



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

VLIV POVRCHOVÝCH ÚPRAV NA TŘECÍ VLASTNOSTI IMPLANTÁTŮ

IMPACT OF SURFACE MODIFICATIONS ON IMPLANT FRICTION CHARACTERISTICS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Kučera

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

BRNO 2026

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Bc. Ondřej Kučera**
Studijní program: Konstrukční inženýrství
Studijní obor: bez specializace
Vedoucí práce: **Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.**
Akademický rok: 2025/26

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:

Vliv povrchových úprav na třecí vlastnosti implantátů

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Tribologický výzkum se v posledních desetiletích zaměřuje nejen na velké klouby, ale i na stále rostoucí procento náhrad malých kloubů. S rozvojem aditivních technologií se naskytá možnost vývoje implantátu, který bude vyrobený na míru pacientovi a bude vykazovat stabilitu v kosti a odolné artikulační povrchy předurčující dlouhou životnost implantátu. S ohledem na tyto požadavky se nabízí využití běžně používané slitiny Ti6Al4V v oblasti implantologie, a to ve spojení s texturami a s mechanicky odolným DLC povlakem na artikulačních površích.

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

Cíle diplomové práce:

Hlavním cílem je provést experimentální popis chování maziva v kombinaci se strukturovaným a texturovaným povrchem, který lze vytvořit díky aditivní technologii, a to ze slitiny Ti6Al4V. Hodnocen bude mazací film z perspektivy chování jednotlivých složek synoviální kapaliny.

Díličí cíle diplomové práce:

- provést rešerši v oblasti vědeckých publikací, které se zaměřují na kombinaci struktur a texturování pro aditivní technologie v implantologii,
- na základě získaných poznatků navrhnout podmínky a vhodnou úpravu vzorků pro experimentální testování pomocí fluorescenční metody,
- navrhnout parametry pro struktury a texturování, které budou využity při 3D tisku a laserovém obrábění,
- experimentálně popsat chování proteinových složek kapaliny, analyzovat vývoj součinitele tření mezi povrchy a provést zhodnocení struktur a textur povrchu,
- konfrontovat získané poznatky s již publikovanými studiemi, které se zabývají mazáním a třením implantátů.

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:

DWIVEDI, Suryank; DIXIT, Amit Rai; DAS, Alok Kumar a ADAMCZUK, Krzysztof. Additive texturing of metallic implant surfaces for improved wetting and biotribological performance. Online. Journal of Materials Research and Technology. 2022, roč. 20, s. 2650-2667. ISSN 22387854. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.08.029>.

NEČAS, D.; SADECKÁ, K.; VRBKA, M.; GALANDÁKOVÁ, A.; WIMMER, M.A. et al. The effect of albumin and γ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements. Online. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2021, roč. 113. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104117>.

RANUŠA, Matúš; ČÍPEK, Pavel; VRBKA, Martin; PALOUŠEK, David; KŘUPKA, Ivan et al. Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: A pilot study. Online. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2022, roč. 132. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105274>.

SADEGHI, M.; KHARAZIHA, M.; SALIMIJAZI, H.R. a TABESH, E. Role of micro-dimple array geometry on the biological and tribological performance of Ti6Al4V for biomedical applications. Online. Surface and Coatings Technology. 2019, roč. 362, s. 282-292. ISSN 02578972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.01.113>.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2025/26

V Brně, dne

L. S.

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

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

ABSTRAKT

Degenerativní onemocnění prvního metatarzofalangeálního kloubu vyžadují spolehlivá řešení v podobě mobilních kloubních náhrad. Slitina Ti6Al4V sice nabízí příznivý modul pružnosti minimalizující úbytek kostní tkáně, její inherentní tribologické vlastnosti však často vedou k nadměrnému opotřebení a riziku aseptického uvolnění. Tato diplomová práce proto experimentálně hodnotí synergický vliv povrchových mikrotextr (vytvořených přímo aditivní technologií PBF-L a dodatečným laserovým obráběním) v kombinaci s ochranným DLC povlakem na stabilitu mazacího filmu a mechanickou odolnost. Tribologické chování bylo zkoumáno *in situ* na recipročním tribometru v prostředí modelové synoviální kapaliny s využitím fluorescenční mikroskopie, což bylo následně doplněno o dlouhodobé testy opotřebení proti polymeru UHMWPE. Analýza dat prokázala, že u texturovaných vzorků opatřených DLC povlakem dochází k masivní retenci proteinů. Tento jev vede ke vzniku tzv. třetího paradoxu – zformovaný tuhý proteinový gel lokálně zvyšuje viskózní odpor (a tím i makroskopické tření), avšak naprosto eliminuje mechanické opotřebení kovového pinu, a to i při identifikovaném extrémním reálném kontaktním tlaku (45 MPa). Byla však odhalena zásadní difference mezi výrobními technologiemi a jejich dopadem na polymerní protikus. Zatímco nepovlakované laserové textury poskytly nejvýhodnější tribologickou rovnováhu, po aplikaci tvrdého DLC povlaku se zafixované ostré okraje textur (stejně jako strukturní anomálie AM tisku) transformovaly v mikro-břity. To vyústilo ve vznik tribologického kompromisu (*trade-off*) projevujícího se téměř dvojnásobným abrazivním opotřebením UHMWPE destičky. Zavedení dodatečného technologického kroku pro cílené zaoblení hran před procesem povlakování se tak ukazuje jako nezbytný předpoklad pro klinickou bezpečnost implantátu.

KLÍČOVÁ SLOVA

3D tištěný Ti6Al4V, povrchové textury, DLC povlak, dlouhodobé opotřebení, fluorescenční mikroskopie, kloubní náhrady

ABSTRACT

Degenerative diseases of the first metatarsophalangeal joint demand reliable solutions utilizing mobile joint replacements. While the Ti6Al4V alloy offers a favourable elastic modulus that minimizes bone loss, its inherent tribological properties frequently lead to excessive wear and a risk of aseptic loosening. Therefore, this thesis experimentally evaluates the synergistic effect of surface microtextures (fabricated directly via PBF-L additive manufacturing and subsequent laser machining) combined with a protective DLC coating on lubricant film stability and mechanical durability. Tribological behaviour was investigated *in-situ* on a reciprocating tribometer in a model synovial fluid environment using fluorescence microscopy, complemented by long-term wear tests against a UHMWPE polymer. Data analysis confirmed massive protein retention in textured samples equipped with the DLC coating. This phenomenon results in a “friction paradox” – the formed stiff protein gel locally increases viscous drag (and thus macroscopic friction), yet completely eliminates mechanical wear of the metallic pin, even under an identified extreme real contact pressure (45 MPa). However, a profound difference was revealed between manufacturing technologies and their impact on the polymer counter-face. While uncoated laser textures provided the most favourable tribological balance, the application of the hard DLC coating transformed the fixed sharp texture edges (as well as AM structural anomalies) into micro-cutting blades. This resulted in a tribological trade-off, manifested by nearly doubled abrasive wear of the UHMWPE plate. Implementing an additional technological step for targeted edge rounding prior to the coating deposition process thus proves to be an essential prerequisite for the clinical safety of the implant.

KEYWORDS

3D printed Ti6Al4V, surface textures, DLC coating, long-term wear, fluorescence microscopy, joint replacements

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KUČERA, Ondřej. *Vliv povrchových úprav na třecí vlastnosti implantátů*. Online, diplomová práce. Matúš RANUŠA (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2026. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/170613>.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych na tomto místě vyjádřil upřímné poděkování vedoucímu mé diplomové práce, Ing. Matúšovi Ranušovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady, vstřícný přístup a čas, který mi po celou dobu řešení této práce věnoval. Jeho motivující podpora a konstruktivní podněty pro mě byly obrovským přínosem. Můj dík patří rovněž Ing. Lukášovi Odehnalovi za metodickou a technickou pomoc při laboratorních experimentech, a také pracovníkům Ústavu přístrojové techniky AV ČR za spolupráci při přípravě a laserovém mikroobrábění vzorků.

Největší a nejupřímnější poděkování pak směřuje k mé rodině, mým blízkým a mé partnerce. Děkuji vám za nesmírnou trpělivost, pochopení a láskyplnou oporu, která mi byla pevným základem nejen při psaní této práce, ale po celou dobu mého vysokoškolského studia.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

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

.....

Podpis autora

OBSAH

1	ÚVOD	16
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	18
2.1	Rešeršní metody	18
2.2	Specifika náhrad malých kloubů a problematika opotřebení UHMWPE	19
2.3	Aditivní výroba z Ti6Al4V	20
2.4	Texturování artikulačního povrchu	22
2.4.1	Texturování artikulačního povrchu pomocí aditivních technologií	25
2.5	Povlakování artikulačních povrchů	27
2.6	Kombinace texturování a povlaků	29
2.7	Synoviální kapalina	32
2.7.1	Stribeckova křivka	33
2.7.2	Experimentální studie	33
2.8	Třecí paradox a stabilita mazacího filmu	34
2.9	Shrnutí hlavních zjištění	35
2.10	Mezera v poznání	36
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	37
3.1	Výzkumné otázky	37
3.2	Cíle výzkumu	37
3.3	Hypotézy	38
3.3.1	Hypotéza 1: Vliv textur a technologie jejich výroby	38
3.3.2	Hypotéza 2: Synergický vliv DLC povlaku a třecí chování	39
3.3.3	Hypotéza 3: Dopad modifikací na polymerní protikus	39
4	MATERIÁL A METODY	41
4.1	Metodika	41
4.2	Experimentální zařízení a přístrojové vybavení	43
4.2.1	Optický profilometr	43
4.2.2	Reciproční tribometr	44
4.2.3	Optický systém	45
4.2.4	Simulátor opotřebení	46
4.2.5	Laserové mikroobrábění	46
4.3	Materiál a testovací podmínky	47

