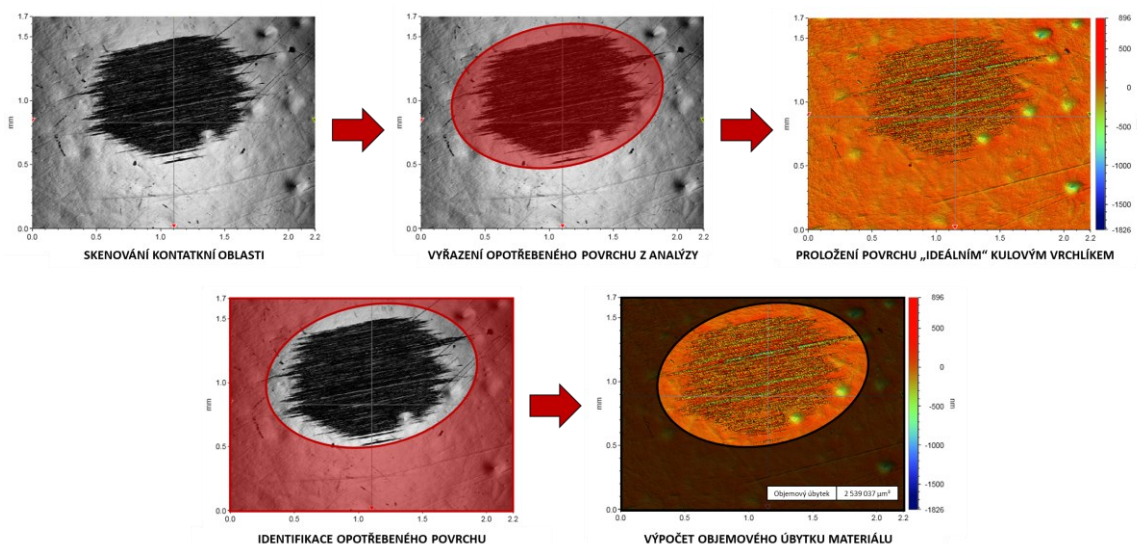
V první fázi byla určena průměrná intenzita z deseti snímků zaznamenaných ve statickém kontaktu. Tato průměrná hodnota byla přepočtena na referenční intenzitu rovnu 1000, čímž vznikla normalizační konstanta – tedy poměr mezi touto referenční hodnotou a původní intenzitou ve statickém stavu. Všechna další data v daném experimentu byla následně pomocí tohoto koeficientu přepočtena. Tento postup byl již dříve zaveden a úspěšně ověřen v předchozích pracích výzkumné skupiny na ÚK FSI VUT v Brně [34]. Díky této metodě je možné porovnávat časové průběhy intenzit i v případech, kdy se počáteční hodnoty mezi experimenty liší.



Obr. 4-20 Schéma fluorescenčního mikroskopu [52] (vlevo); schématické znázornění časové závislosti tloušťky maziva (uprostřed), formování synoviální kapaliny v kontaktu [40] (vpravo)

#### 4.4.5 Opotřebení povrchu

Míra opotřebení třecích povrchů byla analyzována pomocí optického profilometru (Obr. 4-21). V první fázi byla naskenována dostatečně rozsáhlá kontaktní oblast vykazující známky opotřebení. Na takto získaný 3D profil byla nejprve aplikována maska, která opotřeбенou část vyřadila z analýzy, a zbývající povrch byl následně aproximován ideálním kulovým vrchlíkem. Poté byla naopak vybrána pouze opotřeбенá oblast, u níž byl vypočítán objemový úbytek materiálu vzhledem k ideální, neopotřeбенé kulové ploše. Tento přístup sice neposkytuje zcela exaktní hodnoty opotřebení, nicméně umožňuje získat alespoň přibližný řádový odhad rozsahu poškození jednotlivých povrchů. Jedná se tak spíše o kvalitativní zhodnocení opotřebení, které bylo dále podpořeno reálnými snímky analyzovaných oblastí, jež jednoznačně dokládají přítomnost viditelných známek poškození.



Obr. 4-21 Schématický postup vyhodnocení objemového úbytku materiálu

## 4.5 Testované predikce

### **Predikce 1:**

Hypotéza 1 předpokládá, že aplikace DLC povlaků na biomateriály povede k mírnému zvýšení součinitele tření oproti nepovlakovaným vzorkům. Zároveň však DLC povlaky významně sníží opotřebení třecího povrchu, což povede ke zlepšení povrchové topografie po testech – projevující se nižšími hodnotami drsností a menšími známkami opotřebení na povrchu.

**Závislá proměnná:** součinitel tření, topografie povrchu

**Nezávislá proměnná:** povlakovaný/nepovlakovaný materiál pinu

**Kontrolovaná proměnná:** materiál desky, mazivo, zatížení, kinematické podmínky, teplota

### **Predikce 2:**

Hypotéza 2 předpokládá, že texturování povrchů povede k nízkým hodnotám součinitele tření. Nicméně vzhledem k mírně zvýšené drsnosti povrchu (způsobené ostrými hranami textur v důsledku technologie výroby) může být součinitel tření vyšší než u nemodifikovaného povrchu. Při kombinaci dílčích modifikací, konkrétně aplikací DLC povlaku a textury na povrch, dojde ke snížení součinitele tření, a především k výraznému snížení míry opotřebení ve srovnání s nemodifikovanými materiály.

Hypotéza také předpokládá, že výsledné hodnoty tření se budou lišit v závislosti na orientaci textur: rovnoběžná orientace textur vůči směru pohybu povede k nižšímu tření než orientace kolmá, zatímco izotropní textury budou vykazovat konzistentní hodnoty tření bez ohledu na směr pohybu.

**Závislá proměnná:** součinitel tření, topografie povrchu, formování mazacího filmu v kontaktu, míra opotřebení

**Nezávislá proměnná:** typ modifikace povrchu, směr textur vůči směru pohybu

**Kontrolovaná proměnná:** materiál desky, mazivo, zatížení, kinematické podmínky, teplota

## 5 VÝSLEDKY

V této kapitole jsou uvedeny výsledky získané na základě provedených experimentů dílčích částí práce. Výsledky byly rozděleny do pěti hlavních podkapitol, které se zabývají smáčivostí povrchů (kap. 5.1), analýzou topografie povrchů před a po provedených experimentech (kap. 5.2), třecími testy (kap. 5.3), analýzou formováním mazacího filmu v kontaktu (kap. 5.4) a analýzou opotřebení při dlouhodobých testech (kap. 5.5).

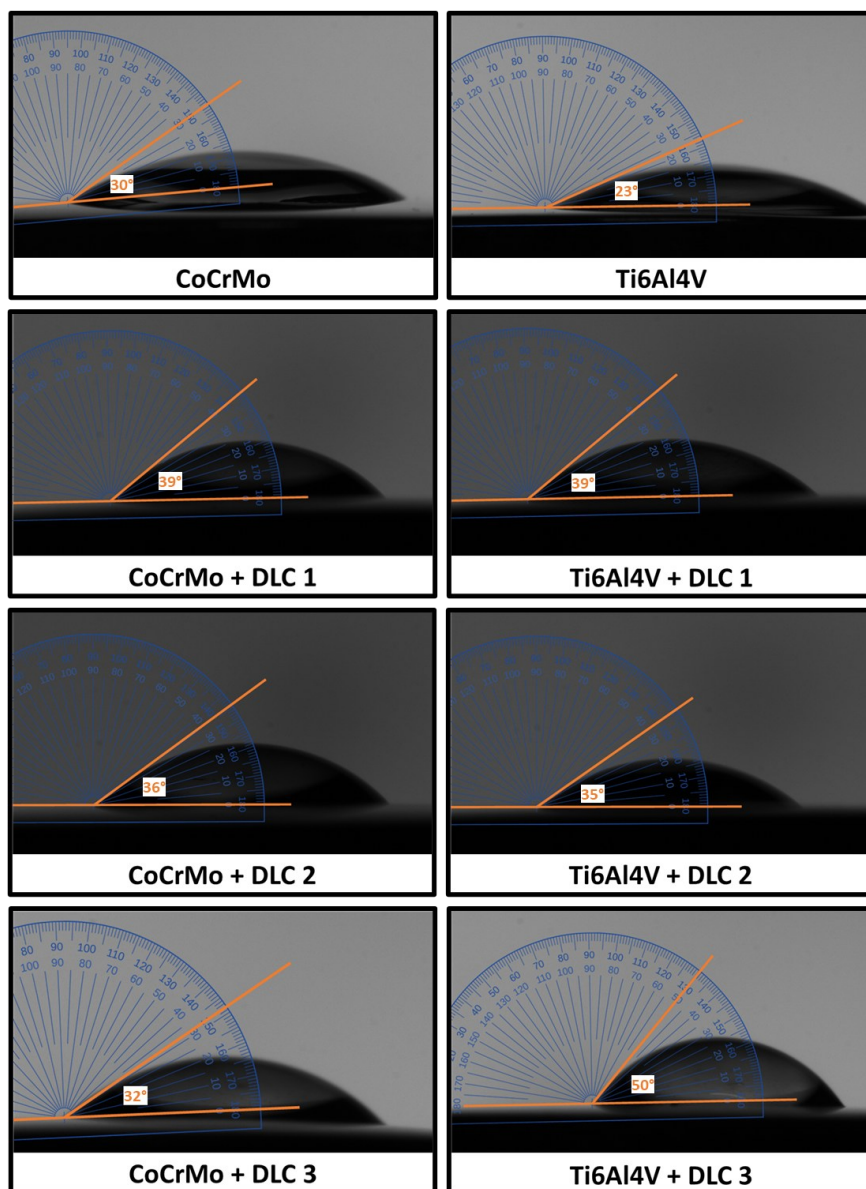
Třecí testy byly řešeny ve dvou samostatných částech. Nejdříve byla pozornost věnována experimentům s několika typy DLC povlaků a následně byly provedeny testy tření s různými modifikacemi povrchů. V obou případech však byla nejdříve hodnocena smáčivost všech kontaktních ploch, poté topografie třecích povrchů, a to jak před experimenty, tak po nich. Analýza formování maziva v kontaktu, resp. dlouhodobé třecí testy opotřebení byly realizovány již pouze pro vybrané materiálové dvojice.

### 5.1 Smáčivost povrchů

Snímky smáčivosti testovaných kontaktních povrchů jsou zobrazeny na Obr. 5-1, Obr. 5-2 a Obr. 5-4. V rámci této analýzy byly pořízeny snímky všech třecích ploch, tedy jak pinů, tak desek, nicméně pro účely interpretace byl vybrán vždy pouze jeden reprezentativní vzorek každého materiálu. Průměrné hodnoty smáčecích úhlů s příslušnou směrodatnou odchylkou jsou graficky znázorněny na Obr. 5-3 a Obr. 5-5. Příloha 1 poté obsahuje jednak číselné vyjádření Obr. 5-3 a Obr. 5-5, ale současně také hodnoty smáčecích úhlů všech dílčích pinů, resp. desek.

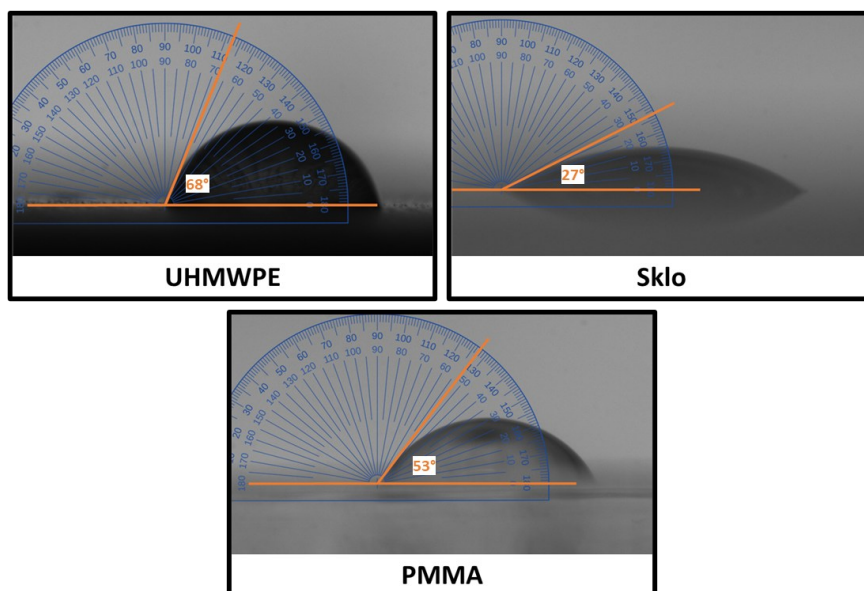
#### **Smáčivost povrchů – DLC povlaky**

Ačkoli Obr. 5-1 zachycuje vždy pouze jeden reprezentativní pin, odchylky smáčecích úhlů byly jen velmi malé – maximálně okolo  $3^\circ$  (Obr. 5-3). Nejnižší smáčivost byla v případě obou materiálů zaznamenána u jejich nepovlakovaných variant. Oba výzkumně vyvinuté povlaky (DLC 1, resp. DLC 2) vykazovaly velmi podobné hodnoty smáčecích úhlů, pohybující se okolo  $40^\circ$ . U komerčního povlaku DLC 3 byl tento úhel u kobaltové slitiny mírně nižší (přibližně  $35^\circ$ ), zatímco u pinů z titanu mírně vyšší – přibližně  $48^\circ$ .

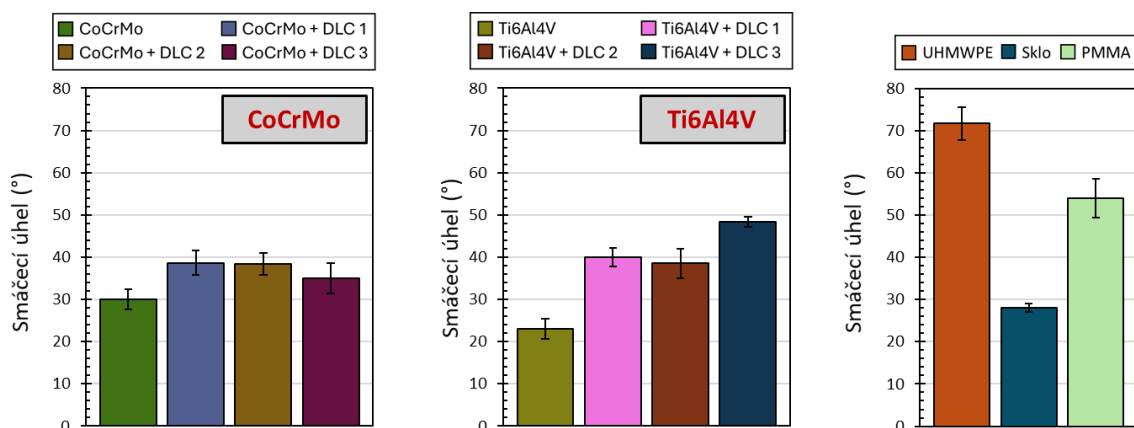


Obr. 5-1 Smáčivost povrchů pinů s DLC povlaky

Při vyhodnocení smáčivosti jednotlivých třecích desek lze pozorovat výrazně odlišné chování (Obr. 5-2, Obr. 5-3). Ačkoli všechny desky vykazují hydrofilní charakter, jejich smáčecí úhly se výrazně liší. Nejnižší smáčivost byla naměřena u UHMWPE (přibližně 72°), zatímco nejvyšší smáčivost vykazovalo sklo, s hodnotou okolo 28°. Deska z PMMA dosahovala průměrného úhlu smáčení přibližně 54°.



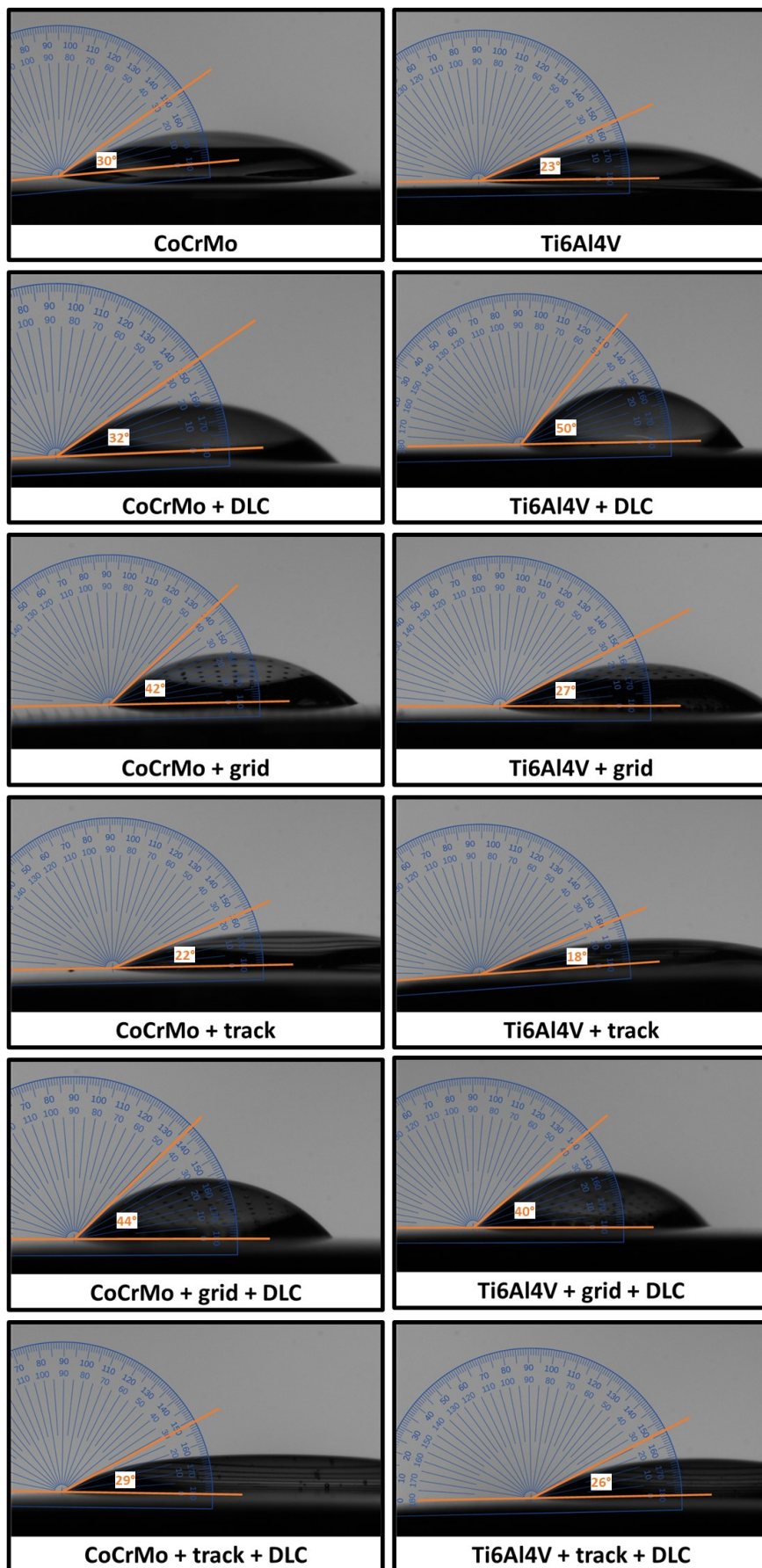
Obr. 5-2 Smáčivost povrchů třecích desek



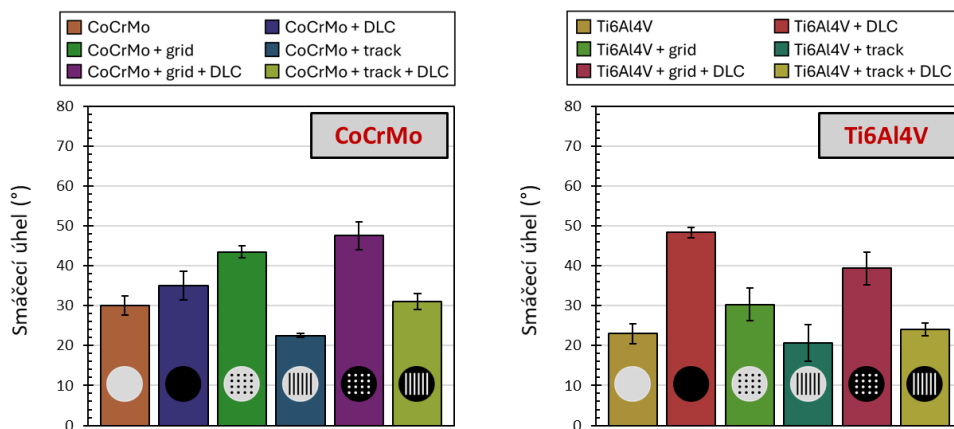
Obr. 5-3 Průměrné hodnoty smáčecích úhlů pinů s DLC povlaky, resp. třecích desek

### Smáčivost povrchů – modifikace povrchů

Na pořízených snímcích povrchů pinů s různými modifikacemi (Obr. 5-4) je patrný nárůst smáčecích úhlů po aplikaci DLC povlaku – a to jak u neupravených vzorků, tak i u těch, které byly předem texturovány (Obr. 5-5). Nejvyšší smáčivosti dosahují oba základní materiály v případě texturování tzv. „single tracky“, kdy byly zaznamenány hodnoty okolo 20°. Naopak mřížkové textury vedly ke zvýšení smáčecího úhlu oproti neupravenému povrchu. Nejvyšší hodnoty smáčecích úhlů (přibližně 48°) byly naměřeny u kobaltových vzorků s mřížkovou texturou a současně naneseným DLC povlakem, stejně tak u titanových pinů opatřených pouze DLC povlakem. Největší rozptyl hodnot byl zaznamenán u texturovaných titanových pinů, kde odchylky dosahovaly  $\pm 4^\circ$ .