4.3.1	Testované vzorky	47
4.3.2	Mazivo	50
4.3.3	Podmínky experimentu	50
4.3.4	Srovnání kinematických podmínek experimentů	52
4.4	Metody	53
4.4.1	Topografie povrchu	53
4.4.2	Součinitel tření	56
4.4.3	Fluorescenční mikroskopie	58
4.4.4	Statistická korelační analýza	60
4.4.5	Opotřebení	61
4.5	Testované predikce	62
5	VÝSLEDKY	64
5.1	Počáteční analýza vzorků	64
5.1.1	Celková charakteristika povrchu	64
5.1.2	Analýza geometrie textur	65
5.2	Topografie povrchu a stabilita textur po krátkodobých testech	69
5.3	Formování a prostorová distribuce mazacího filmu	71
5.4	Analýza součinitele tření	77
5.5	Korelační analýza	80
5.6	Dlouhodobé opotřebení	82
6	DISKUZE	84
6.1	Interpretace výsledků	84
6.1.1	Vliv výrobní technologie na topografickou integritu (Laser vs. AM)	84
6.1.2	Dynamika transportu maziva a fenomén okrajových valů	85
6.1.3	Geometrie kontaktu (Hertz vs. Experiment)	86
6.1.4	Třecí paradox	87
6.1.5	Korelační analýza jako indikátor mechanismu tření	88
6.1.6	Klinický <i>trade-off</i> : Ochrana implantátu vs. abraze polymeru	89
6.1.7	Omezení studie	91
6.1.8	Směry budoucího výzkumu	92
6.2	Verifikace hypotéz	93
7	ZÁVĚR	95
8	VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV	98

9	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	100
10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	109
11	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	112
12	SEZNAM TABULEK	117
13	SEZNAM PŘÍLOH	118

1 ÚVOD

Ortopedická implantologie prochází v posledních desetiletích postupnou transformací. Pozornost odborné veřejnosti, tradičně upřená primárně na náhrady velkých nosných kloubů, se stále častěji rozšiřuje i na řešení defektů drobných artikulačních uzlů. Mezi ně patří zejména první metatarzofalangeální (MTP) kloub palce u nohy. Degenerativní onemocnění tohoto kloubu představuje v současné praxi narůstající problém, přičemž hallux rigidus tvoří jednu z nejčastějších indikací k chirurgické intervenci [1]. Historicky byla spolehlivým a nejčastěji voleným řešením tohoto stavu artrodéza (znehynění kloubu). Pozorované klinické trendy se však dnes přiklánějí k mobilním náhradám, u nichž se očekává zachování přirozené kinematiky chůze a plného fyziologického rozsahu pohybu pacienta. Tento posun v léčebných strategiích ovšem klade značné nároky na konstrukci implantátů, obzvláště pak na nutnost optimalizovat jejich třecí vlastnosti a garantovat dlouhodobou stabilitu v těle.

Zavádění pokročilých aditivních technologií (AM) do této sféry dnes umožňuje produkci personalizovaných implantátů s komplexní vnitřní i vnější geometrií, což prokazatelně usnadňuje osseointegraci a celkovou interakci implantátu s kostní tkání. Jako primární materiál se pro tyto účely profiluje slitina titanu Ti6Al4V. Její hlavní benefit spočívá v podstatně nižším modulu pružnosti (přibližně 110–114 GPa) ve srovnání s konvenčními slitinami typu CoCrMo (až 240 GPa). Tato nižší tuhost se mnohem více přibližuje mechanickým charakteristikám lidské kortikální kosti. Implantát tak pomáhá tlumit nežádoucí fenomén tzv. *stress shieldingu* (stresového stínění) – tedy úbytku kostní hmoty v důsledku jejího mechanického odlehčení.

Ačkoliv Ti6Al4V exceluje z hlediska mechanické biokompatibility, její přirozené tribologické vlastnosti představují značnou limitaci. Při přímém kluzném pohybu dochází k poměrně rychlému opotřebení a generování otěrových částic. Ty se následně mohou uvolňovat do periprostetického prostoru, kde často spouštějí kaskádu zánětlivých imunitních reakcí. Tento proces ústí v lokální osteolýzu, jež může v krajním případě zapříčinit aseptické uvolnění a úplné selhání kloubní náhrady.

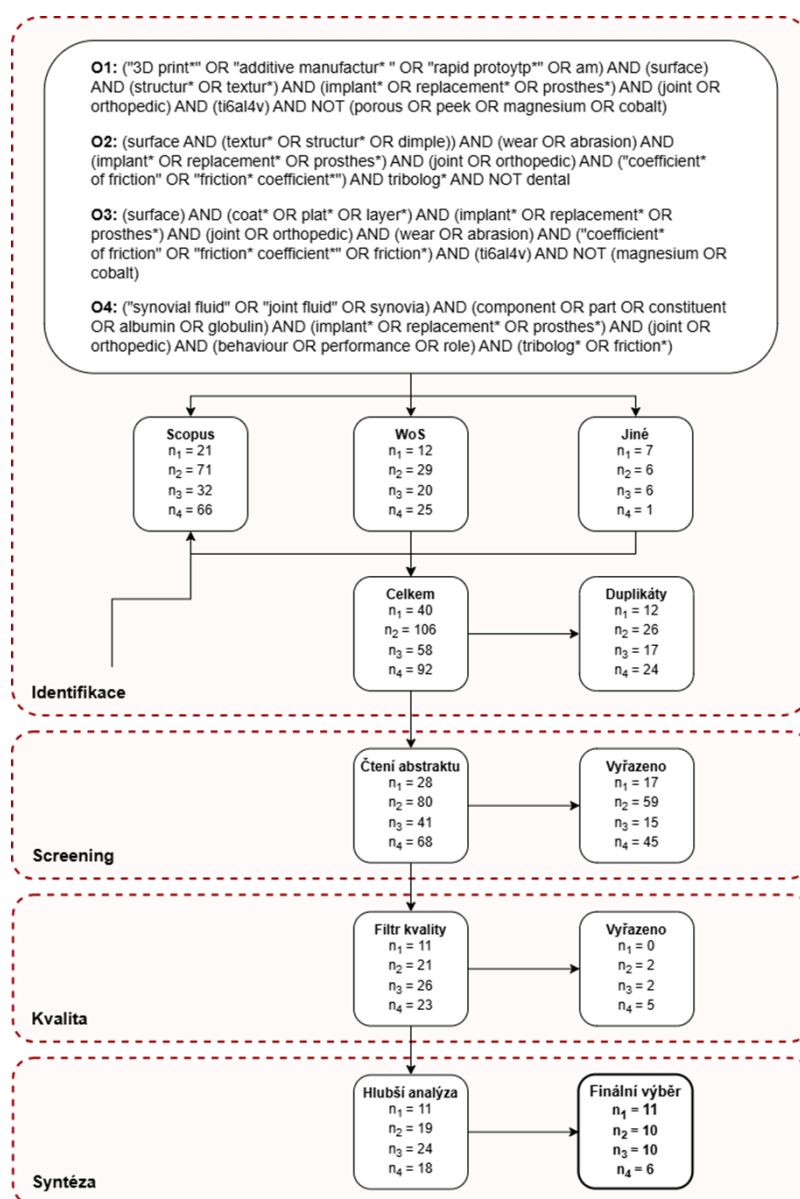
Jako jedna z nadějných cest k překonání těchto tribologických nedostatků se jeví cílená modifikace povrchové topografie. Předpokládá se, že tvorba deterministických mikrotextrur může v kontaktu plnit funkci autonomních zásobníků (rezervoárů) maziva. Ty by měly teoreticky snižovat součinitel tření a napomáhat k udržení kontinuálního mazacího filmu i za nepříznivých kinematických podmínek. Obvykle se tato metoda kombinuje s aplikací extrémně tvrdých a chemicky inertních povlaků, jakým je typicky DLC (diamantu podobný uhlík). Ačkoliv by synergie textur a DLC povlaku mohla zajistit absolutní ochranu samotného kovového podkladu, otázka jejího dlouhodobého vlivu na chování celého kloubního páru – a především na opotřebení měkkého polymerního protikusu – zůstává do značné míry otevřená.

Předložená diplomová práce si proto klade za cíl experimentálně zhodnotit vliv zmíněných povrchových úprav na biotribologické chování náhrad drobných kloubů. Ústředním záměrem je provést detailní komparativní analýzu mikrotextr, a to jak těch vytištěných přímo aditivní technologií, tak těch zhotovených dodatečným laserovým obráběním. Tyto modifikace budou, v kombinaci s DLC povlakem, zkoumány z hlediska jejich vlivu na třecí odpor a dynamiku formování mazacího filmu v prostředí modelové synoviální kapaliny. Očekává se, že získané experimentální poznatky poslouží k hlubšímu porozumění komplexních dějů v kontaktní oblasti a mohou přímo přispět k optimalizaci designu budoucích implantátů. Případné zvýšení jejich spolehlivosti a životnosti by tak v konečném důsledku mohlo snížit frekvenci revizních operací a zkvalitnit život ortopedických pacientů.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Rešeršní metody