Obr. 5-4 Smáčivost povrchů pinů s modifikacemi povrchů



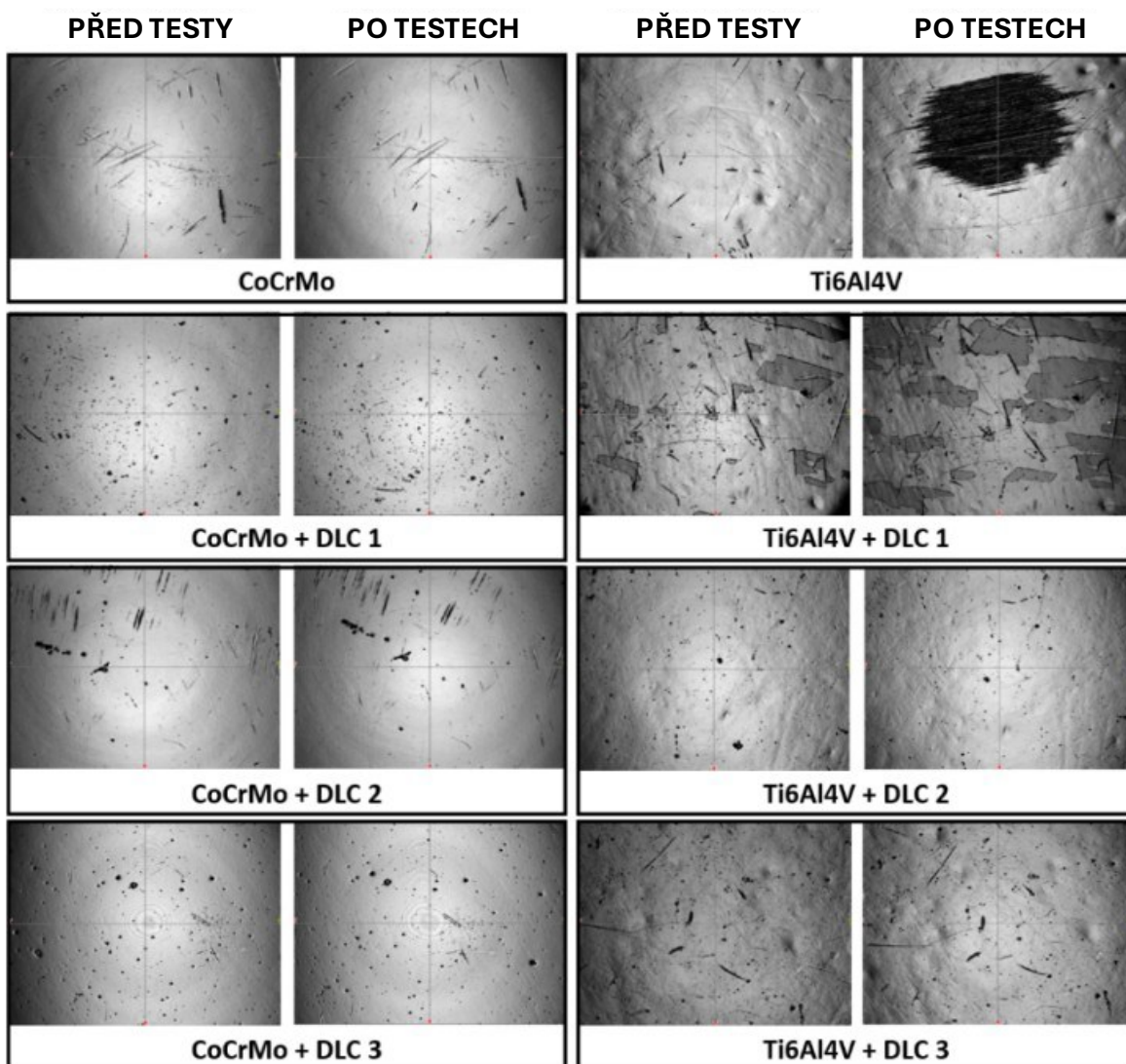
Obr. 5-5 Průměrné hodnoty smáčecích úhlů pinů s modifikacemi povrchů

## 5.2 Topografie povrchů

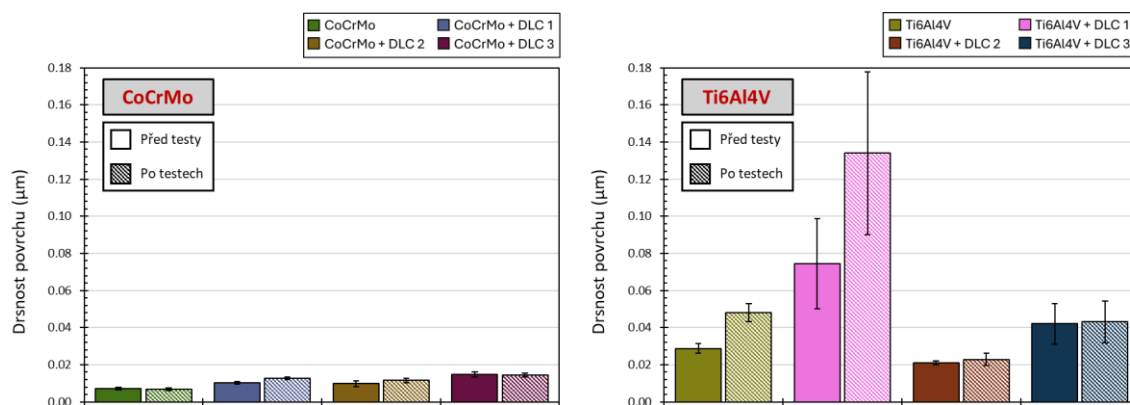
Snímky třecích povrchů testovaných pinů a desky z UHMWPE jsou zobrazeny na Obr. 5-6, Obr. 5-8 a Obr. 5-9. Snímky skla a desky z PMMA nebylo možné pozorovat pomocí profilometru, neboť optická metoda selhává u průhledných povrchů. Z hlediska topografie povrchu se však oba tyto povrchy považují za opticky hladké. Byly naskenovány a analyzovány všechny piny použité pro třecí testy, nicméně pro účely interpretace byl vybrán vždy jeden reprezentativní vzorek každé testované kombinace. Průměrné hodnoty drsností povrchů (parametr  $S_a$ ) před a po třecích testech s příslušnou směrodatnou odchylkou jsou graficky znázorněny na Obr. 5-7 a Obr. 5-10. Příloha 2 poté obsahuje číselné vyjádření Obr. 5-7 a Obr. 5-10. V tabulce červená barva značí zvýšení drsnosti, zelená pak snížení drsnosti. Tučně jsou označeny kombinace, u kterých došlo k výrazné změně.

### Topografie povrchů – DLC povlaky

Ačkoli Obr. 5-6 zachycuje vždy pouze jeden reprezentativní pin dané kombinace, odchylky mezi jednotlivými piny stejného typu byly velmi malé (Obr. 5-7). Výjimku tvoří titanové piny s povlakem DLC 1, u nichž byla zaznamenána zvýšená drsnost povrchu. V tomto případě byla však analýza opakována několikrát, aby se vyloučila možnost systémové chyby. Ochranný účinek DLC povlaku se výrazně projevil zejména u titanových vzorků, kdy nepovlakované piny vykazovaly po provedených třecích testech značné opotřebení (Obr. 5-6, pravý horní snímek). Naproti tomu nepovlakované piny z kobaltové slitiny při krátkodobých testech takové známky opotřebení nevykazovaly

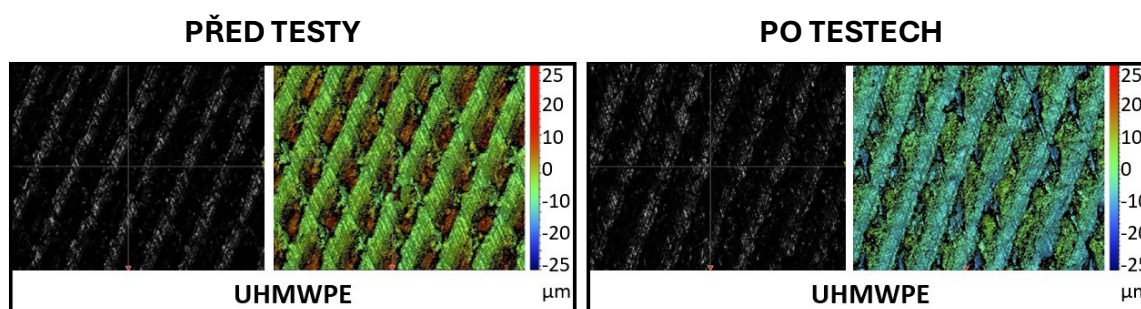


Obr. 5-6 Topografie povrchů pinů s DLC povlaky před (snímky vlevo) a po (snímky vpravo) třecích testech



Obr. 5-7 Průměrná drsnost povrchů ( $S_a$ ) pinů s DLC povlaky před a po třecích testech

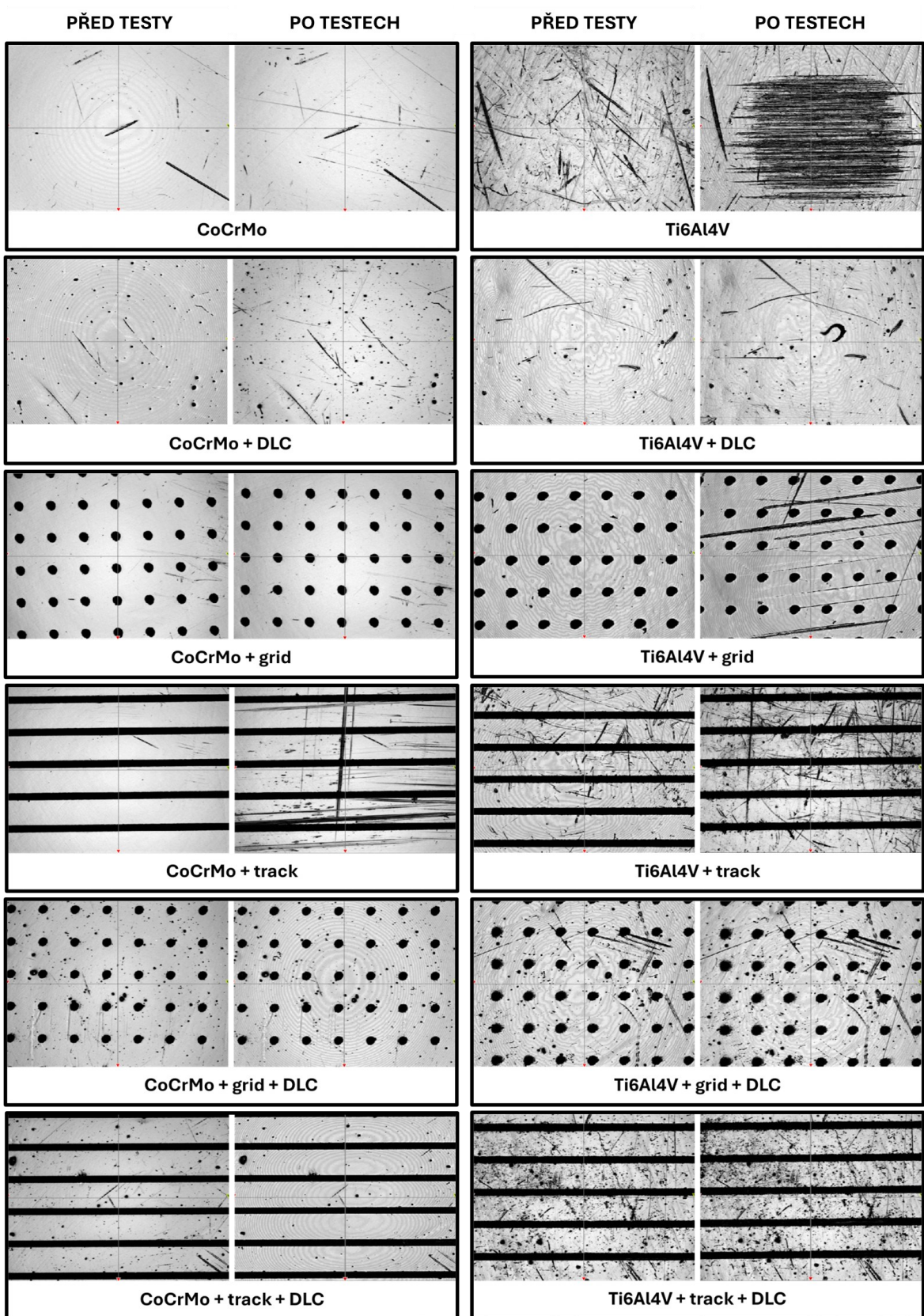
Desky z UHMWPE po provedených testech nevykazovaly žádné zřetelné dráhy opotřebení (Obr. 5-8). Topografie jejich povrchů se výrazně nezměnily, během třecích experimentů mohlo dojít pouze k mírnému „vyhlazení“. Původní drsnost se pohybovala okolo 2  $\mu\text{m}$ , přičemž po testech došlo k jejímu mírnému snížení, pravděpodobně v důsledku obroušování vrcholů nerovností. Na povrchu byly patrné výrazné stopy po výrobním procesu, ovšem bez výskytu škrábanců či vrypů. Snímky byly pořízeny před a po dlouhodobých zkouškách (pětiminutové testy, viz diskuse), které měly za cíl odhalit možné opotřebení materiálu. Tyto testy zároveň sloužily k ověření, že po ustálení hodnot součinitele tření lze u většiny vzorků využít podstatně kratší testy, což bylo výhodné vzhledem k velkému množství zkoušených kombinací.



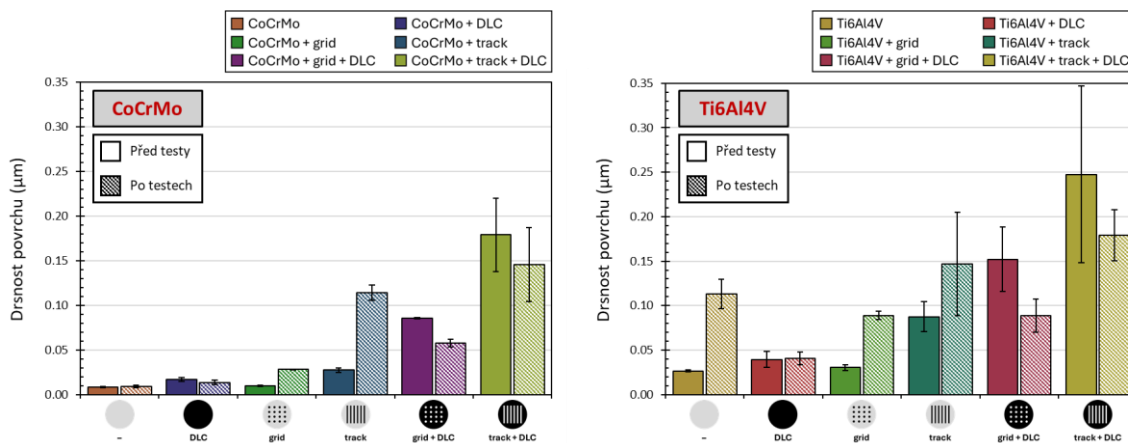
Obr. 5-8 Topografie povrchu desky z UHMWPE před (snímky vlevo) a po (snímky vpravo) třecích testech

### Topografie povrchů – modifikace povrchů

Na Obr. 5-9 je zobrazen vždy jeden vybraný pin dané kombinace. Před provedením testů vykazovala většina pinů pouze malé rozdíly v drsnosti povrchu v rámci pinů stejné konfigurace (Obr. 5-10). Výjimku tvořily pouze piny, které byly texturovány a následně opatřeny DLC povlakem (kromě CoCrMo pinů s mřížkovou texturou). Tyto piny měly nejen výrazně vyšší povrchovou drsnost, ale také vykazovaly větší rozptyl naměřených hodnot mezi jednotlivými vzorky. Po provedených experimentech bylo možné u texturovaných pinů sledovat nárůst drsnosti, zatímco u těch, které byly po texturování navíc opatřeny DLC povlakem, došlo naopak k jejímu poklesu. Ochranný účinek povlaku byl opět patrný zejména u titanových vzorků, kdy nepovlakované piny vykazovaly výrazné známky opotřebení, což vedlo ke zvýšení povrchové drsnosti. Naproti tomu nepovlakované piny z kobaltové slitiny významné poškození povrchu nevykazovaly. Topografii povrchu protikusu z PMMA se bohužel nepodařilo změřit, neboť jeho transparentní povrch nebylo možné zachytit optickým profilometrem. Přesto bylo možné vizuálně pozorovat relativně výrazné opotřebení povrchu ve formě třecích drah pouhým okem.



Obr. 5-9 Topografie povrchů pinů s modifikacemi povrchů před (snímky vlevo) a po (snímky vpravo) třecích testech



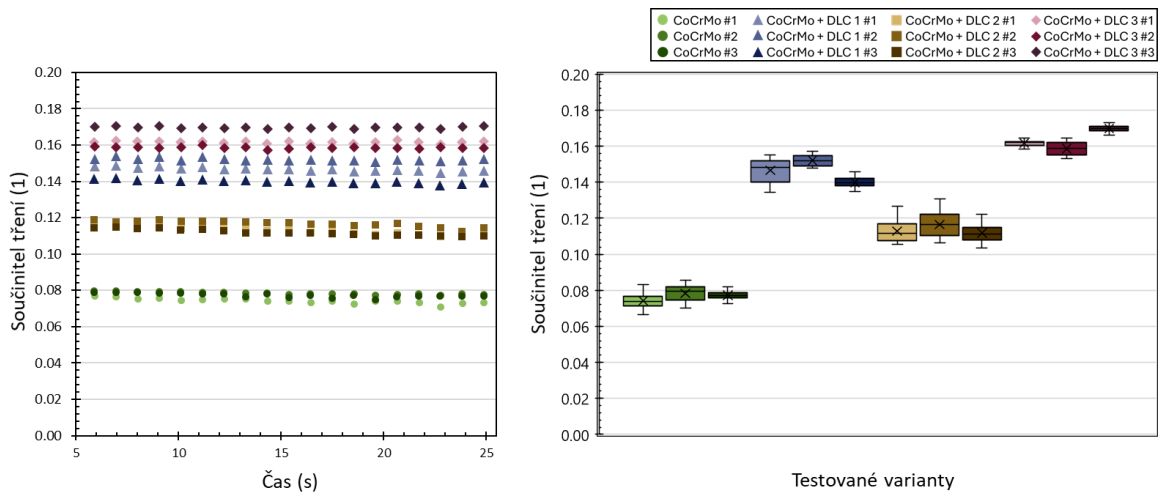
Obr. 5-10 Průměrná drsnost povrchů ( $S_a$ ) pinů s modifikacemi povrchů před a po třecích testech

### 5.3 Testy tření – součinitel tření

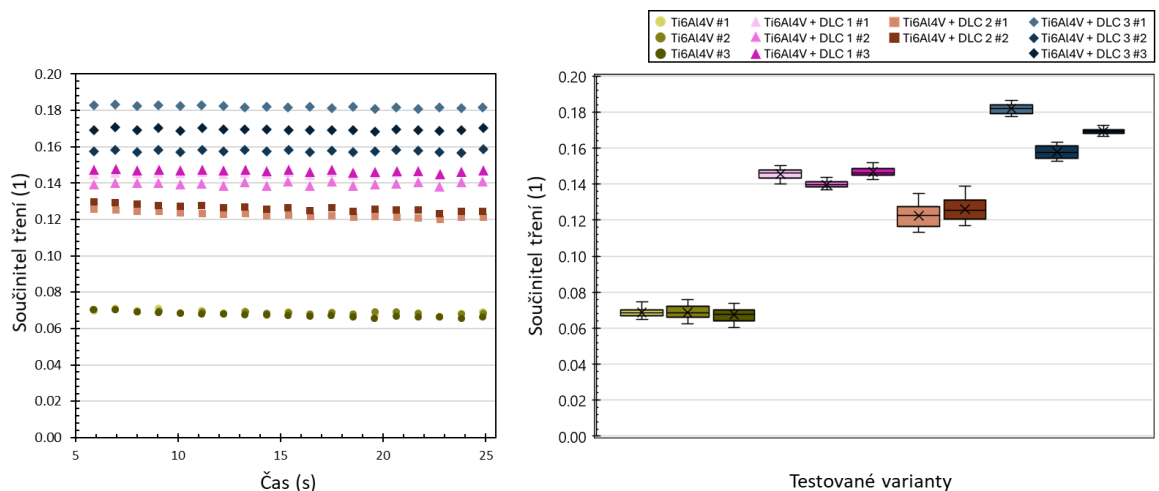
Výsledky třecích testů jsou prezentovány prostřednictvím dvou grafických zobrazení (Obr. 5-11 až Obr. 5-14, Obr. 5-16 až Obr. 5-19 resp. Obr. 5-22). Levé grafy znázorňují časový průběh tření s vyloučením prvních pěti cyklů experimentů, ve kterých docházelo k záběhu testů. Vyloučení pěti cyklů bylo stanoveno na základě úvodních dlouhodobých testů, které ukázaly, že po cyklech záběhu dojde k dostatečnému ustálení tření. Krabicové grafy napravo zobrazují určitou variabilitu třecích dat, kdy barevné boxy ohraničují hodnoty mezi 1. a 3. kvantilem, přičemž vodorovná linie uvnitř boxu znázorňuje medián a křížek aritmetický průměr. Tzv. „vousy“ zachycují minimální a maximální hodnoty souboru. Souhrnné výsledky jsou poté uvedeny ve sloupcových grafech na Obr. 5-15, Obr. 5-20, Obr. 5-21 a Obr. 5-23. Tyto souhrnné grafy slouží k přehlednému porovnání testovaných variant. Příloha 3 poté obsahuje číselné vyjádření Obr. 5-15, Obr. 5-20, Obr. 5-21 a Obr. 5-23.