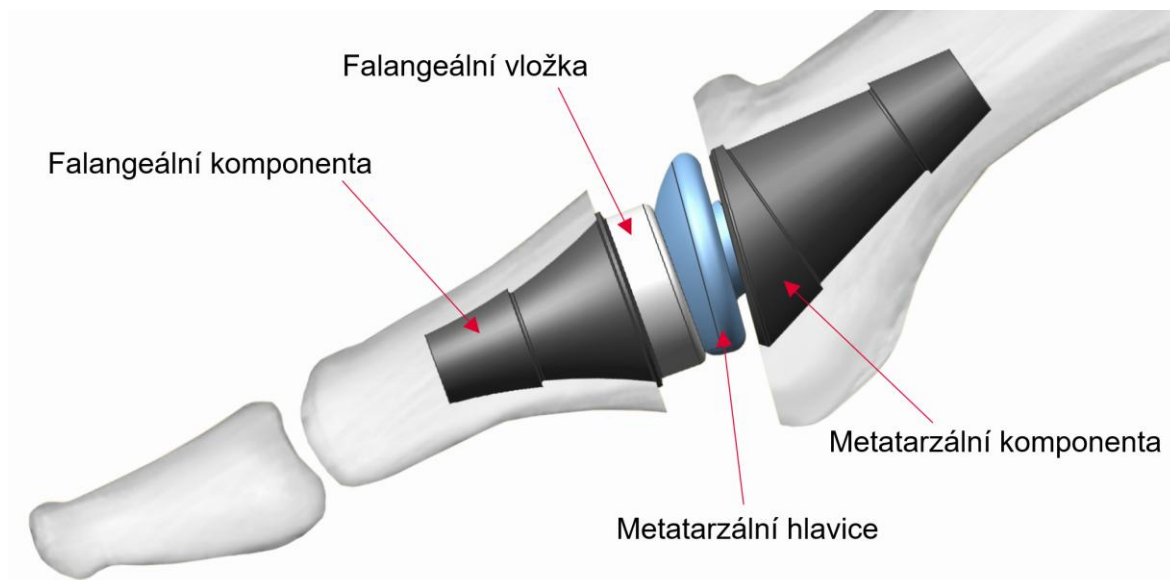
Pro systematickou rešerši byly vytvořeny celkem čtyři dotazy, jež byly formulovány pomocí klíčových slov spolu s jejich synonymy v kombinaci s booleovskými operátory. Literární zdroje byly vyhledávány v databázích Web of Science a Scopus, následně tříděny na základě relevantnosti dle čtení abstraktu, a poté filtrovány dle kvality zdroje (počet citací, impakt faktor periodika, h-index autorů). Nakonec byly jednotlivé zdroje důkladněji přezkoumány a poté z nich byl vytvořen finální výběr pro rešerši. Na Obr. 2-1 je pak uveden shrnující PRISMA diagram, v němž je rovněž uvedeno celé znění všech použitých rešeršních dotazů.



Obr. 2-1 PRISMA diagram systematické rešerše

2.2 Specifika náhrad malých kloubů a problematika opotřebení UHMWPE

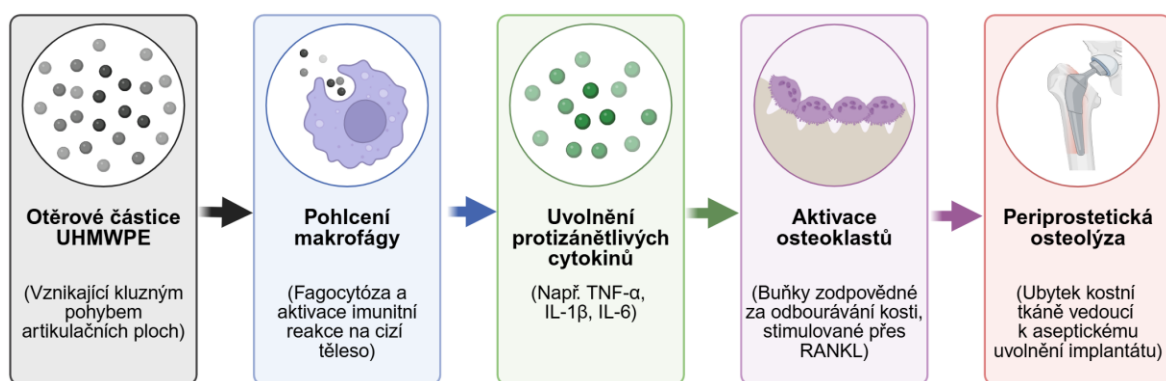
Degenerativní a zánětlivá onemocnění kloubů, ke kterým se řadí pokročilá osteoartróza či revmatoidní artritida, představují pro pacienty výraznou limitaci mobility. Přestože náhrady velkých nosných kloubů prošly v uplynulých desetiletích značným technologickým vývojem, léčba drobných kloubů, obzvláště pak prvního metatarzofalangeálního (MTP) kloubu, zůstává nadále klinickou výzvou. Prevalence hallux rigidus, jenž bývá nejčastější indikací k operačnímu řešení tohoto kloubu, se u populace starší 50 let odhaduje přibližně na 2,5 % [2]. Jak naznačují data z národních registrů (např. British Orthopaedic Foot and Ankle Society) i závěry nedávných systematických rešerší, mezi mladšími a fyzicky aktivnějšími pacienty setrvale roste poptávka po mobilních implantátech (viz Obr. 2-2). Tato preference pramení především z faktu, že na rozdíl od nevratné kloubní artrodézy (fúze) umožňují tyto implantáty zachovat přirozenou kinematiku a fyziologický rozsah pohybu chodidla [3–5].



Obr. 2-2 Kloubní náhrada prvního MTP kloubu [6]

V současné artroplastice se jako nejrozšířenější konfigurace uplatňuje kluzný pár kov-polyetylen (MoP). Pro artikulační protikus se v tomto uspořádání převážně využívá vysokomolekulární polyetylen (UHMWPE), u nějž se cení především vynikající lomová houževnatost a uspokojivá biokompatibilita [7].

Limitujícím faktorem dlouhodobé spolehlivosti těchto implantátů se však stává postupné opotřebování polymerní komponenty. Neustálý kluzný styk tvrdšího kovového dílu s měkčím polymerem postupně generuje rozsáhlé množství submikronových otěrových částic UHMWPE. Ty následně pronikají do periprostetických tkání, kde mohou vyvolat závažnou imunitní reakci doprovázenou uvolňováním prozánětlivých cytokinů. Lze předpokládat, že právě tento buněčný proces je primárním hybatelem periprostetické osteolýzy (úbytku kosti) a následného aseptického uvolnění, což celosvětově představuje nejčastější příčinu revizních operací [8–10]. Zjednodušený mechanismus této částicové nemoci shrnuje Obr. 2-3. Vhodná volba materiálu a topografické úpravy kovového protikusu se z tohoto důvodu jeví jako nezbytný předpoklad pro oddálení tohoto typu degradace.



Obr. 2-3 Zjednodušené schéma buněčné kaskády částicové nemoci vedoucí k periprotetické osteolýze a aseptickému uvolnění implantátu. (Zpracováno a upraveno podle [9, 10])

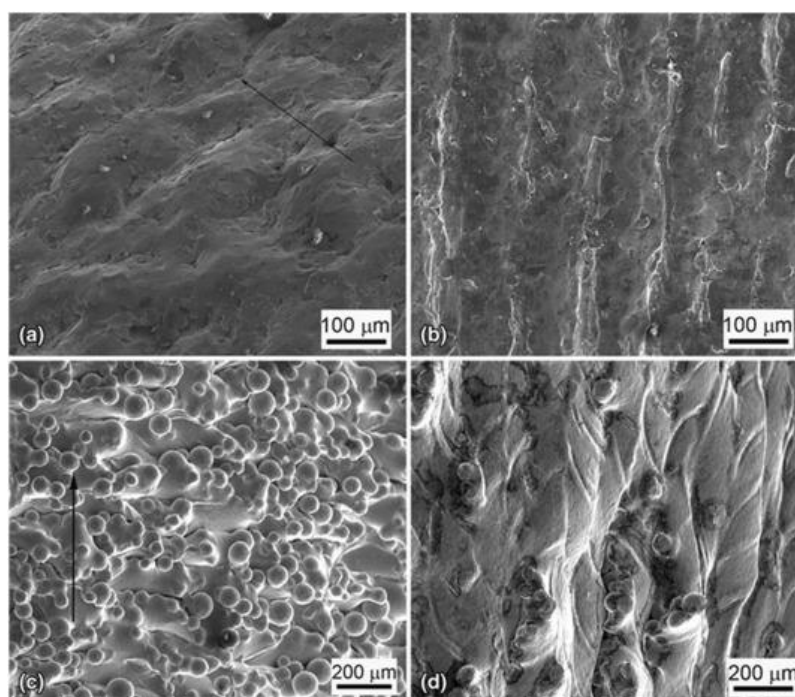
2.3 Aditivní výroba z Ti6Al4V

Slitina Ti6Al4V patří díky svému příznivému poměru mechanické pevnosti, biokompatibilitě a odolnosti proti korozi k nejvyužívanějším materiálům pro biomedicínské aplikace, obzvláště u mechanicky exponovaných náhrad [11]. Ačkoliv ortopedická praxe u velkých nosných kloubů historicky preferovala slitiny CoCrMo, jejich vysoký Youngův modul pružnosti (až 240 GPa) s sebou nese riziko tzv. *stress shielding* (stresového stínění). Tento jev postupně vede k nežádoucí degradaci kostní tkáně v důsledku jejího odlehčení příliš tuhým tělesem implantátu. Naopak slitina Ti6Al4V disponuje modulem pružnosti na úrovni 110–114 GPa, čímž se znatelně více blíží charakteristikám lidské kortikální kosti. Tato vlastnost pomáhá tlumit efekt stresového stínění a usnadňuje osseointegraci [12]. I přes nutnost kompenzovat její suboptimální tribologické chování se tak Ti6Al4V stává materiálem volby pro moderní personalizované implantáty.

Zpracování této slitiny konvenčními výrobními postupy často naráží na technologické limity spojené se složitostí tvarů. Nově se rozvíjející aditivní technologie (AM) tak představují ideální platformu pro produkci vysoce přesných a geometricky komplexních součástí na míru [13].