#### Testy tření – DLC povlaky

Výsledky třecích testů různých typů povlaků proti desce z UHMWPE jsou zobrazeny na Obr. 5-11 a Obr. 5-12. Nejnižší tření kobaltových pinů bylo naměřeno u nepovlakovaných vzorků, a to kolem hodnoty 0,08. Křivky tření byly v průběhu času mimořádně stabilní, což potvrzují také statistické krabicové grafy, kdy je pozorován jen velmi malý rozptyl hodnot. Nejnižší tření u vzorků s povlakem bylo dosaženo u vzorku DLC 2 a to kolem hodnoty 0,12. Naopak k nejvyššímu tření vedlo využití komerčního DLC 3 (kolem 0,16). Tento povlak však vykazoval nejstabilnější chování napříč všemi povlaky s minimálními odchylkami. Podobné výsledky byly naměřeny také u titanových pinů, kdy neošetřené vzorky vykazovaly tření okolo 0,07. Povlak DLC 2 vedl na zvýšení na zhruba 0,12, DLC 1 na 0,15 a DLC 3 na 0,17. Všechny testované piny vykazovaly stabilní chování a výbornou opakovatelnost.

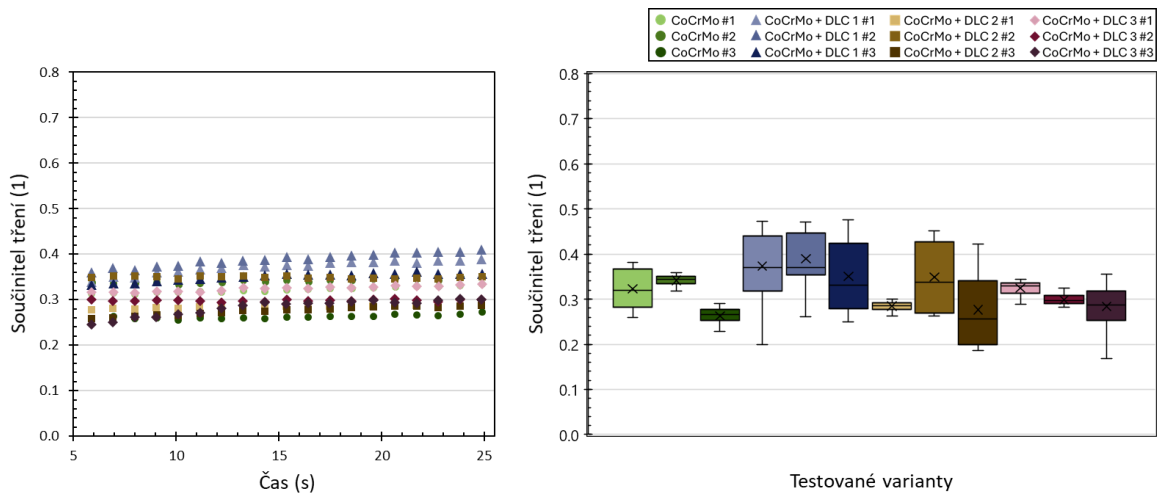


Obr. 5-11 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

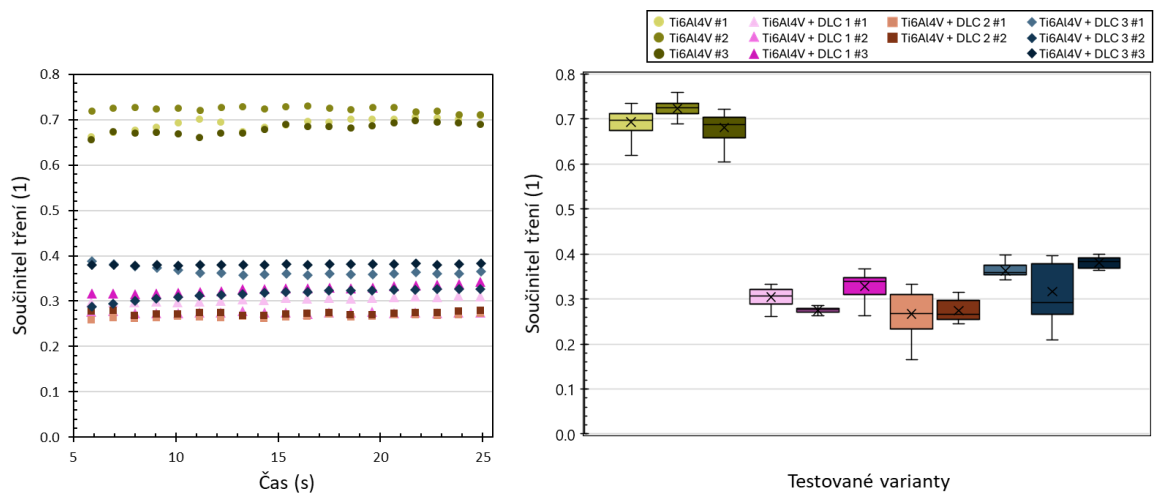


Obr. 5-12 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

Druhá sada dat, tedy třecí testy proti sklu jsou zobrazeny na Obr. 5-13 a Obr. 5-14. Vliv povlaku na kobaltových pinech v tomto případě nebyl ani pozitivní ani negativní. Zajímavý jev byl pozorován v případě aplikace povlaku DLC 1, resp. DLC 2, což vedlo k nepříliš stabilnímu chování. Naproti tomu relativně stabilně se jevil DLC 3 povlak s nejnižším průměrným součinitelem tření okolo 0,3, který byl téměř shodný s piny s neupraveným povrchem. Vliv povlakování povrchů slitiny Ti6Al4V byl oproti kobaltovým pinům zásadní. Nepovlakované piny vykazovaly průměrně tření až okolo hodnoty 0,7, přičemž DLC povlaky způsobily pokles až o 50 %. Průběh tření byl ve všech případech stabilní a nejnižší tření bylo naměřeno u povlaku DLC 2 (0,27).

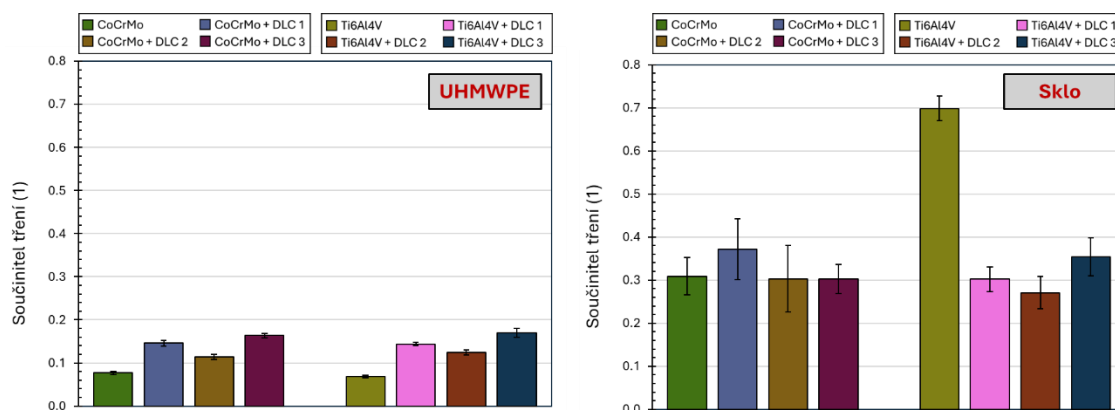


Obr. 5-13 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám ze skla při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)



Obr. 5-14 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám ze skla při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

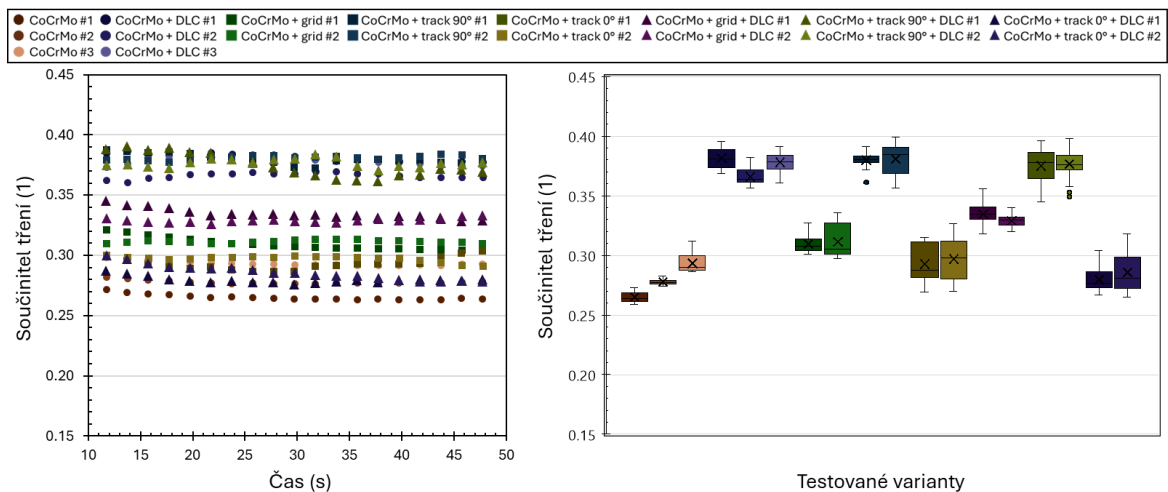
Obr. 5-15 ukazuje srovnání výsledného součinitele tření jednotlivých testovaných variant proti oběma třecím povrchům. Obecně lze pozorovat, že u CoCrMo pinů vede aplikace DLC povlaků na zvýšení součinitele tření u desky z UHMWPE („hard-on-soft“ pár). Zároveň však tyto povlaky nemají zásadní vliv na výsledky při tření proti sklu („hard-on-hard“ pár). U titanových vzorků je chování víceméně stejné jako u kobaltových v případě UHMWPE desky, nicméně při tření proti sklu DLC povlaky výrazně snižují součinitel tření.



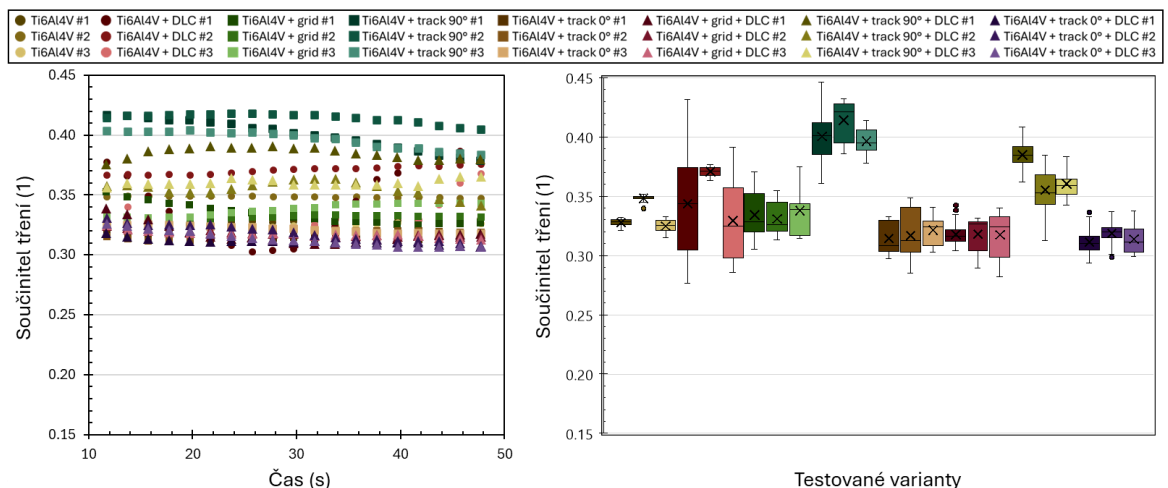
Obr. 5-15 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z UHMWPE (vlevo), resp. ze skla (vpravo) při aplikaci synoviální kapaliny

### **Testy tření – modifikace povrchů**

Výsledky třecích testů různých modifikací aplikovaných na dva různé základní materiály pinů proti desce z PMMA při použití synoviální kapaliny jsou zobrazeny na Obr. 5-16 a Obr. 5-17. Nejnižší tření mezi vzorky ze slitiny CoCrMo vykazovaly piny s neupraveným povrchem, součinitel tření činil přibližně 0,28. Aplikace povlaku poté tření zvýšila zhruba na hodnotu 0,37. V rámci porovnání pinů, které byly opatřeny pouze texturou, dosahovaly nejvyššího tření piny s texturou drah orientovanou shodně se směrem pohybu (asi 0,3). Naopak, piny s drahami kolmými na směr pohybu vykazovaly nejvyšší tření, které dosahovalo hodnoty 0,38. Podobný trend byl pozorován také u pinů, které byly mimo textury opatřeny také DLC povlakem. Průměrné hodnoty byly velmi podobné pinům bez povlaku, nicméně DLC povlak dokázal tření relativně stabilizovat a ve většině případů také mírně snížit. Nejvyššího tření dosahovaly piny s dráhami orientovanými shodně se směrem pohybu (0,28). Velmi podobně se obecně chovaly také titanové piny, kdy ovšem neošetřené piny vykazovaly vyšší tření v porovnání piny kobaltovými (0,33). Aplikace povlaku poté tření zvýšila pouze nepatrně. Piny s texturami vykazovaly podobný charakter jako CoCrMo piny, kdy nejvyšší součinitel tření byl naměřen u drah shodně orientovaných se směrem pohybu s hodnotou okolo 0,31. Naopak nejvyšší tření bylo dosaženo u kolmých textur, kde se tření přesáhlo hodnotu 0,4. Aplikace povlaku na texturované vzorky pak tření mírně snížilo, přičemž nejvyšší hodnota (kolmé dráhy) dosáhla hodnoty okolo 0,37. Obzvláště piny s texturami vykazovaly mírně nestabilní chování ve srovnání s kobaltovými vzorky.

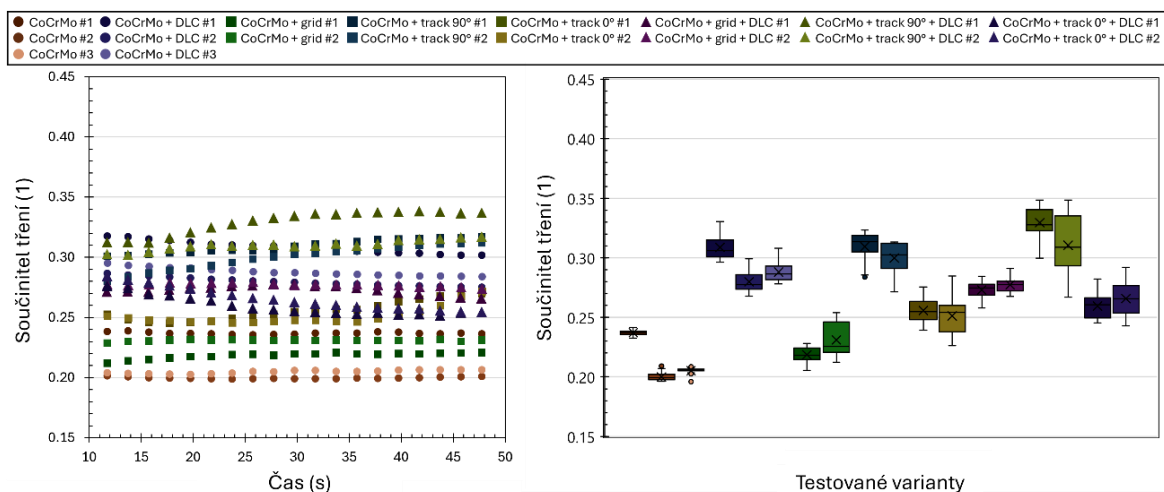


Obr. 5-16 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám z PMMA při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

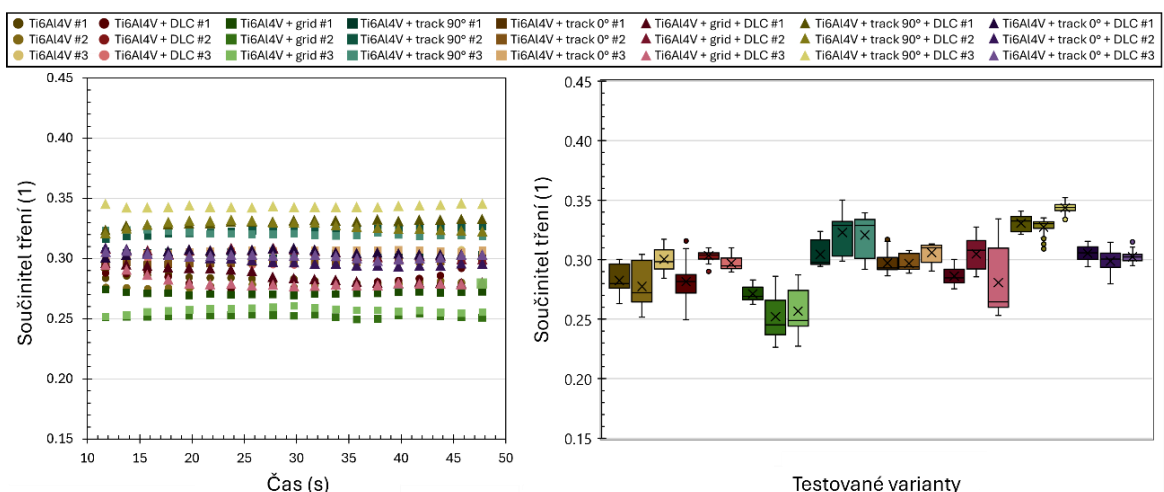


Obr. 5-17 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám z PMMA při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

Výsledky třecích testů s využitím fyziologického roztoku proti desce z PMMA, při kterých byly měřeny hodnoty tření stejných pinů jako u synoviální kapaliny jsou zobrazeny na Obr. 5-18 a Obr. 5-19. Nejnižší součinitel tření mezi kobaltovými piny byl opět naměřen u nepovlakovaných a netexturovaných pinů, konkrétně okolo 0,21. Co se týče aplikace DLC povlaku, obecně došlo k navýšení tření, ať už byl před povlakováním povrch upraven jakkoli. Opět, podobně jako při testech se synoviální kapalinou, nejvyššího tření dosahují piny s texturami s kolmou orientací, navíc pokud je na ně aplikován DLC povlak (0,32). Relativně nízké tření mezi texturovanými povrchy poté dosahoval mřížkově texturovaný povrch bez povlaku s hodnotou okolo 0,23. V případě titanových pinů nebyl vliv modifikací vyloženě zásadní. Nejnižší tření tentokrát nicméně nevykazovaly neupravené piny (0,29), nejlépe se jevíly piny s upraveným povrchem pomocí mřížkových textur (0,26). Úplně nejvyšší součinitel tření mezi titanovými vzorky při mazání PBS bylo dosaženo u pinů se současně aplikovanou texturou (kolmé dráhy) a DLC povlakem s hodnotou 0,33.

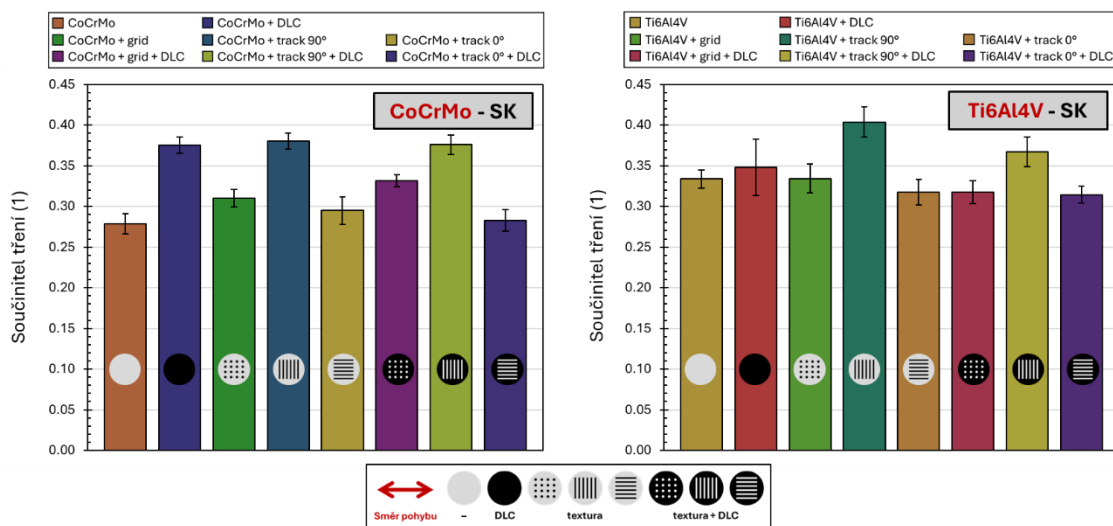


Obr. 5-18 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám z PMMA při aplikaci fyziologického roztoku – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

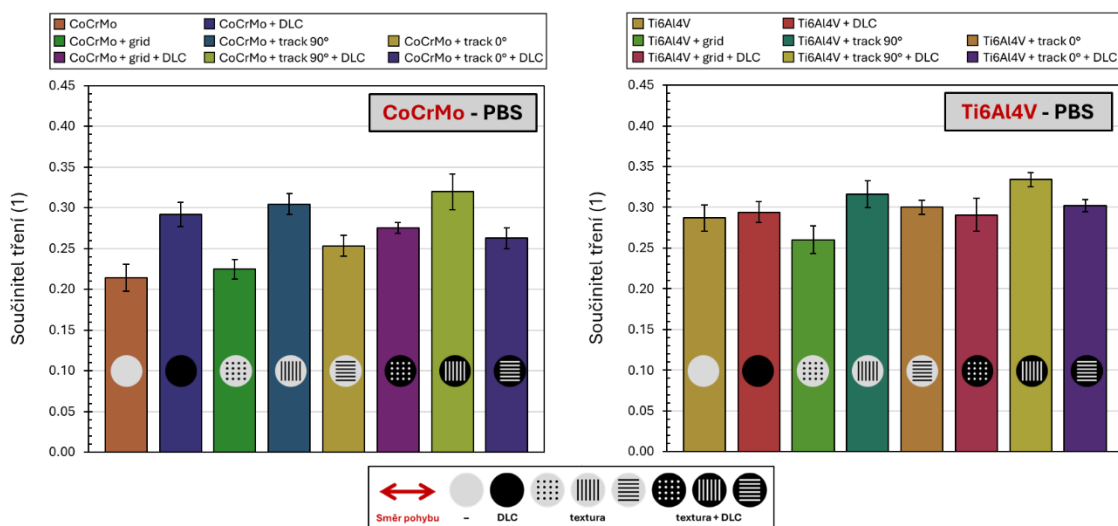


Obr. 5-19 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám z PMMA při aplikaci fyziologického roztoku – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)

Obr. 5-20 a Obr. 5-21 ukazují srovnání průměrných hodnot součinitele tření jednotlivých testovaných variant (CoCrMo, resp. Ti6Al4V) pro obě maziva proti deskám z PMMA. Obecně lze pozorovat podobný trend výsledných hodnot při využití různého mazacího média, přičemž tření v přítomnosti PBS dosahuje nižších hodnot. U CoCrMo pinů DLC povlak výrazně zvyšuje tření oproti neošetřenému povrchu. Nicméně při aplikaci tohoto povlaku na již texturované povrchy se tření dále nezvyšuje, v některých případech dokonce mírně klesá. Nejnižšího tření je dosaženo u neupravených pinů, přičemž nejvyšších hodnot nabývají piny s kolmými texturami na směr pohybu. V případě pinů ze slitiny Ti6Al4V se hodnoty součinitele tření při aplikaci povlaku na základní materiál nijak zásadně nemění. Texturované povrchy mají poté podobnou tendenci jako piny z CoCrMo, mají tedy podobné hodnoty tření ať už je na konkrétním typu textur přítomen DLC povlak či nikoli. Nejvyšší součinitel tření opět vykazují piny s texturami v podobě kolmých drah na směr pohybu.

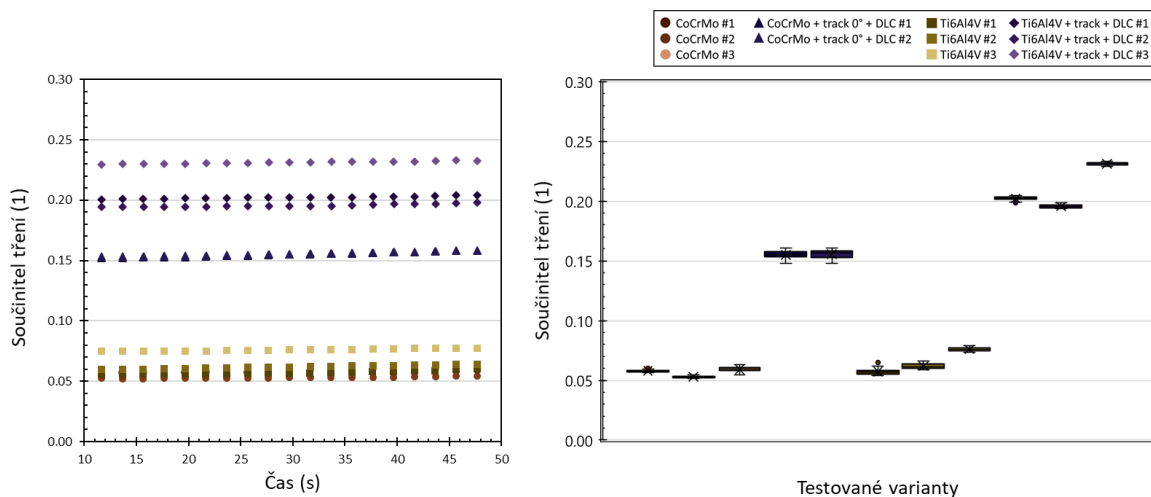


Obr. 5-20 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z PMMA při aplikaci synoviální kapaliny – CoCrMo piny (vlevo), resp. Ti6Al4V piny (vpravo)

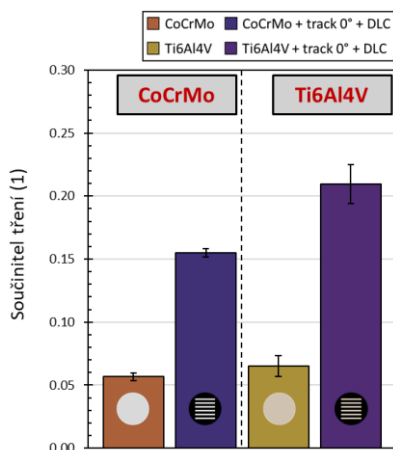


Obr. 5-21 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z PMMA při aplikaci fyziologického roztoku – CoCrMo piny (vlevo), resp. Ti6Al4V piny (vpravo)

Výsledky třecích testů vybraných pinů vůči desce z UHMWPE za přítomnosti synoviální kapaliny jsou znázorněny na Obr. 5-22. Průměrné hodnoty součinitele tření jednotlivých variant jsou dále uvedeny na Obr. 5-23. Nejnižší tření bylo zaznamenáno u obou materiálů bez povrchové úpravy – přibližně 0,06. Aplikace povrchových textur a DLC povlaku vedla ke zvýšení součinitele tření, a to na hodnotu 0,16 u kobaltových pinů a 0,21 u pinů titanových. Ve všech provedených experimentech vykazovaly testované piny velmi stabilní chování a poměrně dobrou opakovatelnost. Pouze u modifikovaných titanových pinů byl v jednom případě zaznamenán mírně vyšší součinitel tření.



Obr. 5-22 Výsledky součinitele tření pro vybrané piny proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo)



Obr. 5-23 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – CoCrMo piny (vlevo), resp. Ti6Al4V piny (vpravo)

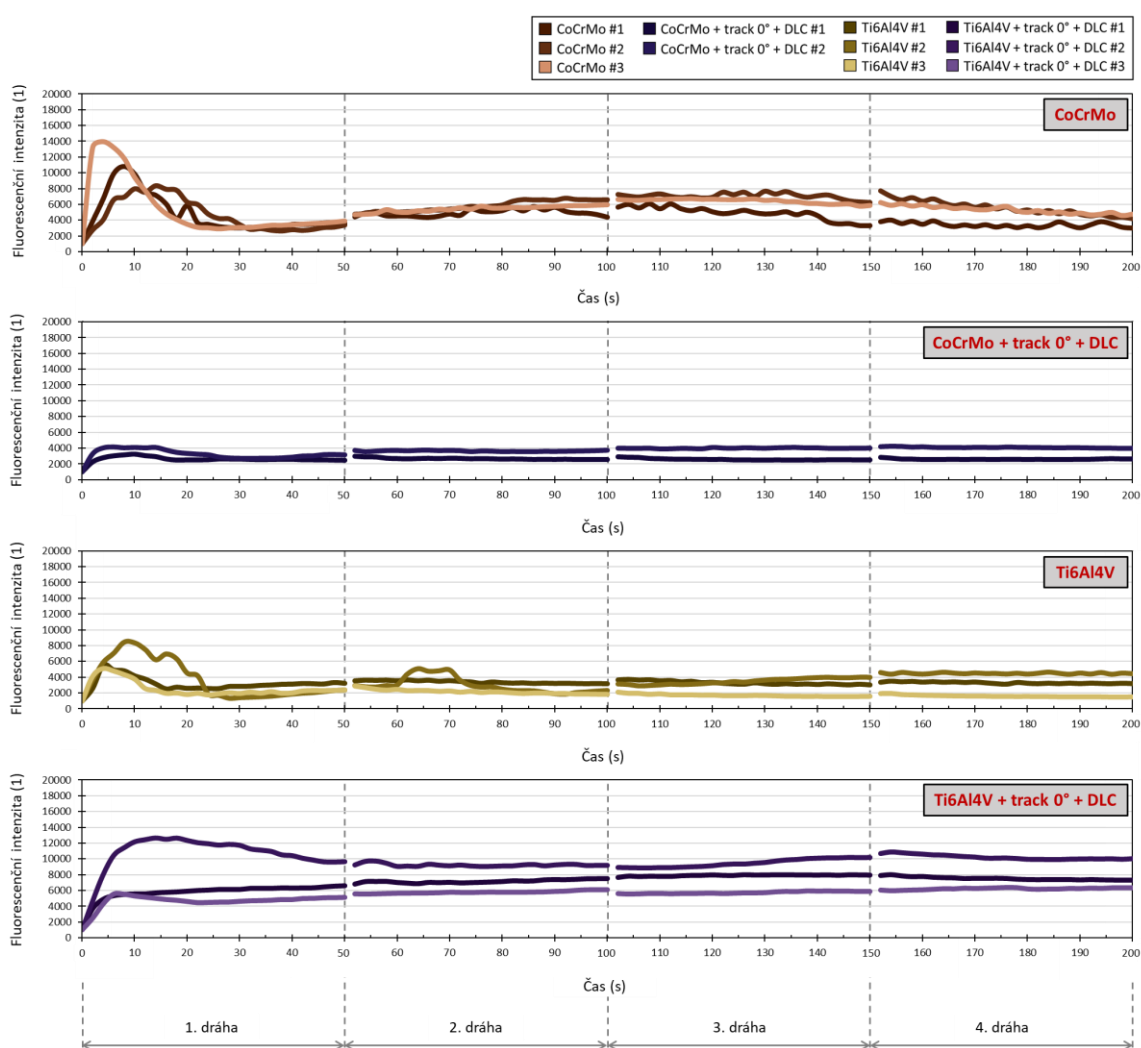
## 5.4 Analýza formování mazacího filmu

Na základě výsledků třecích testů byly pro následnou analýzu mazací vrstvy a opotřebení vybrány čtyři kombinace materiálů. Zahrnovaly piny obou materiálů bez povrchové úpravy jakožto referenční vzorky a piny s DLC povlakem a texturami rovnoběžně orientovanými se směrem pohybu, které vykazovaly nejnižší hodnoty tření proti deskám z PMMA.

Výsledky třecích testů zaměřených na analýzu formování mazacího filmu v kontaktu vybraných materiálových dvojic jsou prezentovány jako závislost fluorescenční intenzity na čase (Obr. 5-24) a prostřednictvím sloupcových grafů (Obr. 5-25), které zobrazují průměrné hodnoty intenzit v jednotlivých drahách testovaných pinů. Sloupcový graf na Obr. 5-26 pak znázorňuje průměrné hodnoty fluorescenčních intenzit vypočtené jako průměr intenzit všech

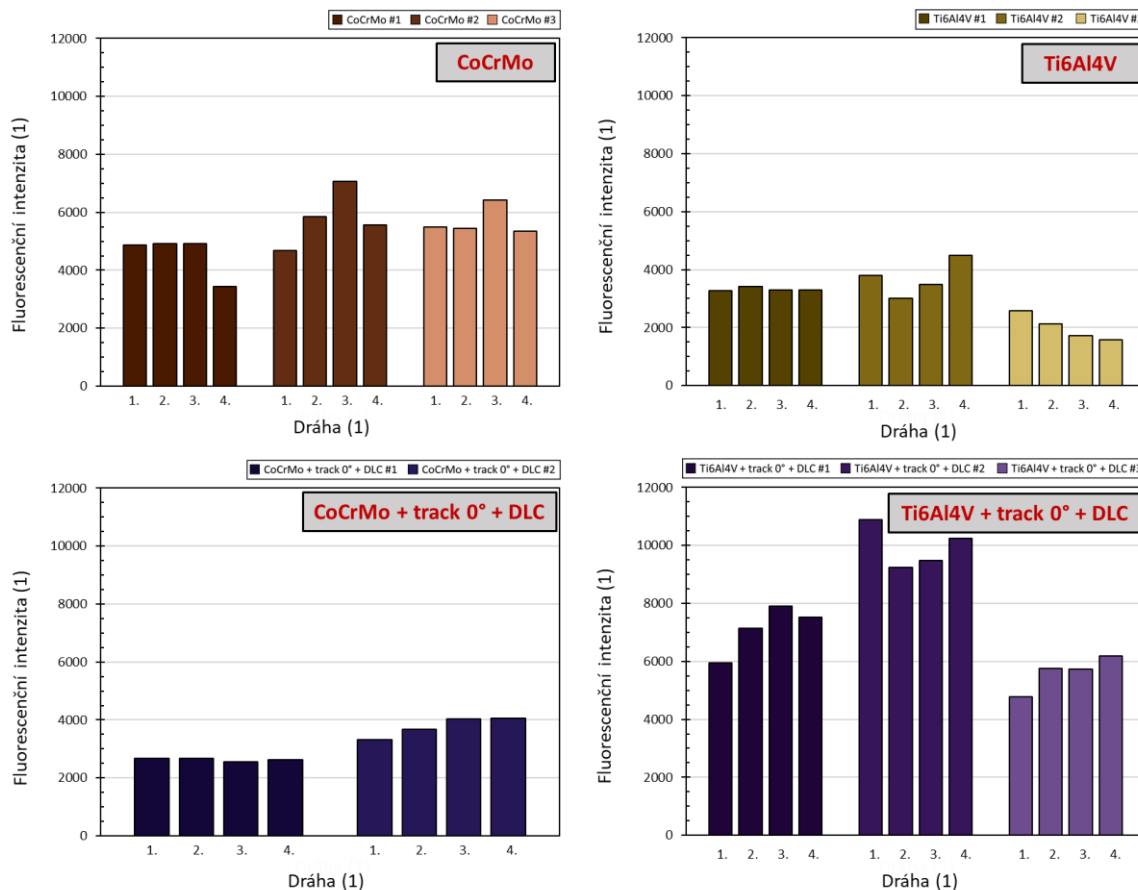
dílčích pinů dané materiálové kombinace. Snímky zachycující formování maziva v kontaktu jsou uvedeny na Obr. 5-27. Příloha 4 poté obsahuje číselné vyjádření Obr. 5-25 a Obr. 5-26.

Při experimentech s piny s neupravenými povrchy je možné na Obr. 5-24 sledovat výrazný nárůst fluorescenční intenzity v úvodu první třecí dráhy, která posléze relativně výrazně poklesne a její další vývoj je již prakticky konstantní. V případě modifikovaných vzorků je trend poněkud odlišný, kdy v úvodu experimentů sice docházelo k mírnému nárůstu tloušťky filmu, nicméně poté již k výraznějšímu poklesu nedocházelo. Zároveň modifikace povrchů obou základních materiálů vedla na větší stabilitu výsledných hodnot fluorescenční intenzity. V případě kobaltových pinů bez úpravy povrchu bylo možné pozorovat mírný nárůst intenzity převážně během druhé třecí dráhy, kdy následně tloušťka filmu opět mírně klesala. U jednoho titanového pinu bylo možné v průběhu druhé třecí dráhy pozorovat lokální nárůst fluorescenční intenzity způsobené náhodným nahodilým shlukem proteinů synoviální kapaliny v kontaktu. Všechny testované piny každé materiálové kombinace nicméně vykazovaly relativně stabilní chování a dobrou opakovatelnost.

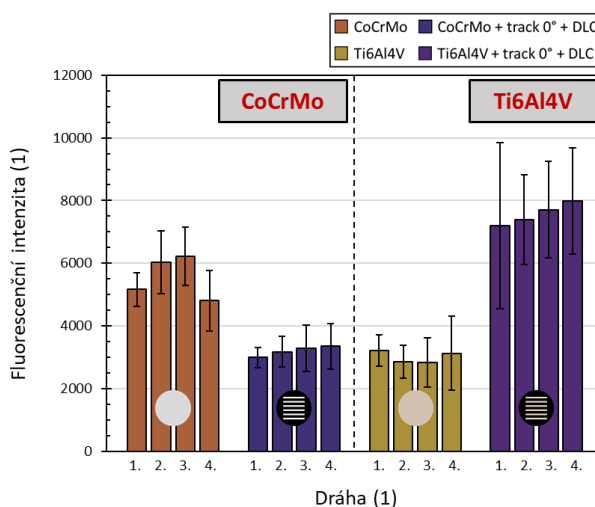


Obr. 5-24 Časový průběh fluorescenční intenzity v kontaktu vybraných materiálových kombinací proti deskám z PMMA při aplikaci označené synoviální kapaliny

Z Obr. 5-25, resp. Obr. 5-26 je zřejmé, že modifikace povrchů kobaltových vzorků obecně vedla na snížení tloušťky maziva v kontaktu, zatímco v případě modifikace titanových pinů byl tento jev zcela opačný. Co týče opakovatelnosti měření, největšího rozptylu velikosti fluorescenční intenzity napříč jednotlivými piny daného materiálu bylo dosaženo u titanových pinů s modifikovaným povrchem.

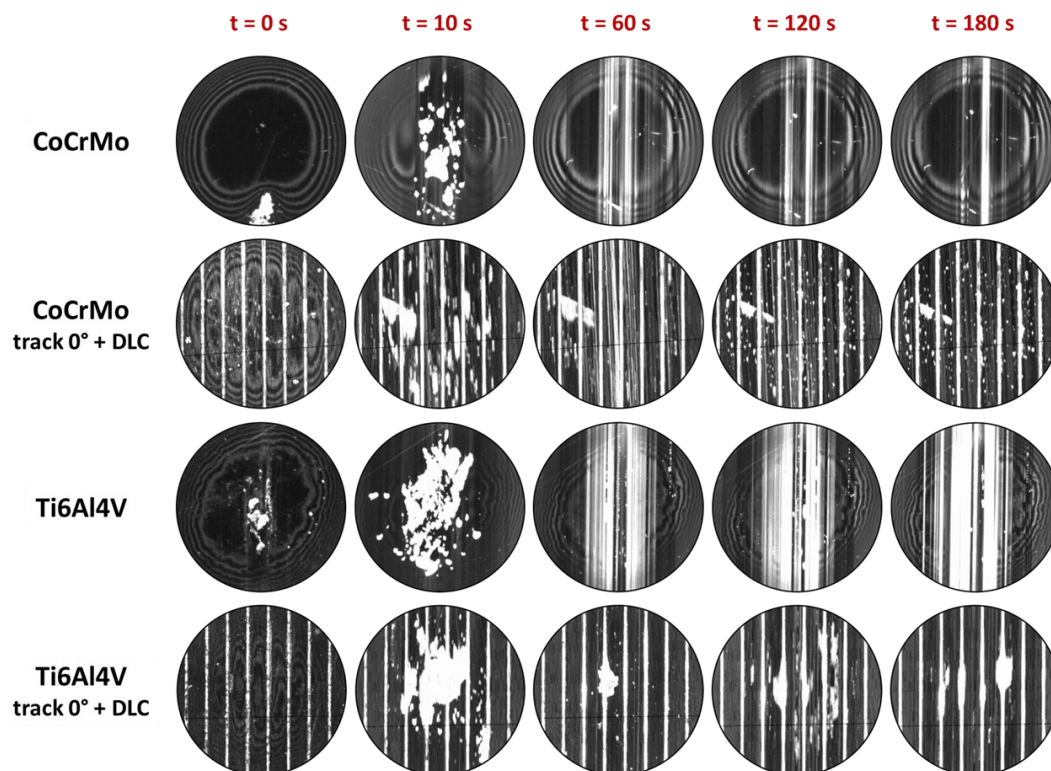


Obr. 5-25 Průměrné hodnoty fluorescenčních intenzit v rámci dílčích drah všech vybraných pinů



Obr. 5-26 Průměrné hodnoty fluorescenčních intenzit v rámci dílčích drah pinů daných kombinací materiálů

Ačkoli jednotlivé snímky na Obr. 5-27 reprezentují vždy pouze jeden pin dané kombinace, formování synoviální kapaliny v kontaktu pinů v rámci stejné kombinace se výrazně nelišilo. Jak je možné sledovat na snímcích, ve statické poloze ( $t = 0$  s) se v kontaktu prakticky nevyskytovaly žádné shluky proteinů. K nejvyšší adsorpci proteinů poté docházelo během úvodních sekund experimentů, což ostatně odpovídá nárůstu fluorescenční intenzity na Obr. 5-24. Během dalších cyklů došlo k relativnímu ustálení tloušťky maziva, kdy se dále snímky již nijak zásadně svým charakterem neliší.



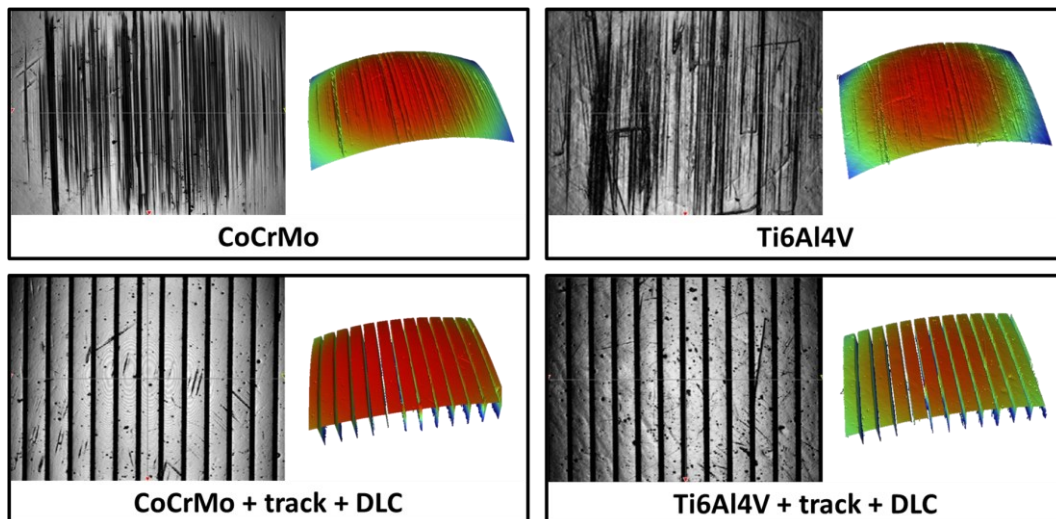
Obr. 5-27 Snímky formování synoviální kapaliny v kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie

## 5.5 Analýza opotřebení

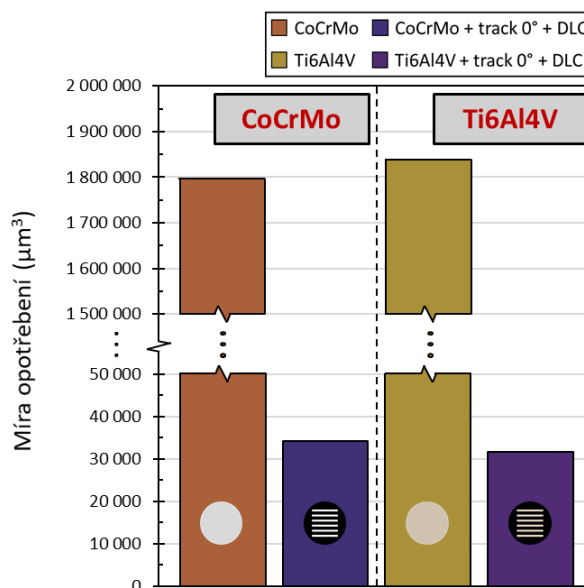
Výsledky analýzy opotřebení vybraných pinů po dlouhodobých experimentech jsou prezentovány jak pomocí snímků povrchů z optického profilometru (Obr. 5-28), tak ve formě sloupcových grafů (Obr. 5-29), které zobrazují průměrnou míru opotřebení jednotlivých testovaných materiálových kombinací. Přestože Obr. 5-28 zobrazuje vždy pouze jeden vybraný pin dané kombinace, vizuální rozdíly mezi jednotlivými vzorky jsou minimální. Příloha 5 poté obsahuje číselné vyjádření Obr. 5-29.