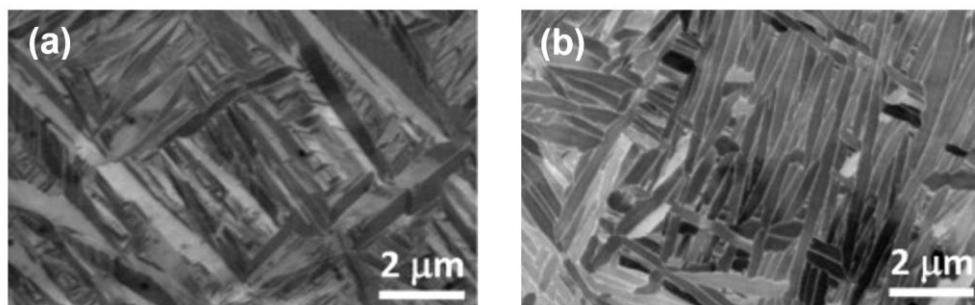
Metody 3D tisku kovů, využívající jako lokální zdroj tepla laserové či elektronové paprsky, technologicky vycházejí z principů bodového svařování a spočívají v tavení práškového lože (PBF). V současnosti dominují dvě hlavní techniky: tavení laserovým svazkem v práškovém loži (PBF-L) a tavení elektronovým svazkem (PBF-EB) [14]. Z technologického hlediska lze poznamenat, že vrstva deponovaná metodou PBF-L dosahuje tloušťky v řádu jednotek až desítek mikrometrů, což představuje znatelně jemnější rozlišení ve srovnání s PBF-EB [15].

Navzdory nesporným výhodám vykazují aditivní procesy specifická úskalí. Běžně se lze setkat s rizikem vzniku vnitřní pórovitosti, vysokou počáteční drsností povrchu či akumulací tahových zbytkových napětí. Tyto defekty mohou mít následně dopad na výsledné mechanické vlastnosti dílu [16]. Samotná kvalita povrchu bývá zasažena oxidací a adherencí částečně roztavených prachových částic [17]. Výsledná topografie přitom úzce koreluje s rychlostí skenování, frakcí prášku a výškou vrstvy. Morfologické rozdíly mezi vertikálně a horizontálně sestavenými vzorky metodami PBF-L a PBF-EB ilustruje Obr. 2-4. Je patrné, že povrch generovaný pomocí PBF-EB vykazuje vyšší podíl natavených částic, zatímco struktura po PBF-L působí o poznání celistvěji [18].



Obr. 2-4 Povrch vzorku sestaveného (a) vertikálně, PBF-L (b) horizontálně, PBF-L (c) vertikálně, PBF-EB, (d) horizontálně, PBF-EB [18]

Z metalurgické perspektivy se Ti6Al4V při pokojové teplotě skládá z hexagonální těsně uspořádané (HCP) fáze α a krychlové prostorově centrované (BCC) fáze β . Během aditivního zpracování dochází při překročení tranzitní teploty k přeměně fáze α na fázi β . Při následném chladnutí se materiál transformuje buď zpět na primární fázi α (u pomalejšího chladnutí, Obr. 2-5a, nebo na martenzitickou fázi α' (při velmi rychlém odvodu tepla, Obr. 2-5b). Nastavení procesních parametrů, jako je tloušťka vrstvy či hustota energie laseru, tak vyžaduje mimořádnou preciznost a znalost fázových přeměn [19].



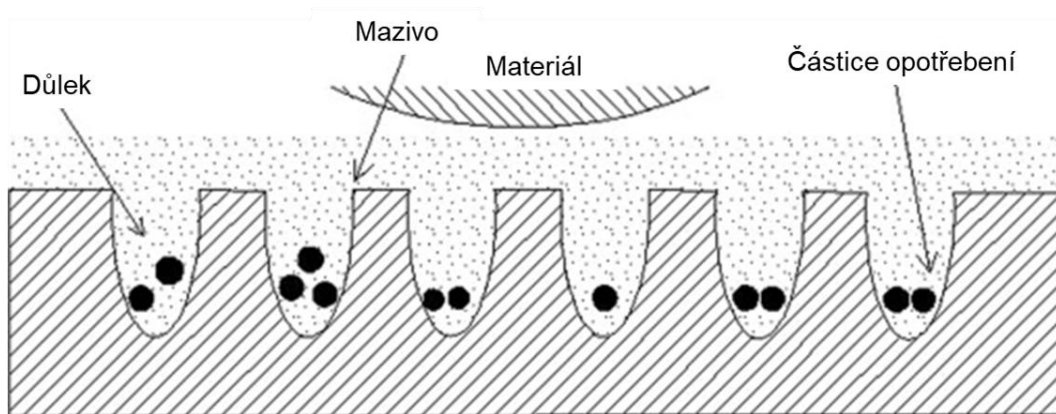
Obr. 2-5 (a) PBF-L, lamelární ($\alpha + \beta$) struktura, (b) PBF-L, převážně jehlovitý α' martenzit [19]

Zvýšení energetického příkonu obvykle zvětšuje objem taveniny, což zpětně formuje teplotní gradienty. Tyto změny v mikrostruktuře se pak přímo propisují do kolísání meze kluzu, pevnosti v tahu i tvrdosti slitiny [19].

I přes vynikající biokompatibilitu vykazuje slitina Ti6Al4V v kluzných uzlech řadu tribologických nedostatků [20]. Materiál typicky trpí vyšším součinitelem tření, nižší odolností proti plastickému smyku a inklinuje k adhezivně-abrazivnímu opotřebení [20]. Degradace povrchu bývá navíc akcelerována procesem tribokoroze. Přestože se titan chrání pasivní oxidovou vrstvou (TiO_2), neustálý pohyb tuto bariéru mechanicky narušuje. Opakovaný cyklus repase a strhávání tak vede k trvalému úbytku materiálu [21]. Uspořádání se tento povrch do přímého kontaktu s UHMWPE, uvolněné tvrdé oxidované fragmenty nevyhnutelně urychlují abrazi měkčího polymerního protikusu [22, 23].

2.4 Texturování artikulačního povrchu

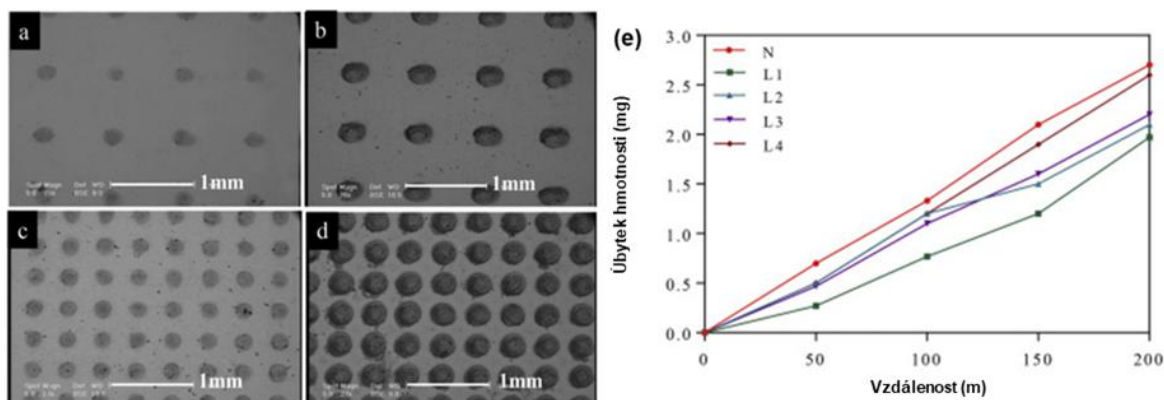
Cílená modifikace povrchové topografie prostřednictvím mikrotextur představuje jednu z inženýrských cest, jak lokálně snižovat tření a omezovat opotřebení. Vytvořené mikrokavity fungují v tribologickém kontaktu jako zásobníky maziva, které podporují tvorbu filmu a izolují povrch implantátu (Obr. 2-6). Mimo to nabízejí prostor pro zachytávání ošetrových částic, čímž potlačují tzv. třetí těleso v kontaktu a omezují transport těchto částic do organismu. Přítomnost textur také pravděpodobně stimuluje lokální hydrodynamický tlak, což může vést ke zvýšení celkové únosnosti mazacího filmu [12, 24].



Obr. 2-6 Mikrotextury – zásobárna maziva a zachytávání opotřebovaných částic [25]

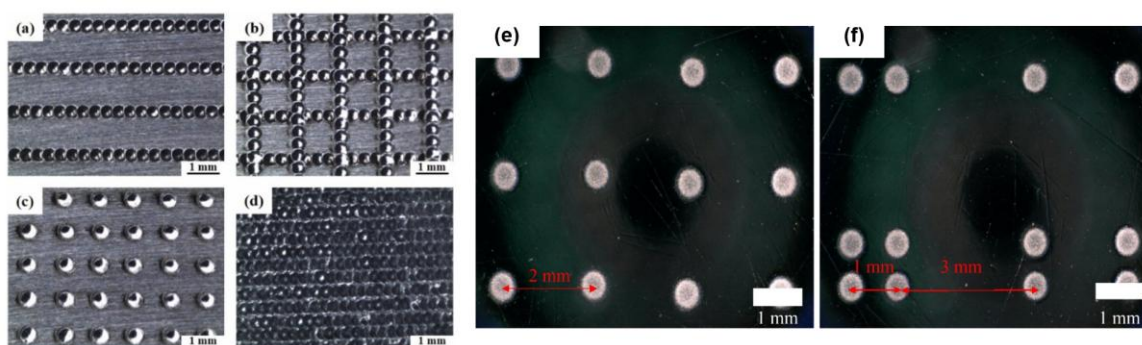
Tradiční tvorba textur probíhá převážně formou dodatečného laserového nebo mechanického obrábění (tzv. *top-down* přístup). Nástup aditivní výroby, zejména metody PBF-L, však otevřel možnost generovat definované vzory (jamky, drážky, mřížky) rovnou během 3D tisku vrstva po vrstvě. Nesporným benefitem tohoto postupu je teoretická eliminace následného frézování. Výraznou překážku však tvoří vysoká počáteční drsnost a přítomnost částečně natavených prachových částic [26]. Aby se takové povrchy staly vhodnými pro artikulační plochy, vyžadují následné leštění. Tento krok sice úspěšně vyhlazuje kluzná platá a odstraňuje abrazivní fragmenty, avšak nevyhnutelně zaobluje původní geometrii a ostrost vytištěných rezervoárů [27, 28].