Obecně lze pozorovat výrazné opotřebení povrchů pinů bez povrchové úpravy ve srovnání s piny opatřenými texturou a DLC povlakem. Zatímco referenční piny vykazují objemový úbytek v řádu jednotek milionů  $\mu\text{m}^3$ , u modifikovaných pinů se míra opotřebení pohybuje

pouze v desítkách tisíc  $\mu\text{m}^3$ . Je však třeba poznamenat, že v některých případech se jedná spíše o kvalifikovaný odhad objemového úbytku, neboť u modifikovaných pinů nebylo vždy možné jednoznačně vymezit přesně ovlivněnou oblast. Výsledky se tak mohou v některých případech mírně lišit. Řádový rozdíl v míře opotřebení je však zcela zřejmý, což potvrzují i pořízené snímky kontaktních oblastí pinů.



Obr. 5-28 Snímky opotřebení povrchů vybraných pinů po dlouhodobých experimentech



Obr. 5-29 Průměrné hodnoty míry opotřebení vybraných pinů po dlouhodobých experimentech

## 6 DISKUZE

### 6.1 Interpretace výsledků

#### 6.1.1 Třecí testy DLC povlaků

Experimentální výsledky ukázaly, že při tření kovových pinů proti desce z UHMWPE, materiálu běžně využívanému v kloubních náhradách, vykazují nepovlakované piny obecně nižší součinitel tření než piny s DLC povlakem (Obr. 5-15), což odpovídá výsledkům předchozích studií [12, 14]. Naproti tomu při tření pinů proti tvrdému protikusu (sklu) byly hodnoty tření vyšší a vykazovaly větší rozptyl. U pinů z kobalt-chromové slitiny měl povlak jen minimální vliv na tření, zatímco u titanových pinů byl rozdíl výrazný – nepovlakované vzorky vykazovaly více než dvojnásobný součinitel tření ve srovnání s povlakovanými.

Nárůst tření u titanových pinů proti sklu lze přičíst kombinaci nižší tvrdosti materiálu, vyšší adhezi materiálů a náchylnosti k mikroskopickým deformacím. Slitina Ti6Al4V má horší otěrové vlastnosti než CoCrMo, což zvyšuje její tendenci k plastickým deformacím, které dále posilují adhezi mezi povrchy a zvyšují tření při kontaktu s tvrdým povrchem [53]. Aplikace DLC povlaku tak u titanu sehrává klíčovou roli v redukci tření při kontaktu s tvrdými materiály [54]. Tyto rozdíly zdůrazňují význam správné volby materiálu a povrchové úpravy při návrhu implantátových komponent, jelikož mají přímý vliv na třecí vlastnosti a životnost implantátu.

Experimenty dále odhalily výrazné rozdíly mezi třemi typy testovaných DLC povlaků (DLC 1, DLC 2, DLC 3). Komerční povlak DLC 3 vykazoval nejstabilnější tření s nejmenší variabilitou, což lze přičíst jeho vícevrstvé struktuře a vyšší adhezni pevnosti – vlastnosti důležité pro klinické použití. Z biologického hlediska se jako výhodné jeví zvažít nahrazení chromové adhezni vrstvy, a tedy využití bezchromových systémů, zejména v kombinaci s titanovými podklady, které mohou přispět k omezení rizika nežádoucích reakcí spojených s uvolňováním chromových iontů [12]. Povlaky DLC 1 a DLC 2 vykazovaly obecně nižší součinitel tření než DLC 3 (Obr. 5-15), přičemž DLC 2 dosáhl nejnižších hodnot, pravděpodobně díky obsahu křemíku a kyslíku, které přispívají ke snižování tření [55, 56].

Na základě naměřených hodnot součinitele tření lze předpokládat, že testy probíhaly ve smíšeném nebo až mezním režimu mazání, což je nejspíš dáno nízkými kluznými rychlostmi a povrchovou drsností [57, 58]. Mírně vyšší drsnost povrchů pinů s DLC povlakem mohla přispět k jejich vyššímu součiniteli tření ve srovnání s referenčními piny.

### **Topografie povrchů – DLC povlaky**

Předchozí studie [12, 14] i výsledky této práce ukázaly, že povlakované povrchy vykazují vyšší hodnoty součinitele tření. To však nemusí nutně představovat hlavní nevýhodu. Primární funkcí těchto povlaků je zajištění vyšší odolnosti vůči opotřebení [6, 12], což bylo potvrzeno také analýzou povrchové topografie, a to i při krátkodobých testech.

U nepovlakovaných povrchů bylo zejména u titanové slitiny pozorováno výrazné opotřebení (Obr. 5-6), které se projevilo i v hodnotách povrchové drsnosti. Tento jev potvrzuje horší ošetrové vlastnosti titanových slitin ve srovnání s piny z CoCrMo [59], u kterých během krátkodobých testů nebylo zaznamenáno prakticky žádné opotřebení. Na druhé straně, žádný ze tří testovaných DLC povlaků nejevil žádné viditelné známky opotřebení na žádném z použitých základních materiálů. Po experimentech drsnost povrchů zůstala prakticky nezměněná, v některých případech dokonce došlo k jejímu mírnému snížení.

Během nanášení povlaku DLC 1 na titanovou slitinu došlo k neočekávaným odchylkám v předpětí, což pravděpodobně vedlo k významným rozdílům v tvrdosti povrchu a následné delaminaci povlaku [60]. Během experimentů se tato delaminace ještě rozšířila (Obr. 5-6), což vedlo k výraznému nárůstu drsnosti. I když delaminace neměla během krátkodobých testů viditelný vliv na chování součinitele tření, v dlouhodobém horizontu by mohla způsobit zvýšené opotřebení kontaktních povrchů, poškození základního materiálu a výrazné zkrácení životnosti implantátu [17]. Uvolněné částice mohou rovněž vyvolat zánětlivé reakce a v krajních případech vést až k selhání náhrady.

Komerční povlak DLC 3 sice nezajistil tak výrazné snížení tření, nicméně poskytoval stabilní a spolehlivou výkonnost a zachovával integritu povrchu [57, 58]. Vyšší počáteční drsnost může být způsobena větší tloušťkou povlaku, která vedla k drsnějšímu povrchu před experimenty, což mohlo ovlivnit tribologické vlastnosti. Vzhledem k tomu, že DLC 3 neprokázal výrazně horší třecí vlastnosti, byl vybrán pro další fázi experimentů zaměřených na zkoumání vlivu různých úprav povrchu na třecí chování. Mezi hlavní výhody tohoto povlaku patří jeho certifikace, zdravotní nezávadnost a široké využití v různých oblastech medicíny, kde je v současnosti již běžně aplikován.

### **Smáčivost povrchů – DLC povlaky**

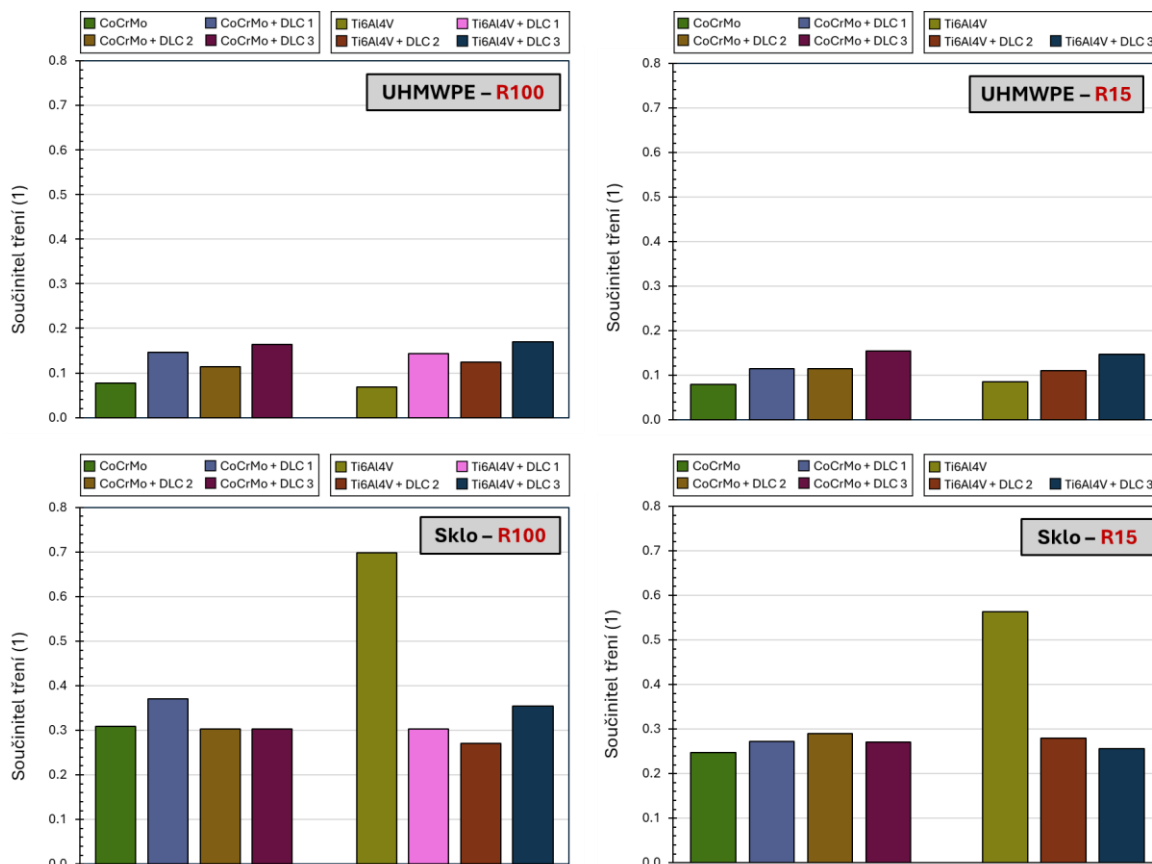
Na základě analýzy smáčivosti jednotlivých povrchů bylo zjištěno, že nepovlakované piny vykazují vyšší smáčivost (nižší smáčecí úhel – Obr. 5-1), což vede k lepší adhezi maziva na povrchu a lepšímu mazání kontaktu ve srovnání s piny opatřenými DLC povlakem [61]. Tento faktor má určitý vliv také na výsledné hodnoty součinitele tření. Ačkoli piny s DLC povlakem vykazují nižší smáčivost (vyšší smáčecí úhel), což vede k vyššímu součiniteli tření, zajišťují lepší odolnost proti opotřebení a dlouhodobou stabilitu povrchu.

## Vliv kontaktního tlaku na třecí vlastnosti

Výsledky této práce navazují na předchozí bakalářskou práci, která testovala stejné DLC povlaky na pinech s poloměrem křivosti R15. V rámci diplomové práce pak byly provedeny obdobné testy s piny o větším poloměru R100 a na základě kombinovaných výsledků obou prací byl poté publikován odborný článek [62] zaměřený na vliv zatížení na třecí vlastnosti. Cílem bylo zvětšit poloměr křivosti, a tím snížit kontaktní tlak a přiblížit se tak fyziologickým podmínkám.

Bylo zjištěno, že menší kontaktní tlak má jen omezený vliv na třecí chování materiálů CoCrMo a Ti6Al4V při artikulaci s UHMWPE. Při použití skleněné destičky však vedlo snížení kontaktního tlaku u pinů s poloměrem R100 ve většině případů ke zvýšení součinitele tření (Obr. 6-1). Nárůst součinitele tření lze připisat zvětšení kontaktní plochy při zachování stejného zatížení. Větší kontaktní plocha zvyšuje rozsah adhezivních a viskózních interakcí mezi povrchy, což významně přispívá ke zvýšení třecího odporu [63].

Rozdíly v hodnotách součinitele tření mezi piny s různým poloměrem zakřivení souvisejí nejen se změnou kontaktního tlaku, ale také s mírou vyhlazování a tvrdostí jednotlivých povrchů. Tato zjištění naznačují, že třecí chování je do určité míry necitlivé na změny kontaktního tlaku. To je důležité z hlediska dalšího výzkumu, neboť to umožňuje zobecnění závěrů o vlivu DLC povlaků bez nutnosti podrobného zohlednění zatížení.



Obr. 6-1 Vliv zatížení na hodnoty součinitele tření – piny poloměru R100 vs. R15

## 6.1.2 Třecí testy modifikací povrchů

Experimenty hodnotící vliv různých povrchových úprav na součinitel tření potvrdily očekávaný nárůst tření po aplikaci DLC povlaku také při kontaktu s deskami z PMMA. U kobalt-chromových pinů byl tento nárůst výrazný, zatímco u titanových vzorků se součinitel tření po povlakování zásadně nezměnil (Obr. 5-20). To souvisí s horšími ošetrovými vlastnostmi neošetřených titanových pinů [59], které vykazovaly nejen vyšší tření v porovnání s CoCrMo piny, ale i znatelné opotřebení už v rámci krátkodobých testů.

Texturování povrchu obecně nevedlo ke zlepšení třecích vlastností. U kobaltových pinů všechny testované textury způsobily zvýšení součinitele tření, zatímco u titanu byl vliv smíšený (Obr. 5-20) – zčásti kvůli již tak vysokým hodnotám tření povrchově neupravených vzorků. Zvýšené tření lze přičíst vyšší povrchové drsnosti, zejména nerovnostem vzniklým na okrajích textur po laserování [26, 27]. Povrchy nebyly dále leštěny, neboť panovala obava, že ruční leštění by mohlo zhoršit kvalitu oblastí mimo textury a ovlivnit tak výsledky ještě výrazněji. Do budoucna by bylo vhodné zvážit využití elektrochemického leštění DLyte, které přispívá k vyšší kvalitě povrchu, dokáže odstranit jemné nerovnosti bez poškození okolního materiálu a vede k nižším hodnotám tření [64].

Významným faktorem se ukázal být typ a orientace textury vůči směru pohybu [31]. Nejvyšší hodnoty tření byly zaznamenány u textur orientovaných kolmo ke směru pohybu (Obr. 5-20). Tyto drážky vytvářejí opakované překážky, které pin při pohybu překonává, čímž narušují kluzný film a zvyšují odpor, což vede ke zvýšení adhezní i abrazivní složky tření – zejména za smíšeného či mezního režimu mazání. Naproti tomu textury orientované rovnoběžně se směrem pohybu umožňují plynulejší skluz podél drážek, čímž se snižuje mechanický odpor a jsou tak zajištěny stabilnější tribologické podmínky.

Izotropní textura vykazovala srovnatelně nízké hodnoty součinitele tření jako rovnoběžné drážky (Obr. 5-20), nicméně s výhodou směrové nezávislosti, kdy tření zůstává stabilní bez ohledu na směr pohybu [22, 23]. To je obzvlášť přínosné u kloubních implantátů, kde se pohyb neodehrává pouze v jednom směru. Naopak u rovnoběžných textur tření záviselo na přesném natočení vzorku v testovacím zařízení, což není zcela ideální.

Při nanesení DLC povlaku na již texturované povrchy se součinitel tření dále nezvyšoval, v některých případech dokonce mírně klesnul (Obr. 5-20). Tento efekt lze přičíst kombinaci snížené reálné styčné plochy díky textuře [25] a vlastnostem DLC vrstvy, která zde nezvyšovala adhezivní ani abrazivní složku tření [58]. Výsledky tak ukazují, že kombinace texturování a DLC povlaku představuje velmi perspektivní řešení. Při vhodné orientaci textury při testech proti desce z PMMA lze navíc dosáhnout tření srovnatelného s neošetřenými piny.

### **Vliv typu maziva na třecí vlastnosti**

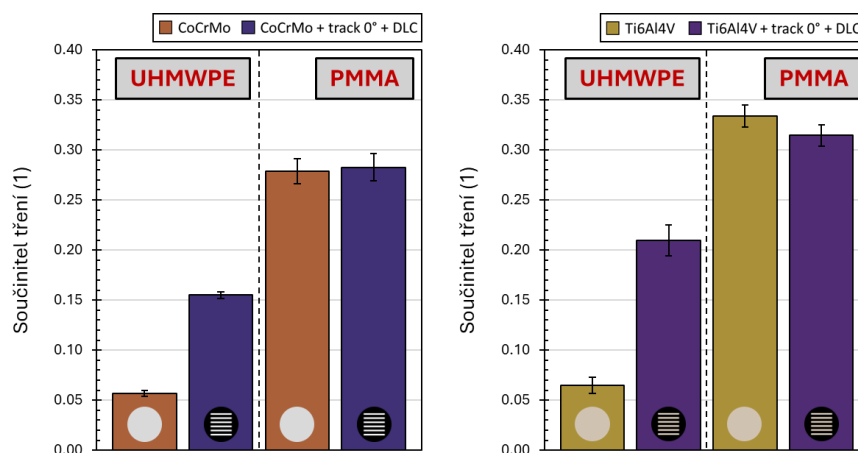
Při aplikaci fyziologického roztoku (PBS) jako maziva bylo dosaženo obecně nižšího součinitele tření než při použití synoviální kapaliny (Obr. 5-21). Tento rozdíl lze přičíst několika faktorům. Synoviální kapalina díky vyšší viskozitě a svému složení vytváří silnější mazací film. Tento film obsahuje proteiny a další složky, které se mohou adsorbovat na povrch pinu, čímž dochází k vyšším adhezivním interakcím mezi třecími povrchy a kapalinou, což vede ke zvýšení součinitele tření. Tření u synoviální kapaliny je vyšší také v důsledku smykové pevnosti její vrstvy, která vyjadřuje odpor kapaliny proti pohybu jejích složek, čímž se zvyšuje třecí odpor [18, 32].

### **Vliv použité destičky na třecí vlastnosti**

Piny s nejnižšími hodnotami tření proti PMMA byly spolu s referenčními vzorky dále testovány proti deskám z UHMWPE – materiálu běžně používaného v kloubních náhradách. Cílem bylo ověřit, zda se pozitivní výsledky dosažené při testech s PMMA projeví i při kontaktu s klinicky relevantním materiálem, a posoudit tak účinnost povrchových úprav v podmínkách blízkých reálnému využití.

Ačkoliv je PMMA považován za měkký materiál, ve srovnání s UHMWPE má výrazně vyšší tuhost, což vedlo k výrazným rozdílům v dosažených výsledcích (Obr. 6-2). Při použití UHMWPE byly obecně zaznamenány nižší hodnoty součinitele tření a všechny testované piny vykazovaly mimořádnou stabilitu tření v čase. Výrazný rozdíl byl tentokrát nicméně patrný mezi modifikovanými a referenčními piny, čehož si všímá také jiná studie [65]. Na zvýšené tření měl pravděpodobně vliv jednak samotný DLC povlak, ale také vyšší drsnost povrchu pinů, která vznikla v důsledku texturování a následnou aplikací povlaku. Nešetřené piny vykazovaly při kontaktu s deskami z UHMWPE výrazně nižší součinitel tření než při testech s PMMA. Tento rozdíl lze přičíst odlišným mechanickým vlastnostem obou polymerů. UHMWPE je měkkčí a poddajnější, což mu umožňuje lépe se přizpůsobit kontaktnímu povrchu a snižovat mechanický odpor. Zároveň se vyznačuje vynikající odolností proti opotřebení, nízkým třením a vysokou rázovou houževnatostí [66]. Naopak PMMA je tvrdší a křehčí, což při styku s kovovým pinem zvyšuje intenzitu adhezivních a abrazivních interakcí a tím i celkové tření. Více než čtyřnásobně vyšší modul pružnosti má navíc za následek menší kontaktní plochu, a tedy i vyšší kontaktní tlak [65].

Tyto poznatky podtrhují význam aplikace DLC povlaků zejména při kontaktu s tvrdšími materiály než UHMWPE. V těchto případech pomáhá DLC vrstva stabilizovat součinitel tření, bránit výraznému nárůstu mechanických interakcí a zároveň chránit povrch pinu před nadměrným opotřebením.



Obr. 6-2 Srovnání hodnot součinitele tření vybraných pinů proti rozdílným deskám

### Topografie povrchů – modifikace povrchů

Analýza povrchové topografie ukázala výrazný vliv povlakování pinů na výsledné hodnoty drsnosti po provedených experimentech. Zvýšená drsnost vede nejen ke zvýšení součinitele tření, ale zejména ke vzniku opotřebení při delší době testování. U všech nepovlakovaných pinů došlo během testů k výraznému nárůstu drsnosti, přičemž nejvýraznější změny byly zaznamenány u texturovaných vzorků (Obr. 5-10). V některých případech šlo až o trojnásobné zhoršení kvality povrchu oproti výchozímu stavu. Obecně nejhorší výsledky vykazovaly piny s texturou typu „single track“, což může být způsobeno jednak větším poměrem pokrytí plochy texturou, a tedy i vyšším výskytem nerovností po texturování [26, 27] ve srovnání s texturou typu „grid“, a jednak tím, že experimenty byly prováděny se stejnými vzorky ve dvou různých orientacích. Aplikace povlaku naopak ve většině případů vedla ke zlepšení povrchové topografie po provedených experimentech. Povlak nejenže povrch účinně chránil před opotřebením (Obr. 5-9), ale zároveň došlo k částečnému vyhlazení původních nerovností [17].