Vliv uspořádání textur zkoumali Sadeghi et al. [29], kteří testovali čtyři různé vzory důlků vytvořené CO₂ laserem na titanovém substrátu (Obr. 2-7). Experiment na tribometru ukázal, že laserové texturování znatelně tlumí opotřebení povrchu. Z hlediska úbytku hmotnosti se jako nejefektivnější jevila textura s plošným pokrytím 6,5 %, zatímco nejnižšího součinitele tření (0,3) dosáhla struktura s pokrytím 21,2 %. Experimenty rovněž potvrdily zlepšení smáčivosti a buněčné proliferace u takto upravených vzorků.



Obr. 2-7 (a–d) Jednotlivé typy textur, (e) opotřebení – hmotnostní ztráty [29]

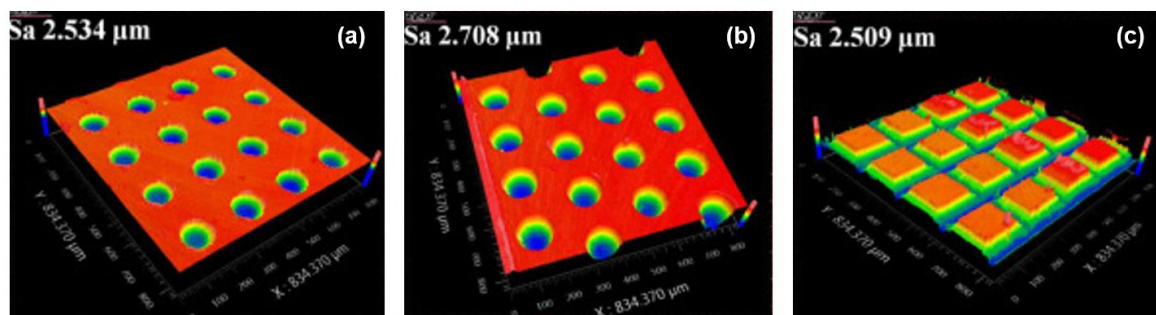
Problematicke optimálního uspořádání textur se věnovali Alvarez-Vera et al. [32] a Shen et al. [33]. Obě studie porovnávaly pravidelné i nepravidelné distribuce (Obr. 2-8). Závěry nezávisle na sobě ukázaly, že nejstabilnějších výsledků lze dosáhnout při pravidelném čtvercovém uspořádání, kde nedochází ke vzájemnému překryvu jednotlivých důlků.



Obr. 2-8 (a–d) Typy uspořádání textur podle Alvarez-Vera et al. [30], (e–f) podle Shen et al. [31]

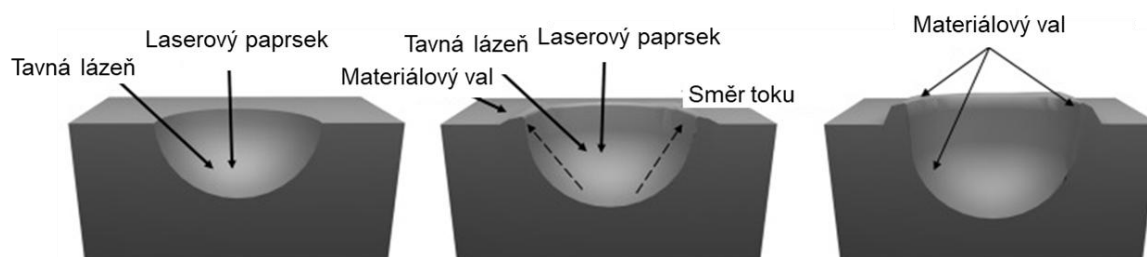
Vliv plošné hustoty u čtvercového uspořádání důlků podrobně analyzoval Cao et al. [32]. Z testovaných variant (25 %, 35 % a 60 %) se jako tribologicky nejvýhodnější jevila hustota 25 %. Aplikace dodatečné iontové implantace dusíku navíc vedla k vytvoření nitridové vrstvy, jež dále umocnila otěruvzdornost vzorků.

Pratap et al. [33] se zaměřili na srovnání čtvercového, trojúhelníkového a mřížkového uspořádání textur (Obr. 2-9). Experimenty probíhaly v prostředí hovězího séra. Ukázalo se, že se vzrůstajícím zatížením a rychlostí stoupá i součinitel tření, pravděpodobně vlivem ztenčování mazacího filmu. Nejpriznivější třecí odezvy bylo dosaženo u mřížkového uspořádání s roztečí 200 μm a hloubkou 30 μm .



Obr. 2-9 (a) Čtvercové, (b) trojúhelníkové, (c) mřížkové uspořádání [33]

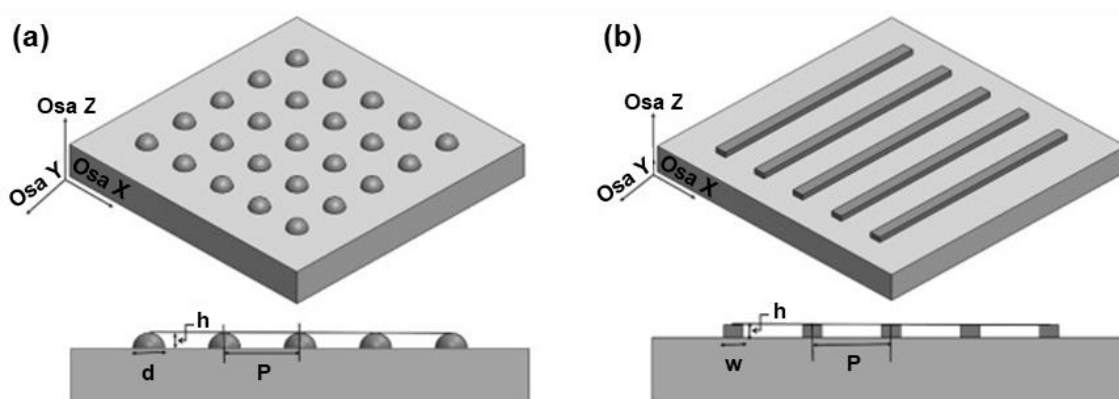
Z technologického hlediska je důležité zmínit fenomén materiálových valů (tzv. *pile-up* efekt). Při odpařování materiálu laserovým paprskem dochází k lokálnímu natavení a vytvoření ostrých hran po obvodu textury [22, 29], jak ilustruje Obr. 2-10. Jelikož tyto převýšené okraje mohou negativně ovlivňovat opotřebení protikusu, v praxi se povrch obvykle dále koriguje jemným lapováním nebo leštěním [22].



Obr. 2-10 Vytváření materiálových valů při laserovém texturování [29]

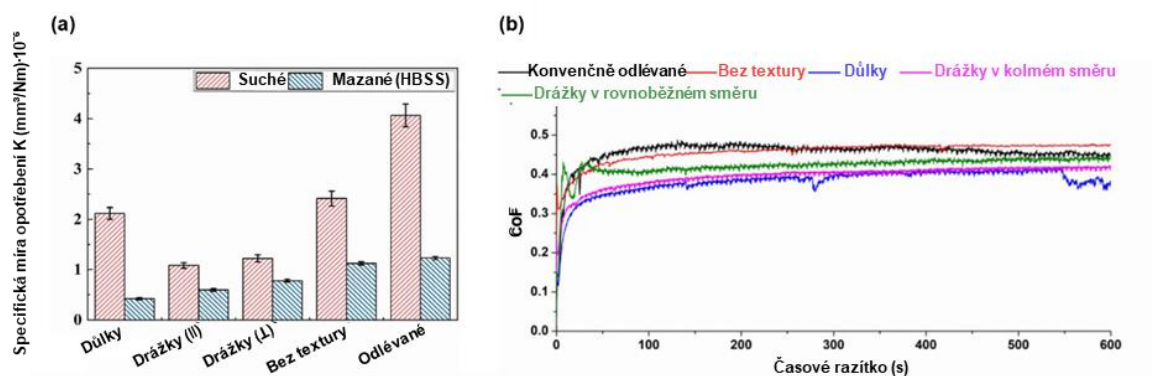
2.4.1 Texturování artikulačního povrchu pomocí aditivních technologií

Zajímavý pohled na možnosti přímé modifikace povrchů nabídla studie, ve které Dwivedi et al. [34] využili technologii PBF k produkci důlkových a drážkových struktur u práškové nerezové oceli 316L (Obr. 2-11). Zvolený teplotní režim prokazatelně vedl k vytvoření velmi jemného zrna, což následně zvýšilo mikrotvrdost materiálu o více než 200 %.