Obecně vyšší hodnoty drsností, a to jak před testy, tak po nich, byly zaznamenány u titanových pinů. Tento trend je přisuzován horším otěrovým vlastnostem titanové slitiny, která je nejen náchylnější k opotřebením během třecích testů, ale její obrábění a povrchová úprava jsou technologicky náročnější než u kobalt-chromových pinů [67].

### Smáčivost povrchů – modifikace povrchů

Podobně jako u experimentů s povlaky, i zde analýza smáčivosti ukázala, že aplikace DLC povlaku na povrch (ať už s texturou, nebo bez ní) vede k poklesu smáčivosti (Obr. 5-5). Tento pokles má za následek sníženou adhezi maziva k povrchu, což může mírně zhoršit mazací podmínky [61]. Co se týče různých typů textur, vyšší smáčivost byla zaznamenána u textury typu „single track“, kde díky většímu pokrytí povrchu texturou mazivo snadněji zatéká do drážek a rovnoměrněji se rozprostírá po povrchu (Obr. 5-4). Tím dochází k zaplavení větší části kontaktní plochy, což při správné orientaci těchto struktur přispívá ke

zlepšení třecích a mazacích vlastností [25]. Rovnoběžné drážky navíc mohou napomáhat efektivnějšímu odplavování nečistot z kontaktu a tím zabránit jejich usazování pouze na dně kulových důlků.

### 6.1.3 Analýza formování mazacího filmu

Z výsledků testů pomocí fluorescenční mikroskopie, která hodnotí tloušťku mazacího filmu, vyplývá rozdílný efekt povrchové modifikace u kobalt-chromových a titanových pinů. Zatímco u CoCrMo vzorků kombinace textur a DLC povlaku vedla ke snížení tloušťky maziva v kontaktu, u titanových pinů došlo naopak k jejímu zvýšení (Obr. 5-26). Tento rozdíl lze přičíst odlišnému chování materiálů vůči povrchovým úpravám a jejich interakcím s mazací vrstvou. Titanová slitina Ti6Al4V vykazuje vyšší smáčivost než kobalt-chromová slitina CoCrMo, což zlepšuje její schopnost udržet mazivo na povrchu [25] a podporuje stabilitu mazacího filmu. Titanová slitina také vykazuje vyšší schopnost adsorpce proteinů ze synoviální kapaliny, což vede k silnějšímu a stabilnějšímu mazacímu filmu, zejména pokud je povrch upraven tak, aby zadržel mazivo v drobných nerovnostech nebo texturách [64]. Naopak u kobalt-chromové slitiny, která má obecně nižší drsnost povrchu než titanové slitiny, mohla povrchová úprava snížit přilnavost maziva, například vyhlazením povrchu nebo oslabením vazby mezi povrchem a proteiny ze synoviální kapaliny. Tyto výsledky potvrzují, že výběr povrchové úpravy by měl vždy zohlednit vlastnosti základního materiálu a specifické požadavky aplikace.

### 6.1.4 Analýza opotřebení

Analýza opotřebení potvrdila, že povrchové úpravy, zejména texturování a nanosení DLC povlaku, pozitivně zlepšují odolnost materiálů vůči opotřebení. Ačkoli nebylo možné přesně určit kontaktní oblast opotřebení u modifikovaných pinů, rozdíl v míře opotřebení mezi modifikovanými a referenčními vzorky byl zřejmý (Obr. 5-28). Tento rozdíl v opotřebení je způsoben především vlivem nanosení povlaku, který výrazně zvyšuje otěruvzdornost [6]. Textury mohou rovněž přispět k vytvoření silnějšího mazacího filmu, který odděluje třecí povrchy [1]. I přesto, že slitina CoCrMo neprokázala výrazné opotřebení během krátkodobých testů (Obr. 5-9), při dlouhodobějších testech se opotřebení projevilo i u této slitiny. To naznačuje, že i když kobalt-chromová slitina vykazuje lepší otěrové vlastnosti než titanová slitina, povrchová úprava je klíčová pro prodloužení životnosti náhrad [3].

### 6.1.5 Omezení studie

Výsledky této práce sice poskytují velice cenné vědecké poznatky, ale přináší s sebou také určitá omezení. Především je nutné zdůraznit, že třecí testy byly prováděny in vitro. Ačkoli laboratorní prostředí umožňuje lepší kontrolu podmínek a snazší modifikaci experimentálních parametrů, nemůže plně simulovat komplexní podmínky panující v lidském těle [68]. Biologické interakce, složení synoviální kapaliny či reálné kinematické a zátěžové podmínky v kloubech, mohou výrazně ovlivnit třecí chování a výkonnost testovaných povrchových úprav [30].

V experimentech byl použit zjednodušený tribologický model (Obr. 4-14) s nekonformním kontaktem, který se odlišuje od reálných kloubních náhrad, jež zpravidla vykazují konformní kontakty, kde dochází k rovnoměrnějšímu rozložení tlaku [39]. Zjednodušený model nicméně poskytuje řadu výhod. Jedná se zejména o nízké nároky na přístrojové vybavení, nižší náklady na experimenty, snadnou úpravu testovacích parametrů a možnost sledovat dopad těchto změn na třecí výsledky. Výsledky těchto experimentů tak mohou sloužit jako užitečný referenční základ pro budoucí, komplexnější výzkumy.

Pohyb v konfiguraci pin-on-plate přibližně odpovídá pohybu flexe a extenze kyčelního kloubu, který lze běžně pozorovat během chůze a který je často replikován v kyvadlových simulátorech kloubu [34, 37, 39]. Absence vícesměrových fyziologických pohybů, jako jsou abdukce, addukce či rotační pohyby, však může ovlivnit výsledky a jejich přenositelnost na reálné podmínky. Naměřená data byla použita k základnímu srovnání různých materiálových kombinací, se zaměřením na obecné účinky povrchových úprav na třecí a mazací chování. Přestože model vykazuje určitá omezení, lze předpokládat, že získaná data jsou relevantní pro další vývoj v oblasti biomateriálů pro kloubní náhrady. Je třeba také zdůraznit, že pin-on-plate představuje standardní, zavedenou konfiguraci, kterou využívá řada vědeckých týmů zabývajících se různými oblastmi biotribologie [1, 5, 42].

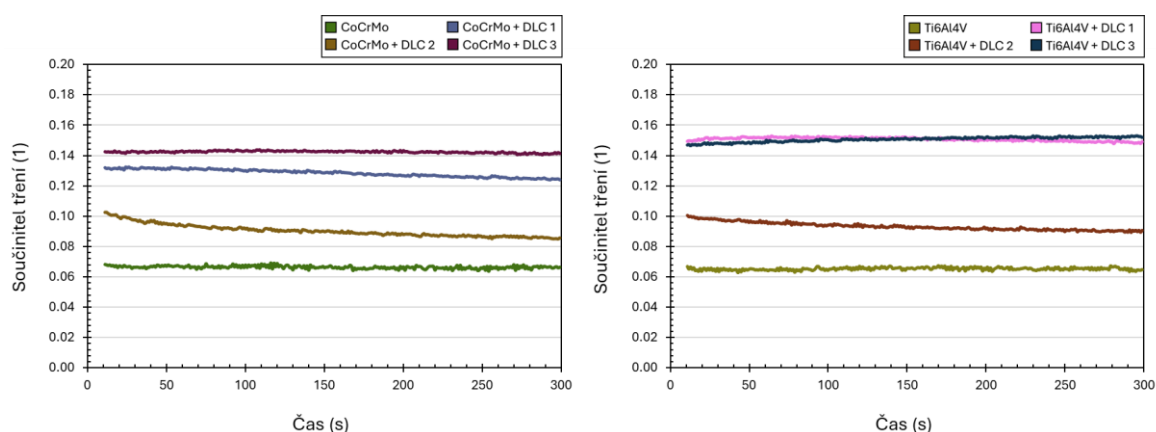
Experimenty probíhaly na dvou různých tribometrech. Testy povlaků byly provedeny na přístroji Bruker UMT TriboLab, zatímco testy modifikovaných povrchů probíhaly na zařízení Anton Paar TRB<sup>3</sup>. Druhý simulátor byl pořízen do výzkumné laboratoře v době dokončení první části diplomové práce, a proto bylo rozhodnuto, že bude dále využíván pro následující testování díky jeho vhodné konfiguraci pro tento typ experimentů. Vzhledem k tomu, že šlo o oddělené fáze experimentů zaměřené na různé parametry, nebylo cílem přímo porovnávat výsledky mezi zařízeními. Výběr vhodného povlaku pro další testy modifikovaných povrchů sice vycházel z předchozích výsledků, mezi jednotlivými fázemi však neexistovala přímá vazba.

#### **Krátkodobé experimenty a jejich vliv na hodnocení tření**

Dalším omezením této studie je relativně nízký počet pracovních cyklů ve srovnání s miliony cyklů, které kloubní náhrady vykonají během své životnosti. Vzhledem k velkému počtu

experimentálních konfigurací však nebylo možné testovat všechny kombinace v dlouhodobých testech. Proto byly před krátkodobými testy DLC povlaků provedeny pětiminutové experimenty, při nichž byl testován vždy jeden pin každé kombinace (CoCrMo resp. Ti6Al4V, bez povlaku a také s DLC povlakem – celkem 8 kombinací) proti desce z UHMWPE. Každý dílčí experiment zahrnoval tři třecí dráhy. Tyto úvodní testy ukázaly, že časová závislost součinitele tření je v sledovaném intervalu v zásadě konstantní (Obr. 6-3), což potvrdilo vhodnost zvoleného přístupu s kratšími testy. Přesto lze předpokládat, že zvýšení celkového počtu cyklů v budoucích experimentech by umožnilo hlubší pochopení dlouhodobé třecí výkonnosti a odolnosti vybraných povrchových úprav proti opotřebení.

Při vyhodnocování třecích testů bylo z analýzy záměrně vyloučeno prvních pět cyklů. Toto rozhodnutí bylo podpořeno jak dlouhodobými pozorováními, tak výsledky fluorescenční mikroskopie, které ukázaly výraznou adsorpci proteinů v počáteční fázi testu (Obr. 5-24, resp. Obr. 5-27). Ta způsobovala nestabilitu součinitele tření. Vyloučením počátečních cyklů byl minimalizován vliv záběhové fáze, čímž bylo zajištěno přesnější vyhodnocení součinitele tření.



Obr. 6-3 Časová závislost součinitele tření pinů R100 proti deskám z UHMWPE – pětiminutové testy

### **Výběr materiálů destiček pro třecí experimenty – význam pro optické analýzy**

V neposlední řadě je potřeba zmínit použité materiály. Desky z UHMWPE sice reprezentují klinicky běžně využívaný materiál, avšak protipovrchy ze skla a PMMA nejsou v lékařské praxi standardem. Sklo bylo zvoleno s ohledem na potenciální budoucí pokročilé optické analýzy, umožňující pozorování maziva v kontaktu pomocí kolorimetrické interferometrie. Tyto experimenty by mohly přispět k hlubšímu pochopení mechanismů mazání, které budou předmětem navazujících studií. Pro tento typ analýzy je transparentnost skla zásadní, neboť metody optické interferometrie nelze aplikovat na neprůhledné materiály, jako jsou kovy či běžné polymery.

Ačkoli se sklo svými mechanickými vlastnostmi, zejména vysokým modulem pružnosti (cca 85 GPa), výrazně liší od biologických tkání, experimentální výsledky jsou považovány

za relevantní v případě tzv. „hard-on-hard“ párů (např. konfigurace kov–kov), a to zejména při studiu základních tribologických interakcí. Vhodnost použití skla pro tyto účely byla v minulosti potvrzena předchozími výzkumy biotribologické skupiny na ÚK FSI VUT v Brně, které prokázaly jeho přínos při pokročilých optických analýzách in situ [34, 37, 39]. Pro studie zaměřené na páry typu „hard-on-soft“ bylo oproti tomu nutné sklo nahradit transparentním polymerním materiálem, jako je například PMMA. Ten byl využit zejména při experimentech zaměřených na sledování chování synoviální kapaliny v kontaktu, a to za použití fluorescenční mikroskopie [34].

### 6.1.6 Směry budoucího výzkumu

Ačkoli je tato práce rozsáhlá, stále existuje značný prostor pro další experimentální výzkum. Za důležité lze považovat zejména testy zaměřené na formování mazacího filmu, ať už pomocí fluorescenční mikroskopie nebo kolorimetrické interferometrie, a to u více perspektivních třecích dvojic. Zvláštní pozornost by si zasloužily piny s texturou bez DLC povlaku, které by umožnily detailněji posoudit vliv samotné textury. Bylo by také přínosné testovat piny s izotropní texturou, která je obzvláště důležitá u složitějších kloubních náhrad. U tohoto typu textury je kladen důraz na to, aby její funkce nebyla závislá na směru pohybu kloubu, a zároveň, aby zlepšovala třecí chování bez ohledu na orientaci náhrady při usazení.

Za další vhodný krok lze považovat dlouhodobější testování vybraných povrchových úprav, které se v této studii ukázaly jako perspektivní. Takové testy by mohly lépe ověřit jejich reálnou použitelnost v klinické praxi a zhodnotit odolnost povlaků vůči delaminaci. Optimálně by měly probíhat na komplexních kloubních simulátorech, které lépe napodobují reálné podmínky v lidském těle – včetně proměnlivých zatížení, pohybových trajektorií a vlivu biologického prostředí.

Další oblastí možného výzkumu je vliv pořadí aplikace jednotlivých úprav. Otázkou zůstává, zda tento faktor významně ovlivňuje výsledné tribologické vlastnosti. Texturování již povlakovaného povrchu by mohlo narušit integritu DLC vrstvy v okolí textur, což by mohlo vést k její delaminaci a následnému opotřebení základního materiálu. Na druhou stranu by však mohly vzniknout hlubší důlky schopné efektivněji zachycovat otěrové částice. Při opačném postupu, tedy nanesení DLC vrstvy až po texturování, by mohlo v krajním případě dojít k „zaplnění“ textur povlakem, a tím ke ztrátě jejich funkce.

#### **Potenciál titanových slitin pro biomedicínské aplikace**

V rámci dalšího výzkumu je zvláště zajímavé podrobněji prozkoumat tribologické chování titanových slitin. Titan je sice náchylný k opotřebení [53], nicméně tato studie prokázala, že DLC povlaky poskytují účinnou ochranu povrchu, čímž výrazně zvyšují potenciál titanu v lékařských aplikacích. Titanové slitiny jsou zároveň považovány za vhodné kandidáty pro aditivní výrobu kovových implantátů. Význam těchto poznatků tak jde za hranice oblasti

implantátů vystavených vysokým zatížením, jako jsou kyčelní a kolenní náhrady. Díky výborným vlastnostem titanových prášků pro 3D tisk lze uvažovat i o využití pro menší či méně zatěžované implantáty, například v oblasti prstů či zápěstí. V takových případech se nabízí personalizovaný přístup, kdy aditivní výroba umožňuje tvorbu implantátů šitých na míru konkrétnímu pacientovi. Titanová slitina Ti6Al4V opatřená ochrannou DLC vrstvou se v tomto kontextu jeví jako mimořádně perspektivní materiál [69].

Titanové slitiny poskytují oproti slitině CoCrMo několik klíčových výhod. První výhodou je modul pružnosti, který je blíže lidské kosti, díky čemuž titanové implantáty méně zatěžují okolní kostní tkáň, kdy na rozhraní kost/implantát není tak vysoký gradient elasticity. To umožňuje lepší distribuci zátěže a podporuje přirozenější proces hojení a regenerace kosti. Současně se minimalizuje tzv. stress shielding efekt, při kterém implantát přebírá příliš velkou část zatížení. Tento jev může vést k atrofii kosti, což v konečném důsledku může časem vést až uvolnění samotného implantátu [70]. Titanové slitiny navíc vykazují lepší schopnost oseointegrace, což zajišťuje lepší spojení implantátu s kostní tkání a vyšší dlouhodobou stabilitu náhrady. V neposlední řadě titanové slitiny vykazují nižší riziko alergických reakcí, což je zvláště důležité při výběru materiálů pro implantáty [12].

## 6.2 Verifikace hypotéz

### **Hypotéza 1 (zkrácená):**

*Aplikace DLC povlaků na konvenční biomateriály vede k významnému snížení opotřebení a zlepšení povrchové topografie třecích párů díky vysoké tvrdosti, relativně nízkému součiniteli tření a odolnosti proti mechanickému otěru těchto povlaků [16, 17]. Ačkoli DLC povlaky mohou snižovat drsnost povrchu, ne vždy zajišťují snížení součinitele tření [12–14].*

### **POTVRZENO**

Na základě získaných výsledků bylo prokázáno, že piny s DLC povlakem vykazují obecně vyšší, avšak stále relativně nízké, hodnoty součinitele tření ve srovnání s nepovlakovanými povrchy, zejména v případě „měkkých“ párů. Jejich aplikace má však zcela zásadní vliv na snížení míry opotřebení, což je klíčové především při kontaktu s tvrdými materiály.

### **Hypotéza 2 (zkrácená):**

*Texturováním povrchu dochází ke snížení kontaktní plochy, čímž se minimalizuje přímý kontakt materiálů a dochází tak ke snížení součinitele tření [24, 25]. Mikrotextury zachytávají nežádoucí otěrové částice, čímž snižují jejich koncentraci v kontaktu mezi třecími povrchy. Současně důlky plní funkci rezervoárů maziva, díky čemuž se mazivo udržuje v kontaktu, což má za následek efektivnější mazání a lokální zvýšení hydrodynamického tlaku mezi třecími plochami [22, 23]. Tento tlak následně vytváří tenkou mazací vrstvu, která odděluje třecí plochy a snižuje jejich vzájemnou interakci. Díky tomuto mechanismu je významně snížen součinitel tření a míra opotřebení.*

### **ZAMÍTNUTO**

*Se zvyšujícím se pokrytím povrchu texturou narůstá drsnost třecí plochy kvůli ostrým hranám vznikajícím při výrobě textur, což může zvýšit součinitel tření a opotřebení [26, 27]. Proto je důležitá finální úprava povrchu pro dosažení požadované kvality povrchu. Kombinace texturování a povlakování poté zlepšuje tření a formování mazacího filmu v kontaktu díky synergickému efektu obou úprav [19, 30, 44].*

### **ČÁSTEČNĚ POTVRZENO**

*Třecí vlastnosti ovlivňuje také orientace textur vůči směru pohybu [31]. Rovnoběžné textury minimalizují přímý kontakt mezi třecími plochami, čímž snižují tření a opotřebení. Kolmá orientace poté vytváří "kanály" pro lepší rozvod maziva a odvod otěrových částic z kontaktu. Izotropní textury poté zajišťují stabilní výkonnost bez ohledu na směr pohybu, což je důležité zejména u reálných náhrad a jejich dynamických podmínek.*

### **POTVRZENO**

Piny s texturovaným povrchem vykazovaly ve všech případech vyšší hodnoty součinitele tření. Tento jev byl pravděpodobně způsoben smíšeným až mezním režimem mazání, k němuž došlo v důsledku nízké kluzné rychlosti a nedostatečné úpravy povrchu po samotném texturování. Kvalita povrchu měla pravděpodobně klíčový vliv na výsledné tření, a proto by v dalším výzkumu bylo přínosné texturovaný povrch dále vylepšit. Jednou z možných metod by mohlo být elektrochemické leštění DLyte, které se osvědčilo v jiných studiích a mohlo by vést k příznivějším výsledkům.

Kombinovaná úprava měla pouze omezený vliv na hodnoty součinitele tření. Při tření proti tvrdému povrchu bylo dosaženo výborných výsledků v porovnání s referenčními vzorky, nicméně při tření proti měkkému povrchu byly rozdíly výrazné. To je však opět částečně přisuzováno výše uvedeným limitacím. Pozitivní dopad však měla kombinace modifikací na snížení míry opotřebení, což je primárně dáno přítomností DLC povlaku. Co se týče mazacího filmu, bylo pozorováno zvýšení jeho tloušťky u titanových slitin, což pravděpodobně souvisí s lepší schopností adsorpce proteinů ze synoviální kapaliny. To vede k silnějšímu a stabilnějšímu mazacímu filmu při zachování výhod textury povrchu. Zároveň titanová slitina vykazuje lepší smáčivost než slitina CoCrMo, což zlepšuje její schopnost zadržet mazivo na povrchu.

Testy potvrdily, že orientace textur má zásadní vliv na třecí vlastnosti. Vodorovné textury umožňují plynulý skluz a minimalizují mechanický odpor, který vzniká při pohybu kolmých textur v důsledku opakovaného překonávání drážek. Z tohoto důvodu u kolmých textur dochází k výraznému nárůstu tření, což dále podporuje pozitivní účinek izotropních textur, které zajišťují konzistentní výkonnost bez ohledu na směr pohybu, zvláště při komplexních pohybech.

## 7 ZÁVĚR

Práce se zaměřila na analýzu tribologického chování biomateriálů kloubních náhrad s různými povrchovými modifikacemi a hodnotila jejich vliv ve srovnání s konvenčními materiály, s cílem stanovit nejvhodnější úpravu povrchu pro využití v medicínské praxi. Hlavním přínosem práce je zaměření na kombinovaný účinek povlakování a texturování povrchů. Komplexní experimentální analýza vlivu různých povrchových modifikací na třecí vlastnosti biomateriálů přispěje k lepšímu pochopení přínosů jednotlivých úprav a může výrazně podpořit optimalizaci materiálu náhrad, což zajistí jejich dlouhodobou výkonnost. Ukazuje se, že vhodně zvolená kombinace povrchových úprav může nejen výrazně zlepšit třecí chování, ale také významně podpořit tvorbu mazacího filmu a zvýšit odolnost materiálu proti opotřebení. Výsledky této studie mohou být využity nejen při návrhu nových náhrad, ale také při vylepšování stávajících řešení s cílem zvýšit jejich spolehlivost a přispět tak ke zkvalitnění zdravotnické péče.

Hlavní poznatky této studie lze shrnout takto:

- DLC povlaky (nezávisle na jejich složení) účinně chrání kovové biomateriály před opotřebením, avšak při kontaktu s UHMWPE dochází k nárůstu součinitele tření.
- Texturování povrchů vede na vyšší tření, což je pravděpodobně důsledkem zvýšené drsnosti povrchů způsobené samotnou technologií texturování. Pro dosažení optimálních výsledků je tedy nezbytné povrch pečlivě doleštit.
- Pro dosažení optimálních tribologických vlastností je klíčové kombinovat povlakování a texturování s důrazem na finální úpravu povrchů. Elektrochemické leštění může významně zlepšit kvalitu texturovaného povrchu, což povede nejen k nižšímu tření a opotřebení, ale také ke zvýšení účinnosti mazání.
- Kombinace DLC povlaků a texturování pozitivně přispívá nejen ke snížení opotřebení, ale také k tvorbě stabilního mazacího filmu. Titanové slitiny vykazují lepší smáčivost a schopnost zadržet mazivo v kontaktu, což vede k tvorbě silnější mazací vrstvy ve srovnání s materiálem CoCrMo. Mikrotextury pak obecně podporují tvorbu silnějšího filmu a minimalizují tak abrazivní opotřebení povrchů.
- Orientace textur má zásadní vliv na třecí vlastnosti. Textury orientované ve směru pohybu poskytují nejlepší třecí vlastnosti. Izotropní textury nicméně zajišťují stabilní výkonnost bez ohledu na směr pohybu, což je klíčové pro reálné biomedicínské aplikace.
- Snížení součinitele tření a následně také opotřebení povrchů by bylo možné dosáhnout zvýšením kluzné rychlosti, tedy prodloužením třecí dráhy při zachování frekvence pohybu. Tím by došlo k oddělení třecích povrchů a vytvoření hydrodynamického mazacího filmu, což by umožnilo plně využít výhod texturovaného povrchu, a zlepšit tak výsledné tribologické vlastnosti.

Kombinace povrchových úprav se jeví jako velmi perspektivní zejména u slitiny Ti6Al4V. I když má tato slitina v neupraveném stavu horší otěrové vlastnosti než kobalt-chromová slitina, vhodná modifikace povrchu může výrazně zlepšit její třecí vlastnosti. Potenciál titanových slitin spočívá v několika klíčových faktorech. Oproti kobalt-chromovým slitinám vykazují titanové slitiny výrazně nižší stress shielding efekt. Jedná se o jev, kdy implantát přebírá příliš velkou část zatížení, což může vést k úbytku kostní tkáně a následnému uvolnění implantátu. Díky modulu pružnosti blízkému lidské kosti umožňují titanové implantáty přirozenější rozložení zatížení. Titanové slitiny rovněž vykazují výbornou schopnost oseointegrace, což může být zásadní výhoda například při personalizované výrobě 3D tištěných implantátů malých kloubů. V neposlední řadě je zde také nižší riziko alergických reakcí než u slitiny CoCrMo, což činí titan ideálním materiálem pro medicínské aplikace.

Jisté nedostatky této studie mohou spočívat především v použití zjednodušeného tribologického modelu s nekonformním kontaktem a v relativně nízkém počtu pracovních cyklů. Nekonformní kontakt, na rozdíl od reálných kloubních náhrad, nezajišťuje rovnoměrné rozložení zatížení, a může tak ovlivnit výsledky třecích experimentů. Krátkodobé testy sice poskytly cenné poznatky o obecných účincích povrchových úprav na třecí a mazací chování biomateriálů, avšak jejich omezené trvání neodpovídá dlouhodobému provozu kloubních implantátů. Pro komplexnější posouzení výkonnosti povrchových úprav by proto bylo vhodné navázat dlouhodobými experimenty, které navíc budou lépe simulovat skutečné podmínky v lidském těle.

Ač tato práce přinesla řadu cenných poznatků, další experimentální výzkum může přinést spoustu dalších zajímavých zjištění. Velmi přínosné by například bylo rozšíření testování o komplexnější analýzu formování mazacího filmu u perspektivních třecích dvojic, ať už metodou fluorescenční mikroskopie či kolorimetrické interferometrie. Pozornost by si také zasloužily texturované piny bez DLC povlaku, které by umožnily detailněji diskutovat vliv samotných textur. V tomto směru by bylo perspektivní především testování izotropních textur. Významnou otázkou také zůstává, jaký vliv na výsledné tribologické vlastnosti má pořadí aplikace jednotlivých modifikací.

Co se týče uplatnitelnosti této práce, na základě třecích dat již vzniknul první odborný článek, který navazoval na výsledky bakalářské práce a zaměřil se primárně na vliv kontaktního tlaku při využití DLC povlaků. Tento článek byl již úspěšně publikován v odborném časopise *Biosurface and Biotribology*. V době odevzdání DP byl dokončen také druhý manuskript vědeckého článku, který se zaměřuje na vliv různých typů povrchových modifikací a nezabývá se pouze analýzou tření, ale i mechanismy mazání a opotřebení testovaných biomateriálů.

## 8 VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV

V rámci řešení diplomové práce vznikly dva manuskripty vědeckých článků, které mají sloužit k publikaci dosažených výsledků. První z nich rozšiřoval výsledky předchozí bakalářské práce a zabýval se především vlivem kontaktního tlaku na třecí vlastnosti při použití DLC povlaků. Tento článek se soustředil výhradně na vývoj součinitele tření a topografii povrchu a byl již úspěšně publikován v časopise *Biosurface and Biotribology*. Druhý manuskript se zaměřuje na různé typy modifikací povrchu a zahrnuje nejen analýzu tření, ale také mazání a opotřebení biomateriálů. Ke dni odevzdání diplomové práce byl tento manuskript dokončen v podobě draftu, připraveného k odeslání do časopisu.

### **Název článku:**

Frictional Behaviour and Surface Topography Evolution of DLC-Coated Biomedical Alloys

### **Autoři:**

David Nečas, Adam Gelnar, Benedict Rothhammer, Max Marian, Matuš Ranuša, Sandro Wartzack, Martin Vrbka, Ivan Křupka, Martin Hartl

### **Abstrakt (EN):**

Advanced engineering coatings offer a promising solution to enhance the longevity and performance of medical biomaterials in orthopaedic implants. This study hypothesises that diamond-like carbon (DLC) coatings exhibit distinct frictional performance based on substrate and counterface material. Three different DLC coatings were tested using a pin-on-plate test in four material combinations. Virgin and DLC-coated CoCrMo and Ti6Al4V pins were tested under sliding against UHMWPE and glass plates with simulated body fluid lubrication. Results revealed that coating composition significantly impacts frictional performance, with silicon- and oxygen-doped coatings showing great potential to minimise friction. Surprisingly, reducing contact pressure had either a neutral or somewhat negative effect. Future investigations will focus on long-term testing and lubrication analyses of these material combinations.

**Stav článku:** publikovaný

### **Bibliografická citace:**

NEČAS, David, Adam GELNAR, Benedict ROTHAMMER, Max MARIAN, Matuš RANUŠA, Sandro WARTZACK, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Frictional Behaviour and Surface Topography Evolution of DLC-Coated Biomedical Alloys. *Biosurface and Biotribology*. 2025. DOI: 10.1049/bsb2.70004. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1049/bsb2.70004>

**Název článku:**

Tribological Performance of Surface-Modified Biomaterials for Joint Replacement Applications

**Autoři:**

Adam Gelnar, David Nečas, Matúš Ranuša, Martin Vrbka, Ivan Křupka, Martin Hartl

**Abstrakt (EN):**

Surface treatments of biomaterials, such as DLC coatings and microtexturing, can significantly extend the lifespan of joint replacements by enhancing their tribological properties. Mechanical wear of friction surfaces is a leading cause of implant failure, which makes the combination of appropriate materials and surface treatments essential for ensuring reliability and long-term performance. The aim of this study was to experimentally assess the effects of DLC coatings, microtextures, and their combination on friction, lubrication, and wear processes in CoCrMo and Ti6Al4V biomaterials. Reciprocal friction tests in pin-on-plate configuration and surface topography analysis were performed. The evolution of lubricating film thickness was also monitored for selected pairs using fluorescence microscopy and wear in long-term tests. The results suggest that DLC coatings reduce wear but may increase the friction coefficient, particularly when in contact with UHMWPE. Microtextures led to increased friction, likely due to higher surface roughness caused by the manufacturing process. The best results were obtained through the combination of coating and texturing, which resulted in reduced wear and the formation of a stable lubricating film. Titanium alloys demonstrated better wettability and a greater ability to retain lubricant in contact, leading to a thicker lubrication film compared to CoCrMo alloys. Texture orientation also had a significant impact, with horizontal grooves showing the lowest friction. The findings of this study confirm that the combination of surface treatments, particularly with Ti6Al4V, can significantly improve the reliability and longevity of joint replacements, making this biomaterial a promising candidate for further research and broader application in implantology.

**Stav článku:** manuskript připraven k odeslání

**Bibliografická citace:**

GELNAR, Adam, David NEČAS, Matúš RANUŠA, MARTIN VRBKA, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Tribological Performance of Surface-Modified Biomaterials for Joint Replacement Applications. 2025. Pozn.: *Manuskript připraven k odeslání.*

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ALLEN, Quentin a Bart RAEYMAEKERS. Surface Texturing of Prosthetic Hip Implant Bearing Surfaces: A Review. *Journal of Tribology*. 2020, roč. 143, č. 4, s. 040801 [vid. 10. duben 2025]. ISSN 15288897.
- [2] SHICHMAN, Ittai, MacKenzie ROOF, Neil ASKEW, Leo NHERERA, Joshua C. ROZELL, Thorsten M. SEYLER a Ran SCHWARZKOPF. Projections and Epidemiology of Primary Hip and Knee Arthroplasty in Medicare Patients to 2040-2060. *JBS Open Access*. 2023, roč. 8, č. 1, s. e22.00112 [vid. 10. duben 2025]. ISSN 24727245.
- [3] SULLIVAN, Stacey J.L. a L. D.Timmie TOPOLESKI. Surface Modifications for Improved Wear Performance in Artificial Joints: A Review. *JOM 2015 67:11*. 2015, roč. 67, č. 11, s. 2502–2517 [vid. 8. březen 2024]. ISSN 1543-1851.
- [4] CHING, Hee Ay, Dipankar CHOUDHURY, Md Julker NINE a Noor Azuan ABU OSMAN. Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopaedic implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2014, roč. 15, č. 1. ISSN 14686996.
- [5] RAHMAN, MD Mashfiqur, Md Abu Sayeed BISWAS a Kazi Naimul HOQUE. Recent development on micro-texturing of UHMWPE surfaces for orthopedic bearings: A review. *Biotribology*. 2022, roč. 31. ISSN 23525738.
- [6] HAUERT, R., K. THORWARTH a G. THORWARTH. An overview on diamond-like carbon coatings in medical applications. *Surface and Coatings Technology*. 2013, roč. 233, s. 119–130. ISSN 02578972.
- [7] WEI, Xiaofeng, Wenjun LI, Bojian LIANG, Binglin LI, Jinjin ZHANG, Linshuai ZHANG a Zuobin WANG. Surface modification of Co-Cr-Mo implant alloy by laser interference lithography. *Tribology International*. 2016, roč. 97, s. 212–217. ISSN 0301679X.
- [8] GANG, Shen, Fang FENGZHOU a Kang CHENGWEI. Tribological performance of bioimplants: A comprehensive review. *Nanotechnology and Precision Engineering*. 2018, roč. 1, č. 2, s. 107–122 [vid. 24. duben 2025]. ISSN 1672-6030.
- [9] LOVE, C. A., R. B. COOK, T. J. HARVEY, P. A. DEARNLEY a R. J.K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants - A review. In: *Tribology International*. B.m.: Elsevier Ltd, 2013, s. 141–150. ISSN 0301679X.

- [10] UWAIS, Zahid A., Mohamed A. HUSSEIN, M. Abdul SAMAD a Naser AL-AQEELI. Surface Modification of Metallic Biomaterials for Better Tribological Properties: A Review. *Arabian Journal for Science and Engineering*. 2017, roč. 42, č. 11, s. 4493–4512. ISSN 21914281.
- [11] BALAGNA, C., M. G. FAGA a S. SPRIANO. Tantalum-based multilayer coating on cobalt alloys in total hip and knee replacement. *Materials Science and Engineering C*. 2012, roč. 32, č. 4, s. 887–895. ISSN 09284931.
- [12] ESCUDEIRO, A., M. A. WIMMER, T. POLCAR a A. CAVALEIRO. Tribological behavior of uncoated and DLC-coated CoCr and Ti-alloys in contact with UHMWPE and PEEK counterbodies. *Tribology International*. 2015, roč. 89, s. 97–104. ISSN 0301679X.
- [13] SHEEJA, D., B. K. TAY a L. N. NUNG. Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DLC-coated Co-Cr-Mo. *Surface and Coatings Technology*. 2005, roč. 190, č. 2–3, s. 231–237. ISSN 02578972.
- [14] SHEEJA, D, B K TAY, S P LAU a L N NUNG. Tribological characterisation of diamond-like carbon coatings on Co-Cr-Mo alloy for orthopaedic applications. *Surface and Coatings Technology*. 2001, s. 410–416.
- [15] TARNOWSKI, M., K. KULIKOWSKI, T. BOROWSKI, B. RAJCHEL a T. WIERZCHOŃ. Influence of amorphous carbon layers on tribological properties of polyetheretherketone composite in contact with nitrided layer produced on Ti6Al4V titanium alloy. *Diamond and Related Materials*. 2017, roč. 75, s. 123–130. ISSN 09259635.
- [16] TIAINEN, Veli-Matti. Amorphous carbon as a bio-mechanical coating mechanical properties and biological applications. *Diamond and Related Materials*. 2001.
- [17] THORWARTH, G., C. V. FALUB, U. MÜLLER, B. WEISSE, C. VOISARD, M. TOBLER a R. HAUERT. Tribological behavior of DLC-coated articulating joint implants. *Acta Biomaterialia*. 2010, roč. 6, č. 6, s. 2335–2341. ISSN 17427061.
- [18] GUO, Feifei, Zhifeng ZHOU, Meng HUA a Guangneng DONG. Effect of aqueous solution and load on the formation of DLC transfer layer against Co-Cr-Mo for joint prosthesis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, roč. 49, s. 12–22. ISSN 18780180.
- [19] KEDIA, Sunita a J. Padma NILAYA. Effect of picosecond-laser induced microstructuring of Ti6Al4V bio-alloy on its tribological and corrosion properties. *Applied Physics A: Materials Science and Processing*. 2023, roč. 129, č. 10. ISSN 14320630.

- [20] PRATAP, Tej a Karali PATRA. Tribological performances of symmetrically micro-textured Ti-6Al-4V alloy for hip joint. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2020, roč. 182. ISSN 00207403.
- [21] KUSTANDI, Tanu Suryadi, Jian Huei CHOO, Hong Yee LOW a Sujeet K. SINHA. Texturing of UHMWPE surface via NIL for low friction and wear properties. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2010, roč. 43, č. 1. ISSN 00223727.
- [22] ALVAREZ-VERA, M., Javier A. ORTEGA, I. A. ORTEGA-RAMOS, H. M. HDZ-GARCÍA, R. MUÑOZ-ARROYO, J. C. DÍAZ-GUILLÉN, J. L. ACEVEDO-DÁVILA a M. A.L. HERNÁNDEZ-RODRIGUEZ. Tribological and microstructural characterization of laser microtextured CoCr alloy tested against UHMWPE for biomedical applications. *Wear*. 2021, roč. 477. ISSN 00431648.
- [23] LIU, Yayun, Qi ZHU, Chuanyang WANG a Jiaqiang LI. Tribological behavior of CoCrMo artificial knee joint with symmetrically biomimetic textured surfaces on PEEK. *Optics and Laser Technology*. 2023, roč. 157. ISSN 00303992.
- [24] ARULKUMAR, M., R. PRASHANNA RANGAN, M. PREM ANANTH, V. SRIVIDHYASAKTHI a R. AADITYA. Experimental verification on the influence of surface texturing on biomaterials and study of its tribological characteristics. *Materials Today: Proceedings*. 2023. ISSN 22147853.
- [25] HAN, Yujie, Feng LIU, Kedong ZHANG, Qiang HUANG, Xuhong GUO a Chengdong WANG. A study on tribological properties of textured Co-Cr-Mo alloy for artificial hip joints. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*. 2021, roč. 95. ISSN 22133917.
- [26] CAI, Yu, Kangmei LI, Le LI a Jun HU. Anti-friction mechanism of textured artificial joint material under the walking conditions of human. *Journal of Materials Research and Technology*. 2022, roč. 20, s. 2999–3007. ISSN 22387854.
- [27] LIU, Qi, Ange Nsilani KOUEDIATOUKA, Sen JIANG, Hengdi YUAN, Jing LI a Guangneng DONG. Laser Com-Texture on Ti6Al4V Surface for Lubricant Transportation to Improve Tribological Properties. *Journal of Tribology*. 2023, roč. 145, č. 3. ISSN 15288897.
- [28] NEČAS, David, Hatsuhiko USAMI, Tatsuya NIIMI, Yoshinori SAWAE, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Running-in friction of hip joint replacements can be significantly reduced: The effect of surface-textured acetabular cup. *Friction*. 2020, roč. 8, č. 6, s. 1137–1152. ISSN 22237704.

- [29] SOLTANI-KORDSHULI, Firuze, Dipankar CHOUDHURY, Josue A. GOSS, Mara CAMPBELL, Evelyn SMITH, Steven SONNTAG, Isabelle I. NIYONSHUTI, Deborah OKYERE, Mark S. SMELTZER, Jingyi CHEN a Min ZOU. Cartilage-inspired surface textures for improved tribological performance of orthopedic implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023, roč. 138. ISSN 18780180.
- [30] 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*. 2015, roč. 16, č. 3. ISSN 14686996.
- [31] HOLMBERG, K., A. LAUKKANEN, T. HAKALA, H. RONKAINEN, T. SUHONEN, M. WOLSKI, P. PODSIADLO, T. WOLOSZYNSKI, G. STACHOWIAK, C. GACHOT a L. LI. Topography orientation effects on friction and wear in sliding DLC and steel contacts, part 3: Experiments under dry and lubricated conditions. *Wear*. 2021, roč. 486–487. ISSN 00431648.
- [32] NEČAS, D., Y. SAWAE, T. FUJISAWA, K. NAKASHIMA, T. MORITA, T. YAMAGUCHI, M. VRBKA, I. KŘUPKA a M. HARTL. The Influence of Proteins and Speed on Friction and Adsorption of Metal/UHMWPE Contact Pair. *Biotribology*. 2017, roč. 11, s. 51–59. ISSN 23525738.
- [33] NEČAS, David, Martin VRBKA, Filip URBAN, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, roč. 55, s. 295–307. ISSN 18780180.
- [34] NEČAS, D., M. VRBKA, A. GALANDÁKOVÁ, I. KŘUPKA a M. HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part I: Hard-on-soft bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019, roč. 89, s. 237–248. ISSN 18780180.
- [35] NEČAS, D., K. SADECKÁ, M. VRBKA, J. GALLO, A. GALANDÁKOVÁ, I. KŘUPKA a M. HARTL. Observation of lubrication mechanisms in knee replacement: A pilot study. *Biotribology*. 2019, roč. 17, s. 1–7. ISSN 23525738.
- [36] NEČAS, D., K. SADECKÁ, M. VRBKA, A. GALANDÁKOVÁ, M. A. WIMMER, J. GALLO a M. HARTL. The effect of albumin and  $\gamma$ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021, roč. 113. ISSN 18780180.

- [37] 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*. 2019, roč. 89, s. 249–259. ISSN 18780180.
- [38] NEČAS, D., 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*. 2018, roč. 117, s. 206–216. ISSN 0301679X.
- [39] NEČAS, D., M. VRBKA, F. URBAN, J. GALLO, I. KŘUPKA a M. HARTL. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of diameter, clearance and material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, roč. 69, s. 66–74. ISSN 18780180.
- [40] NEČAS, David, Martin VRBKA, Max MARIAN, Benedict ROTHAMMER, Stephan TREMMEL, Sandro WARTZACK, Adéla GALANDÁKOVÁ, Jiří GALLO, Markus A. WIMMER, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Towards the understanding of lubrication mechanisms in total knee replacements – Part I: Experimental investigations. *Tribology International*. 2021, roč. 156. ISSN 0301679X.
- [41] KAMALI, A., A. HUSSAIN, C. LI, J. PAMU, J. DANIEL, H. ZIAEE, J. DANIEL a D. J.W. MCMINN. Tribological performance of various CoCr microstructures in metal-on-metal bearings: The development of a more physiological protocol in vitro. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*. 2010, roč. 92, č. 5, s. 717–725. ISSN 0301620X.
- [42] MORSHED, Afshana, Hui WU a Zhengyi JIANG. A comprehensive review of water-based nanolubricants. *Lubricants*. 2021, roč. 9, č. 9 [vid. 23. duben 2025]. ISSN 20754442.
- [43] SHAH, Raj, Nikhil PAI, Rahul KHANDEKAR, Ruby ASLAM, Qihui WANG, Zhitao YAN a Andreas ROSENKRANZ. DLC coatings in biomedical applications – Review on current advantages, existing challenges, and future directions. *Surface and Coatings Technology*. 2024, roč. 487. ISSN 02578972.
- [44] MARIAN, Max, Dario F. ZAMBRANO, Benedict ROTHAMMER, Valentin WALTENBERGER, Guido BOIDI, Anna KRAPF, Benoit MERLE, Jürgen STAMPFL, Andreas ROSENKRANZ, Carsten GACHOT a Philipp G. GRÜTZMACHER. Combining multi-scale surface texturing and DLC coatings for improved tribological performance of 3D printed polymers. *Surface and Coatings Technology*. 2023, roč. 466. ISSN 02578972.