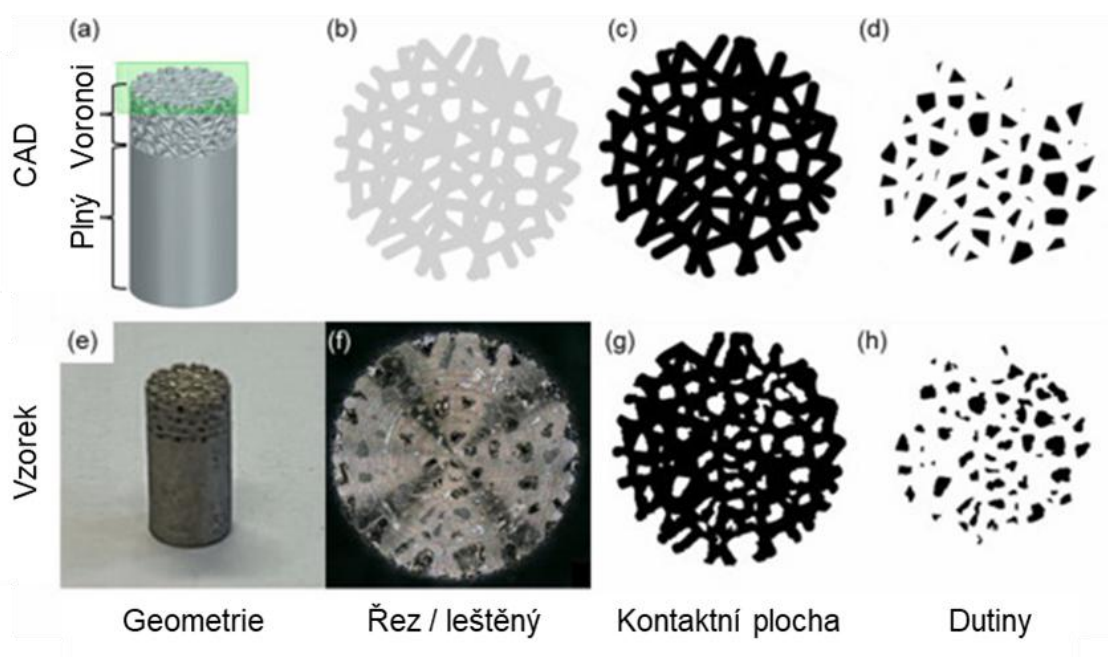
Obr. 2-11 3D izometrický pohled na (a) důlkový a (b) drážkový texturovaný povrch 316L SS [34]

Z tribologických zkoušek vyplynulo, že zatímco za sucha vykazují nejnížší měrné opotřebení podélně orientované drážky, v mazaném stavu se jako efektivnější jevila geometrie důlků, u níž byl zaznamenán pokles opotřebení o 66 % vůči litému materiálu. Důlková textura u těchto vzorků navíc zajistila nejnížší součinitel tření i zvýšenou smáčivost. Lze tedy předpokládat, že třecí chování není striktně vázáno pouze na tvrdost substrátu, ale do značné míry jej pravděpodobně determinuje samotná morfologie textury a směr kluzného pohybu (Obr. 2-12). [34]



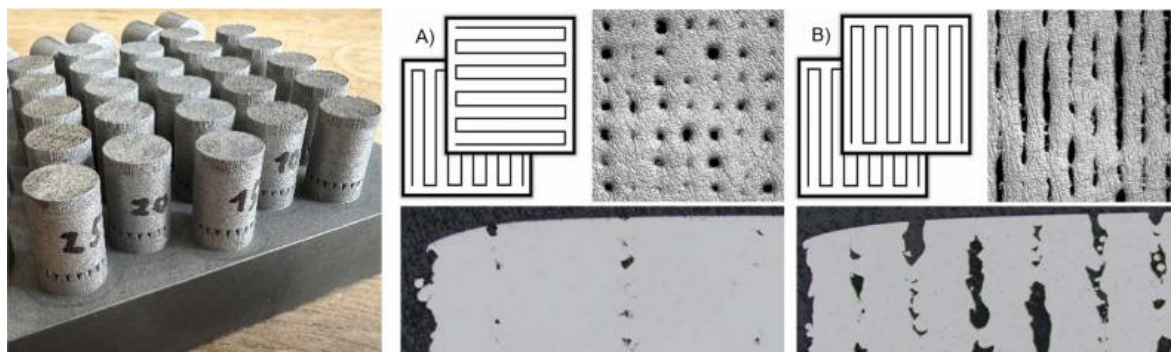
Obr. 2-12 (a) Měrná rychlost opotřebení, (b) součinitel tření v mazaných podmínkách [34]

Ačkoliv Dwivedi a jeho tým potvrdili potenciál aditivního texturování u ocelových komponent, současný výzkum v oblasti titanových ortopedických náhrad se postupně posouvá k ještě komplexnějším topografiím. Například Hou et al. [35] se zaměřili na přímou výrobu složitých Voronoiových struktur na povrchu slitiny Ti6Al4V prostřednictvím technologie laserového tavení v práškovém loži (PBF-L), viz Obr. 2-13. Při testování těchto aditivně generovaných textur v kontaktu s polymerním diskem z UHMWPE pozorovali znatelný pokles součinitele tření. Zdá se, že právě 3D tisk otevírá cestu k realizaci pokročilých biomimetických či nepravidelných vzorů, jejichž vytvoření konvenčním dodatečným obráběním by bylo časově i technologicky mimořádně náročné.



Obr. 2-13 Schémata Voroného struktur (a), (e), snímky řezů (b), (f) a binarizované snímky CAD geometrie (c), (d) a vzorku (g), (h). Zobrazená Voroného struktura odpovídá konfiguraci 0,5&0,25. [35]

V kontextu náhrad malých kloubů se problematice cíleného vytváření povrchových struktur během procesu L-PBF u slitiny Ti6Al4V detailně věnovali Odehnal et al. [28]. Autoři zkoumali vzorky s homogenním povrchem a porovnávali je se strukturami typu mřížky (*grid*) a linií (*line*), které vznikly řízenou strategií tisku bez nutnosti dodatečného mechanického či laserového zásahu. Topografii těchto povrchů a princip vrstvení materiálu zachycuje Obr. 2-14.



Obr. 2-14 Povrchová struktura testovaných pinů a schematické znázornění strategie 3D tisku pro mřížkovou a liniovou geometrii. [28]

Při experimentech v prostředí modelové synoviální kapaliny se ukázalo, že nejvýraznější funkční odezvu nabízí mřížková struktura. Ta sice generovala makroskopické tření srovnatelné s hladkým povrchem, nicméně jako jediná dokázala efektivně zadržet protein albumin v kontaktní zóně a napomoci obnově mazacího filmu po cyklickém odlehčení. Na druhou stranu výsledky této studie poodhalují i zřetelná technologická úskalí přímého 3D tisku mikro-rezervoárů. Z optických analýz totiž vyplynulo, že dosažení dokonalé shody mezi teoretickým modelem a reálným výtiskem není vždy zaručeno. Je pravděpodobné, že některé prohlubně se během výrobního procesu částečně zalily či zanesly nataveným práškem, což snižuje jejich retenční kapacitu. Ukazuje se tedy, že ačkoliv přímé aditivní texturování představuje slibnou cestu k modifikaci implantátů, jeho plnohodnotné nasazení do klinické praxe bude vyžadovat další zpřesnění procesních parametrů směrem k dosažení pravidelnějších struktur. [28]

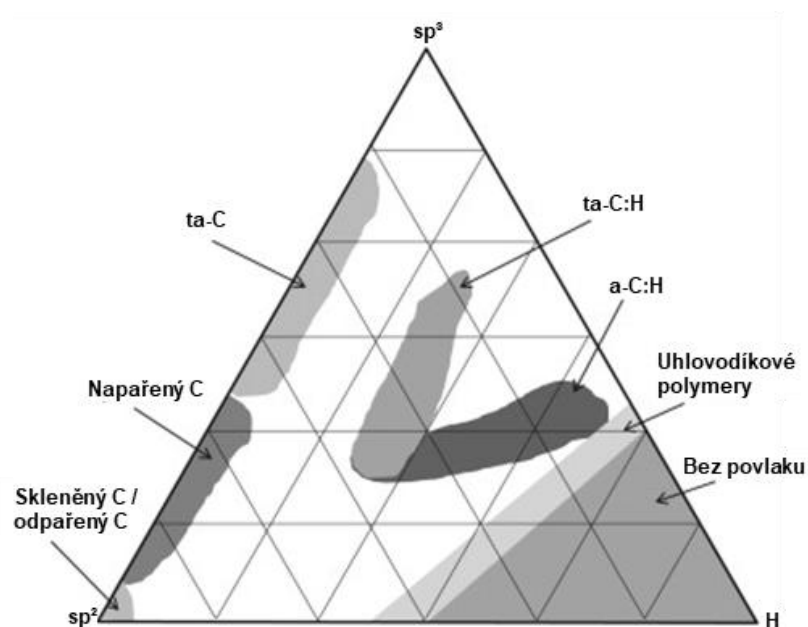
2.5 Povlakování artikulačních povrchů

Strategie povrchových úprav lze obecně rozdělit na dva základní přístupy: kombinaci tvrdého substrátu s měkkým povlakem (*soft-on-hard*) a měkkého substrátu s tvrdým povlakem (*hard-on-soft*). První přístup využívá nízké smykové pevnosti měkkých materiálů, která usnadňuje relativní pohyb kontaktních ploch. Druhý přístup naopak směřuje ke snížení skutečné kontaktní plochy díky vysoké tvrdosti povlaku. V obou případech lze celkovou třecí sílu interpretovat jako součin reálné kontaktní plochy a smykové pevnosti rozhraní, což vede ke snížení tření buď redukcí smykové pevnosti, nebo kontaktní plochy [36, 37].

DLC (diamond-like carbon) povlaky představují perspektivní skupinu materiálů pro aplikace v oblasti ortopedických implantátů díky kombinaci vysoké tvrdosti, odolnosti proti opotřebení a biokompatibilitě. Nevýhodou těchto vrstev může být omezená adhezní pevnost k substrátu a přítomnost zbytkových napětí, která mohou vést k delaminaci [38, 39].

DLC zahrnuje široké spektrum amorfních uhlíkových struktur lišících se poměrem vazeb sp^2 a sp^3 a obsahem vodíku. Vazby sp^2 jsou typické pro grafitické uspořádání, zatímco sp^3 vazby odpovídají diamantové tetraedrické struktuře. Na základě těchto poměrů se rozlišují zejména ta-C (tetraedrický amorfni uhlík s vysokým podílem sp^3) a a-C:H (hydrogenovaný amorfni uhlík s vyšším podílem sp^2 a vodíku). Tribologické testy naznačují, že a-C:H povlaky mívají za sucha nižší součinitel tření, ovšem ta-C struktury nabízejí robustnější ochranu proti opotřebení. Rozložení těchto fází přehledně ilustruje ternární diagram (Obr. 2-15) [38].

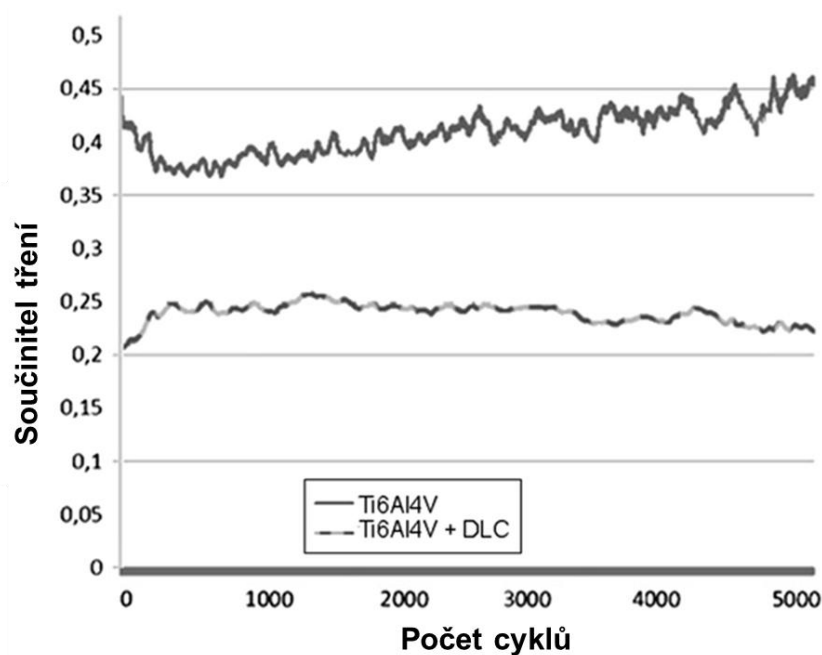
Výroba DLC povlaků probíhá nejčastěji metodami chemického (CVD) nebo fyzikálního napařování (PVD), přičemž volba procesu zásadně ovlivňuje výslednou strukturu a vlastnosti povlaku [38].



Obr. 2-15 Ternární fázový diagram pro tvorbu DLC s ohledem na obsah sp^2 , sp^3 a vodíku [38]

Vliv smáčivosti různých struktur DLC (ta-C vs. a-C:H) na adsorpci bílkovin analyzovali Kamis et al. [40]. Z jejich zjištění vyplývá, že hydrofobnější a-C:H filmy vykazují silnější afinitu k proteinům, a to patrně díky vodíkovým vazbám. Adsorbované proteiny následně vytvářejí ochranný mazací film, který přispívá ke snížení opotřebení kontaktního rozhraní.

Oliveira et al. [41] se zaměřili na třecí chování slitiny Ti6Al4V potažené DLC vrstvou. Výsledky testů na lineárním tribometru jasně ukázaly, že povlakované vzorky generují méně otěru a stabilně snižují celkovou rychlost opotřebení, což autoři připisují dobrým kluzným vlastnostem grafitické složky povlaku související s vyšším zastoupením sp^2 vazeb (Obr. 2-16).



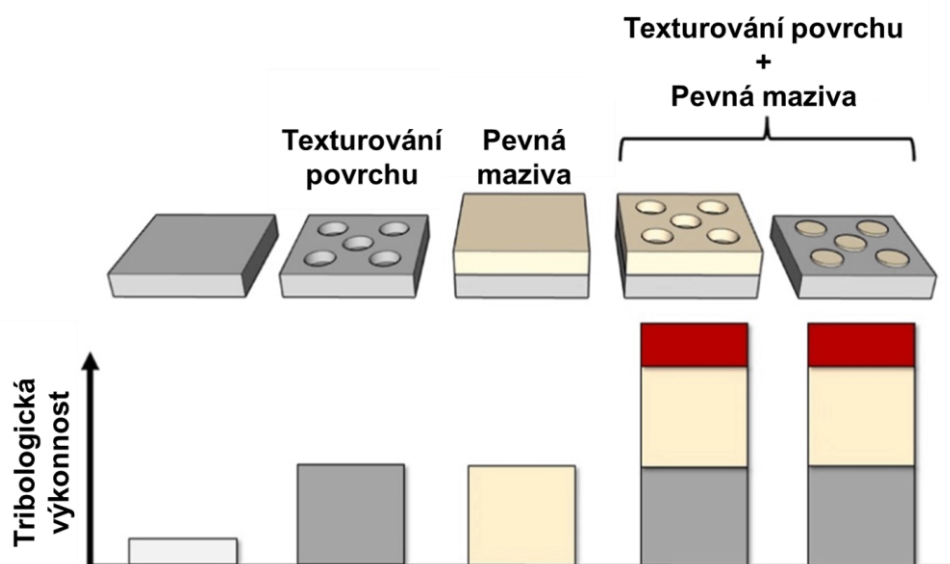
Obr. 2-16 Součinitel tření vzorků Ti6Al4V a Ti6Al4V + DLC [41]

Zajímavé srovnání adheze DLC povlaku na různých substrátech (ocel 316L, CoCrMo, Ti6Al4V) provedli Zhang et al. [42]. Z experimentů vyplynulo, že povlak deponovaný na titanu vykazuje zdaleka nejvyšší přilnavost, a to díky silné chemické vazbě mezi atomy Ti a C. Zatímco na oceli a CoCrMo docházelo vlivem tření k delaminaci, povlak na Ti6Al4V zůstal stabilní a vykazoval nejvyšší odolnost vůči opotřebení i korozní degradaci.

Navzdory velmi dobrým tribologickým vlastnostem zůstává dlouhodobá stabilita adheze DLC povlaků v dynamicky zatěžovaných biologických systémech jednou z hlavních limitací jejich širší klinické aplikace.

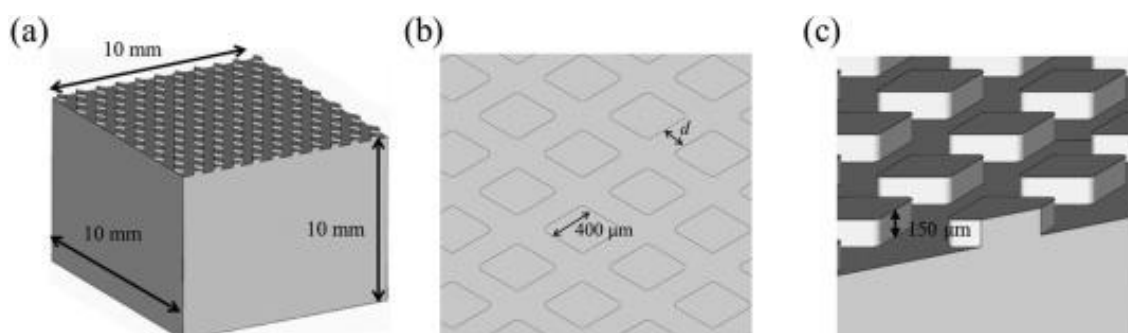
2.6 Kombinace texturování a povlaků

Synergie pevných mazacích povlaků a povrchových textur je realizována dvěma základními přístupy. Prvním přístupem je texturování samotného povlaku s cílem snížení reálné kontaktní plochy a zachycení otěrových částic v povrchových texturách. Druhým přístupem je aplikace povlaku na předem texturovaný substrát, kdy povlak chrání geometrii mikro-rezervoárů a povrchové textury současně podporují retenci a transport maziva. Oba přístupy mohou vést ke zvýšení tribologické odolnosti a prodloužení životnosti kluzného uzlu (Obr. 2-17) [37].



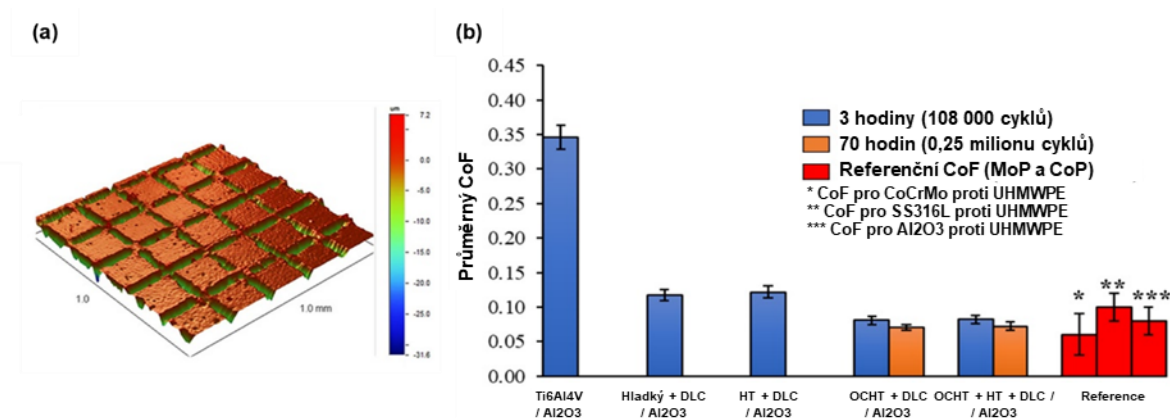
Obr. 2-17 Synergický efekt kombinace textur a povlaků na zlepšení tribologických vlastností [37]

Zhao et al. [43] se zaměřili na úpravu tribologických a biologických vlastností aditivně vyrobené slitiny Ti6Al4V. Na vzorcích vytvořili kosočtverečnou povrchovou texturu (Obr. 2-18) a povrch následně nitridovali (tvorba TiN vrstvy). Tato kombinovaná úprava vedla ke snížení součinitele tření přibližně o 50 % (z 0,343 na 0,166) a výraznému snížení opotřebení.