- [45] REUTHER, Mathieu, Nicolas ROLLET, Frédéric DEBEAUFORT a Odile CHAMBIN. Development of a new method for analyzing the behavior of rapidly dissolving films in contact with liquids. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*. 2024, roč. 101. ISSN 17732247.
- [46] BAKHTAZAD, Aref a Sazzadur CHOWDHURY. An evaluation of optical profilometry techniques for CMUT characterization. *Microsystem Technologies*. 2019, roč. 25, č. 9, s. 3627–3642 [vid. 3. listopad 2024]. ISSN 14321858.
- [47] *Optical profiler from Bruker features 3D microscope | Laser Focus World*. [vid. 3. listopad 2024]. Dostupné z: <https://www.laserfocusworld.com/software-accessories/software/article/16562646/optical-profiler-from-bruker-features-3d-microscope>
- [48] *UMT TriboLab | Bruker*. [vid. 3. listopad 2024]. Dostupné z: <https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/test-and-measurement/tribometers-and-mechanical-testers/umt-tribolab.html>
- [49] *Tribometr typu Pin-on-disk: TRB<sup>3</sup> | Anton Paar*. [vid. 3. listopad 2024]. Dostupné z: [https://www.anton-paar.com/cz-cs/produkty/detaily/trb3-tribometr-pin-on-disk/?srsltid=AfmBOopL0rUtCiflbiy22t2\\_bR027U8Rmeo7fL7u9IDfh2yZ7N1g8ion](https://www.anton-paar.com/cz-cs/produkty/detaily/trb3-tribometr-pin-on-disk/?srsltid=AfmBOopL0rUtCiflbiy22t2_bR027U8Rmeo7fL7u9IDfh2yZ7N1g8ion)
- [50] ČÍPEK, Pavel, Martin VRBKA, David REBENDA, David NEČAS a Ivan KŘUPKA. Biotribology of Synovial Cartilage: A New Method for Visualization of Lubricating Film and Simultaneous Measurement of the Friction Coefficient. *Materials 2020, Vol. 13, Page 2075*. 2020, roč. 13, č. 9, s. 2075 [vid. 3. listopad 2024]. ISSN 1996-1944.
- [51] *Wettability measurements to evaluate biocompatibility*. [vid. 3. listopad 2024]. Dostupné z: <https://www.biolinscientific.com/blog/wettability-measurements-to-evaluate-biocompatibility>
- [52] *Widefield Fluorescence Microscopy | Principle & Applications | ibidi*. [vid. 3. listopad 2024]. Dostupné z: <https://ibidi.com/content/215-widefield-fluorescence>
- [53] GOBBI, SJ, VJ J GOBBI BIOMED SCI a Tech RES MINI REVIEW. Wear Resistance of Metallic Orthopedic Implants - Mini Review. *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*. 2018, roč. 12, č. 3, s. 001–002 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 2574-1241.
- [54] WANG, Song, Zhenhua LIAO, Yuhong LIU a Weiqiang LIU. The Tribological Behaviors of Three Films Coated on Biomedical Titanium Alloy by Chemical Vapor Deposition. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2015, roč. 24, č. 11, s. 4462–4474 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 15441024.

- [55] WEI, Xubing, Lin CHEN, Minglan ZHANG, Zhibin LU a Guangan ZHANG. Effect of dopants (F, Si) material on the structure and properties of hydrogenated DLC film by plane cathode PECVD. *Diamond and Related Materials*. 2020, roč. 110, s. 108102 [vid. 29. duben 2025]. ISSN 0925-9635.
- [56] YANG, Seung Ho, Hosung KONG, Kwang Ryeol LEE, Sejun PARK a Dae Eun KIM. Effect of environment on the tribological behavior of Si-incorporated diamond-like carbon films. *Wear*. 2002, roč. 252, č. 1–2, s. 70–79 [vid. 29. duben 2025]. ISSN 0043-1648.
- [57] ROTHAMMER, Benedict, Max MARIAN, Kevin NEUSSER, Marcel BARTZ, Thomas BÖHM, Sebastian KRAUSS, Stefan SCHROEDER, Maximilian UHLER, Simon THIELE, Benoit MERLE, Jan Philippe KRETZER a Sandro WARTZACK. Amorphous Carbon Coatings for Total Knee Replacements—Part II: Tribological Behavior. *Polymers 2021, Vol. 13, Page 1880*. 2021, roč. 13, č. 11, s. 1880 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 2073-4360.
- [58] ROTHAMMER, Benedict, Kevin NEUSSER, Marcel BARTZ, Sandro WARTZACK, Andreas SCHUBERT a Max MARIAN. Evaluation of the wear-resistance of DLC-coated hard-on-soft pairings for biomedical applications. *Wear*. 2023, roč. 523, s. 204728 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 0043-1648.
- [59] NIINOMI, Mitsuo. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2008, roč. 1, č. 1, s. 30–42 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 1751-6161.
- [60] ROTHAMMER, Benedict, Michael SCHWENDNER, Marcel BARTZ, Sandro WARTZACK, Thomas BÖHM, Sebastian KRAUSS, Benoit MERLE, Stefan SCHROEDER, Maximilian UHLER, Jan Philippe KRETZER, Volker WEIHNACHT a Max MARIAN. Wear Mechanism of Superhard Tetrahedral Amorphous Carbon (ta-C) Coatings for Biomedical Applications. *Advanced Materials Interfaces*. 2023, roč. 10, č. 7, s. 2202370 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 21967350.
- [61] LI, Yuanzhe, Shaowei LI, Pengpeng BAI, Wenpeng JIA, Quan XU, Yonggang MENG, Liran MA a Yu TIAN. Surface wettability effect on aqueous lubrication: Van der Waals and hydration force competition induced adhesive friction. *Journal of Colloid and Interface Science*. 2021, roč. 599, s. 667–675 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 0021-9797.
- [62] NEČAS, David, Adam GELNAR, Benedict ROTHAMMER, Max MARIAN, Matuš RANUŠA, Sandro WARTZACK, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Frictional Behaviour and Surface Topography Evolution of DLC-Coated Biomedical Alloys. *Biosurface and Biotribology*. 2025, roč. 11, č. 1, s. e70004 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 2405-4518.

- [63] POPOV, Valentin L., Qiang LI a Iakov A. LYASHENKO. Contact mechanics and friction: Role of adhesion. *Friction*. 2025, roč. 13, č. 1, s. 9440964 [vid. 15. květen 2025]. ISSN 2223-7690.
- [64] RANUŠA, Matúš, Lukáš ODEHNAL, Ondřej KUČERA, David NEČAS, Martin HARTL, Ivan KŘUPKA a Martin VRBKA. Effect of Surface Texturing on Friction and Lubrication of Ti6Al4V Biomaterials for Joint Implants. *Tribology Letters*. 2025, roč. 73, č. 1, s. 1–18 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 15732711.
- [65] REBENDA, David, Lukáš ODEHNAL, Simona UHROVÁ, David NEČAS a Martin VRBKA. On the Friction and Lubrication of 3D Printed Ti6Al4V Hip Joint Replacement. *Tribology Letters*. 2025, roč. 73, č. 2, s. 1–18 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 15732711.
- [66] MEROLA, Massimiliano a Saverio AFFATATO. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials 2019, Vol. 12, Page 495*. 2019, roč. 12, č. 3, s. 495 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 1996-1944.
- [67] PRAMANIK, A. Problems and solutions in machining of titanium alloys. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2014, roč. 70, č. 5–8, s. 919–928 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 02683768.
- [68] CUI, F. Z. a D. J. LI. A review of investigations on biocompatibility of diamond-like carbon and carbon nitride films. *Surface and Coatings Technology*. 2000, roč. 131, č. 1–3, s. 481–487 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 0257-8972.
- [69] ODEHNAL, Lukáš, Matúš RANUŠA, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Tribological Behaviour of Ti6Al4V Alloy: An Application in Small Joint Implants. *Tribology Letters*. 2023, roč. 71, č. 4, s. 1–15 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 15732711.
- [70] RAFFA, Maria Letizia, Vu Hieu NGUYEN, Philippe HERNIGOU, Charles Henri FLOUZAT-LACHANIETTE a Guillaume HAIAT. Stress shielding at the bone-implant interface: Influence of surface roughness and of the bone-implant contact ratio. *Journal of Orthopaedic Research®*. 2021, roč. 39, č. 6, s. 1174–1183 [vid. 8. květen 2025]. ISSN 1554-527X.

## 10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

<b>CoCrMo</b>	slitina kobaltu, chromu a molybdenu
<b>Ti6Al4V</b>	slitina titanu, hliníku a vanadu
<b>UHMWPE</b>	polyetylen s ultra vysokou molekulovou hmotností
<b>PMMA</b>	polymethylmetakrylát
<b>PEEK</b>	polyetheretherketon
<b>DLC</b>	diamond-like carbon
<b>GLC</b>	glass-like carbon
<b>PEG</b>	polyethylenglykol
<b>MoP</b>	kov na polyetylen
<b>MoM</b>	kov na kov
<b>CoP</b>	keramika na polyetylen
<b>CoC</b>	keramika na keramiku
<b>CVD</b>	chemická depozice z plynné fáze
<b>PVD</b>	fyzikální depozice z plynné fáze
<b>PECVD</b>	plazmou zpevněná depozice z plynné fáze
<b>CNC</b>	počítačem řízený obráběcí stroj
<b>NIL</b>	nanootisková litografie
<b>SK</b>	synoviální kapalina
<b>HS</b>	hovězí sérum
<b>PBS</b>	fyziologický roztok
<b>R15, R100</b>	poloměr pinů R = 15 mm, resp. R = 100 mm
<b>3D</b>	trojrozměrný
<b>LED</b>	dioda vyzařující světlo
<b>HF</b>	faktor tvrdosti
<b>SDS</b>	sodná sůl dodecylsulfátu
<b>ÚK FSI VUT</b>	Ústav konstruování Fakulty strojního inženýrství VUT
<b>ÚPT AV ČR</b>	Ústav přístrojové techniky Akademie věd ČR

<b>Symbol</b>	<b>Jednotka</b>	<b>Veličina</b>
<i>a</i>	[ $\mu\text{m}$ ]	šířka dráhy
<i>h<sub>p</sub></i>	[ $\mu\text{m}$ ]	hloubka textur
<i>l</i>	[ $\mu\text{m}$ ]	vzdálenost textur
<i>r</i>	[ $\mu\text{m}$ ]	poloměr důlků
<i>S<sub>a</sub></i>	[ $\mu\text{m}$ ]	střední aritmetická odchylky povrchu
<i>S<sub>p</sub></i>	[%]	hustota pokrytí povrchu texturou
$\varepsilon$	[-]	poměr hloubky textury k jejímu průměru

## 11 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1 PRISMA diagram výběru relevantních literárních pramenů .....	16
Obr. 2-2 Zachytávání otěrových částic v textuře [8] .....	17
Obr. 2-3 Metody nanášení povlaků na základní materiál [4, 10] .....	18
Obr. 2-4 Různé typy využívaných povlaků pro snížení opotřebení [4, 10] .....	18
Obr. 2-5 Srovnání součinitele tření nepovlakovaných materiálů se vzorky s DLC povlakem [12, 14] .....	19
Obr. 2-6 Zlepšení tribologických vlastností po aplikaci DLC povlaku [17] .....	19
Obr. 2-7 Povlakování jednoho vs. povlakování obou třecích povrchů [13] .....	20
Obr. 2-8 a) Vliv zatížení, resp. b) vliv koncentrace maziva na hodnoty tření [18] .....	20
Obr. 2-9 a) Výroba textur pomocí laseru [19], b) mikrofrézováním [20], c) metodou NIL [21] .....	21
Obr. 2-10 Různé tvary mikrotextr na površích testovaných vzorků [22–25] .....	21
Obr. 2-11 Vliv texturování povrchu na hodnoty součinitele tření [25] .....	22
Obr. 2-12 Vliv pokrytí povrchu texturou na tření a opotřebení [25] .....	22
Obr. 2-13 a), b) Změna drsnosti povrchu po texturování, resp. c) tvorba výrůstků [26, 27] .....	23
Obr. 2-14 Změna úhlu smáčivosti při různé úrovni pokrytí materiálu texturou [25] .....	23
Obr. 2-15 Chování maziva při využití texturovaného povrchu [25] .....	24
Obr. 2-16 Zlepšení tribologických vlastností při kombinované modifikaci povrchu [19].	24
Obr. 2-17 Vliv modifikace povrchu, zatížení a použitého maziva na hodnoty tření [30] ..	25
Obr. 2-18 Vliv mazání kontaktu na výsledný součinitel tření [31] .....	25
Obr. 2-19 Závislost směru pohybu a režimu mazání na třecí vlastnosti materiálů [31] ....	26
Obr. 2-20 Znázornění suchého, resp. kapalinového tření pro různé úpravy povrchu [31].	26
Obr. 2-21 Vliv složení maziva na průběh součinitele tření [28] .....	27
Obr. 2-22 Porovnání maziv s různým obsahem proteinů s fyziologickým roztokem [32]	27
Obr. 2-23 Porovnání výsledků získaných pomocí metody fluorescence vs. interferometrie [33] .....	28
Obr. 2-24 Srovnání smáčivosti UHMWPE vs. PMMA destičky [36] .....	28

Obr. 2-25 Grafické znázornění shlukování proteinů v kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie [40].....	29
Obr. 2-26 Porovnání frekvence pohybu člověka při krátkodobém testování (1, 20, resp. 30 minut) s frekvencí využívanou u simulátoru kyčelního kloubu (1 Hz) [41] .....	30
Obr. 2-27 a) Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu [28], b) experimentální konfigurace pin-on-disc [24], resp. c) pin-on-plate [42].....	30
Obr. 3-1 Předpokládaný vliv aplikace DLC povlaků na konvenční biomateriály .....	35
Obr. 3-2 Předpokládaný vliv texturování povrchů biomateriálů na mechanismy tření .....	36
Obr. 4-1 Schéma postupu řešení .....	37
Obr. 4-2 Schéma průběhu jednotlivých experimentů .....	37
Obr. 4-3 Průběh realizace třecích testů – návaznost na předchozí BP .....	38
Obr. 4-4 Schéma měření smáčivosti [45] (vlevo), aparatura pro měření smáčivosti (vpravo) .....	38
Obr. 4-5 Schéma optického profilometru [46] (vlevo), optický profilometr Bruker Contour GT X8 [47] (vpravo) .....	39
Obr. 4-6 Schéma konfigurace pin-on-plate (vlevo), tribometr Bruker UMT TriboLab [48] (vpravo).....	40
Obr. 4-7 Schéma konfigurace pin-on-plate (vlevo), tribometr Anton Paar TRB <sup>3</sup> [49] (vpravo) .....	40
Obr. 4-8 Schéma recipročního tribometru (vlevo), tribometr „The Beast“ [50] (vpravo) .	41
Obr. 4-9 Simulátor opotřebení (vlevo), testovací jednotka včetně čerpadla (vpravo).....	41
Obr. 4-10 Geometrie pinů (vlevo); piny s/bez povlaku; použité desky; různé typy modifikací povrchu (vpravo).....	42
Obr. 4-11 Schéma testovaných materiálů – DLC povlaky.....	44
Obr. 4-12 Schéma testovaných materiálů – modifikace povrchů.....	45
Obr. 4-13 Geometrie textur: ortogonální mřížka (vlevo), „single tracky“ (vpravo) .....	46
Obr. 4-14 Schéma třecích experimentů (vlevo), kinematické podmínky – testy DLC povlaků (uprostřed), testy modifikací (vpravo) .....	48
Obr. 4-15 Výběr materiálových kombinací – analýza mazacího filmu a opotřebení .....	48
Obr. 4-16 Schéma postupu třecích testů.....	50
Obr. 4-17 Vyhodnocení smáčivosti (vlevo), hydrofilní (resp. hydrofobní) chování povrchu [51] (vpravo) .....	51

Obr. 4-18 Naskenovaný snímek povrchu s hodnotami drsností (vlevo), barevná mapa povrchu (vpravo) .....	51
Obr. 4-19 Schématický postup vyhodnocení závislosti součinitele tření na čase: stanovení časové závislosti tření jednotlivých drah (nahore), průměrný časový průběh jednoho pinu složený z více třecích drah (dole).....	52
Obr. 4-20 Schéma fluorescenčního mikroskopu [52] (vlevo); schématické znázornění časové závislosti tloušťky maziva (uprostřed), formování synoviální kapaliny v kontaktu [40] (vpravo) .....	54
Obr. 4-21 Schématický postup vyhodnocení objemového úbytku materiálu .....	54
Obr. 5-1 Smáčivost povrchů pinů s DLC povlaky.....	57
Obr. 5-2 Smáčivost povrchů třecích desek .....	58
Obr. 5-3 Průměrné hodnoty smáčecích úhlů pinů s DLC povlaky, resp. třecích desek ....	58
Obr. 5-4 Smáčivost povrchů pinů s modifikacemi povrchů .....	59
Obr. 5-5 Průměrné hodnoty smáčecích úhlů pinů s modifikacemi povrchů.....	60
Obr. 5-6 Topografie povrchů pinů s DLC povlaky před (snímky vlevo) a po (snímky vpravo) třecích testech.....	61
Obr. 5-7 Průměrná drsnost povrchů ( $S_a$ ) pinů s DLC povlaky před a po třecích testech...	61
Obr. 5-8 Topografie povrchu desky z UHMWPE před (snímky vlevo) a po (snímky vpravo) třecích testech.....	62
Obr. 5-9 Topografie povrchů pinů s modifikacemi povrchů před (snímky vlevo) a po (snímky vpravo) třecích testech .....	63
Obr. 5-10 Průměrná drsnost povrchů ( $S_a$ ) pinů s modifikacemi povrchů před a po třecích testech .....	64
Obr. 5-11 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo).....	65
Obr. 5-12 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo).....	65
Obr. 5-13 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám ze skla při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo).....	66
Obr. 5-14 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám ze skla při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo).....	66
Obr. 5-15 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z UHMWPE (vlevo), resp. ze skla (vpravo) při aplikaci synoviální kapaliny .....	67

Obr. 5-16 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám z PMMA při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo) .....	68
Obr. 5-17 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám z PMMA při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo) .....	68
Obr. 5-18 Výsledky součinitele tření pro CoCrMo piny proti deskám z PMMA při aplikaci fyziologického roztoku – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo).....	69
Obr. 5-19 Výsledky součinitele tření pro Ti6Al4V piny proti deskám z PMMA při aplikaci fyziologického roztoku – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo).....	69
Obr. 5-20 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z PMMA při aplikaci synoviální kapaliny – CoCrMo piny (vlevo), resp. Ti6Al4V piny (vpravo) .....	70
Obr. 5-21 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z PMMA při aplikaci fyziologického roztoku – CoCrMo piny (vlevo), resp. Ti6Al4V piny (vpravo) .....	70
Obr. 5-22 Výsledky součinitele tření pro vybrané piny proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – časová závislost (vlevo), krabicové grafy (vpravo) .....	71
Obr. 5-23 Grafické shrnutí výsledků – průměrné hodnoty součinitele tření proti deskám z UHMWPE při aplikaci synoviální kapaliny – CoCrMo piny (vlevo), resp. Ti6Al4V piny (vpravo) .....	71
Obr. 5-24 Časový průběh fluorescenční intenzity v kontaktu vybraných materiálových kombinací proti deskám z PMMA při aplikaci označené synoviální kapaliny .....	72
Obr. 5-25 Průměrné hodnoty fluorescenčních intenzit v rámci dílčích drah všech vybraných pinů .....	73
Obr. 5-26 Průměrné hodnoty fluorescenčních intenzit v rámci dílčích drah pinů daných kombinací materiálů .....	73
Obr. 5-27 Snímky formování synoviální kapaliny v kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie.....	74
Obr. 5-28 Snímky opotřebení povrchů vybraných pinů po dlouhodobých experimentech	75
Obr. 5-29 Průměrné hodnoty míry opotřebení vybraných pinů po dlouhodobých experimentech .....	75
Obr. 6-1 Vliv zatížení na hodnoty součinitele tření – piny poloměru R100 vs. R15 .....	78
Obr. 6-2 Srovnání hodnot součinitele tření vybraných pinů proti rozdílným deskám.....	81
Obr. 6-3 Časová závislost součinitele tření pinů R100 proti deskám z UHMWPE – pětiminutové testy .....	84

## 12 SEZNAM TABULEK

Tab. 4-1 Mechanické vlastnosti použitých biomateriálů .....	43
Tab. 4-2 Zátěžné podmínky všech testovaných materiálových dvojic .....	43
Tab. 4-3 Testované kombinace pinů s různými DLC povlaky – součinitel tření .....	44
Tab. 4-4 Testované kombinace pinů s různými modifikacemi povrchů – součinitel tření	46
Tab. 4-5 Kinematické podmínky třecích experimentů – součinitel tření .....	47
Tab. 4-6 Testované kombinace materiálů – formování mazacího filmu .....	48
Tab. 4-7 Testované kombinace materiálů – dlouhodobé testy opotřebení .....	49
Tab. 4-8 Složení modelové synoviální kapaliny.....	50

## 13 SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1** Smáčivost povrchů – dílčí hodnoty
- Příloha 2** Topografie povrchů – dílčí hodnoty
- Příloha 3** Testy tření – součinitel tření – dílčí hodnoty
- Příloha 4** Analýza formování mazacího filmu – dílčí hodnoty
- Příloha 5** Analýza opotřebení – dílčí hodnoty