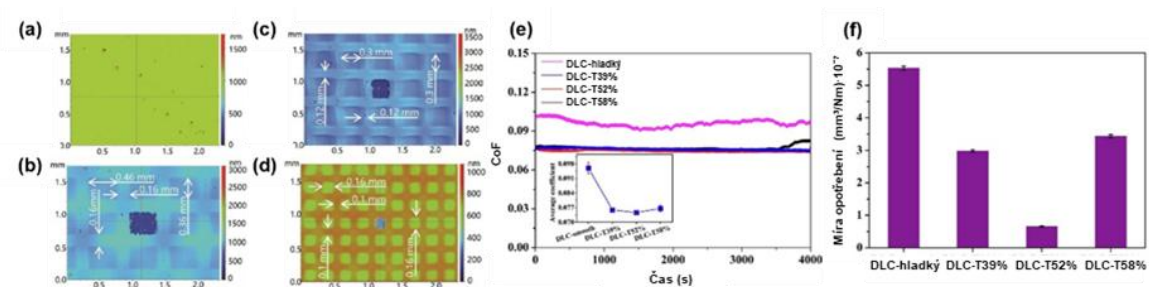
Obr. 2-18 (a) Konkrétní rozměry součásti s povrchovou texturou Ti6Al4V, (b) délky strany kosočtverce, (c) výšky kosočtverce [43]

Alternativní přístup zvolili Kashyap et al. [44], aplikovali kombinovaný postup zahrnující laserové texturování Ti6Al4V pomocí Nd:YAG laseru, následnou oxidaci povrchu a depozici DLC povlaku s Cr mezivrstvou. Tato kombinace vedla ke zvýšení adhezní pevnosti povlaku a k úpravě povrchové chemie podporující tvorbu grafické fáze během tření. Při simulaci kinematiky kyčelního kloubu vykazovala tato konfigurace nejnižší součinitel tření (Obr. 2-19).



Obr. 2-19 (a) Textura povrchu, (b) průměrný součinitel tření [44]

Chováním *in situ* texturovaných DLC povlaků se podrobně zabývali He et al. [45]. Jejich analýzy odhalily, že povrchy s 52% hustotou důlků dosahují za sucha i v mazaném stavu nejpříznivějších tribologických parametrů. V přítomnosti kapalného maziva fungovaly důlky jako rezervoáry maziva, čímž docházelo k vytvoření kombinovaného režimu mazání (pevná fáze–kapalina) (Obr. 2-20).



Obr. 2-20 (a–d) Typy textur, (e) součinitel tření, (f) míra opotřebení v mazaných podmínkách [45]

Ačkoliv výše citované studie prokazují vysokou ochranu kovového substrátu, nelze opomíjet charakter samotného kloubního páru. Pokud jsou tyto extrémně tvrdé, texturované plochy nasazeny proti polymernímu protikusu, může docházet ke zvýšenému abrazivnímu opotřebení. Jak upozornili Cremer et al. [46], interakce UHMWPE s titanovými aditivními povrchy může bez vhodné optimalizace topografie vést k významnému opotřebení polymerního protikusu.

Pro detailní studium chování maziva v kontaktní oblasti se v biotribologii stále častěji využívá *in situ* fluorescenční mikroskopie. Výzkumným týmům (např. Vrbka, Nečas, Odehnal et al.) se podařilo tuto diagnostiku integrovat do optických tribometrů, kde titanový pin klouže proti transparentnímu protikusu [47, 48]. Využití fluorescenčně značených proteinů umožňuje v reálném čase sledovat a kvantifikovat distribuci a tloušťku mazacího filmu a tloušťku mazacího filmu jak na hladkých plochách, tak přímo uvnitř povrchových textur, a to i během statických zatěžovacích fází [28, 49].

2.7 Synoviální kapalina

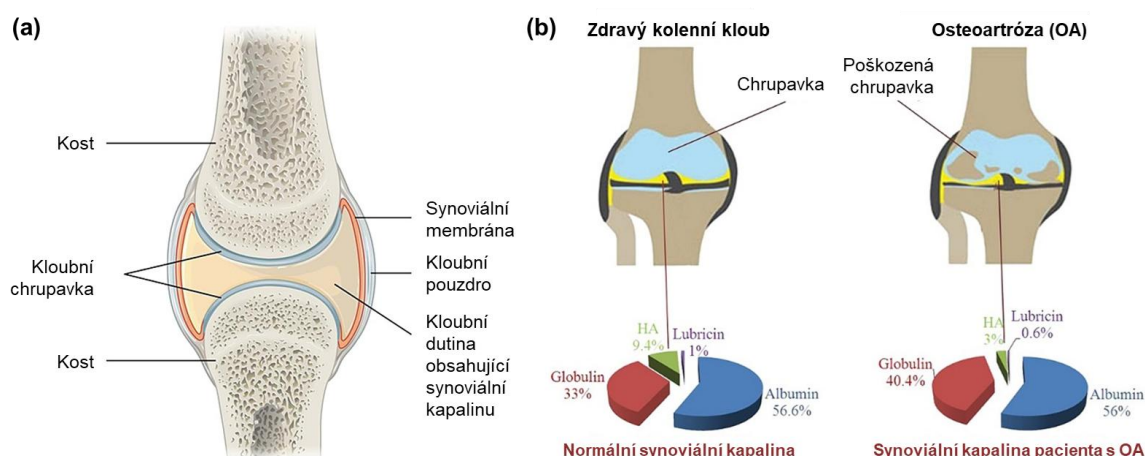
Synoviální kloub představuje jeden z nejkompexnějších biotribologických systémů v lidském těle, tvořený synoviální membránou, kloubní chrupavkou a kloubní dutinou (Obr. 2-21). V této dutině se nachází synoviální kapalina (SF), která funguje jako biologické mazivo na bázi vody s komplexním složením proteinů a polysacharidů, jež určují její tribologické vlastnosti.

Základní strukturální složkou SF je kyselina hyaluronová (HA), lineární polysacharid zodpovědný za viskoelastické chování kapaliny. HA zvyšuje viskozitu a elasticitu maziva, čímž stabilizuje tvorbu separačního filmu a zlepšuje lubrikační podmínky v kloubu [50]. U zdravé synoviální kapaliny je její koncentrace výrazně vyšší než u osteoartrózy, kde dochází k jejímu poklesu, což vede ke snížení viskozity a zhoršení mazacích vlastností [50].

Důležitou roli v tvorbě adsorpčních mezivrstev hrají sérové proteiny, zejména albumin a γ -globuliny. Albumin vykazuje silnou afinitu k adsorpci na površích kloubních materiálů a vytváří tenké ochranné vrstvy snižující přímý kontakt asperit a tím i abrazivní opotřebení [50]. γ -globuliny přispívají ke zvětšení efektivní tloušťky mezní mazací vrstvy a stabilizaci kontaktního rozhraní [51].

Významnou složkou SF jsou také fosfolipidy, které vytvářejí vícevrstevné adsorpční filmy na površích a působí jako nosiče zatížení v mezním režimu mazání. Spolu s glykoproteinem lubricinem (proteoglykan 4) se podílejí na tvorbě nízkotřecích povrchových vrstev, které výrazně snižují lokální smyková napětí a stabilizují tribologický kontakt [50, 51].

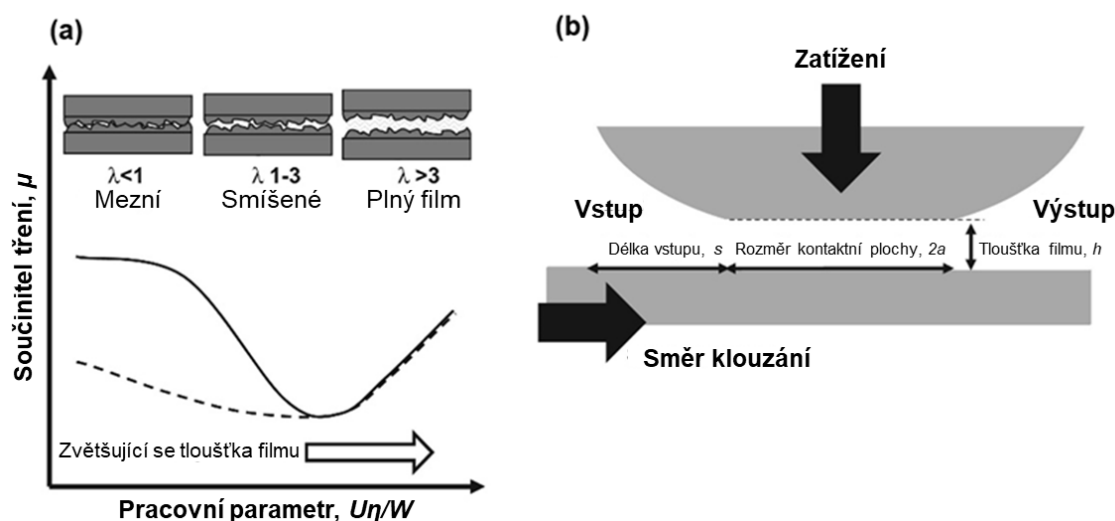
Složení synoviální kapaliny se u zdravého člověka a pacienta s osteoartrózou (OA) liší. Zdravé kolenní klouby obsahují následující látky: albumin (56,6 %), globulin (33 %), HA (9,4 %) a lubricin (1 %); zatímco kolenní klouby s OA obsahují následující látky: albumin (56 %), globulin (40,4 %), HA (3 %) a lubricin (0,6 %). [50]



Obr. 2-21 (a) Schéma synoviálního kloubu, (b) složení synoviální kapaliny u zdravého a osteoartritického pacienta [50]

2.7.1 Stribeckova křivka

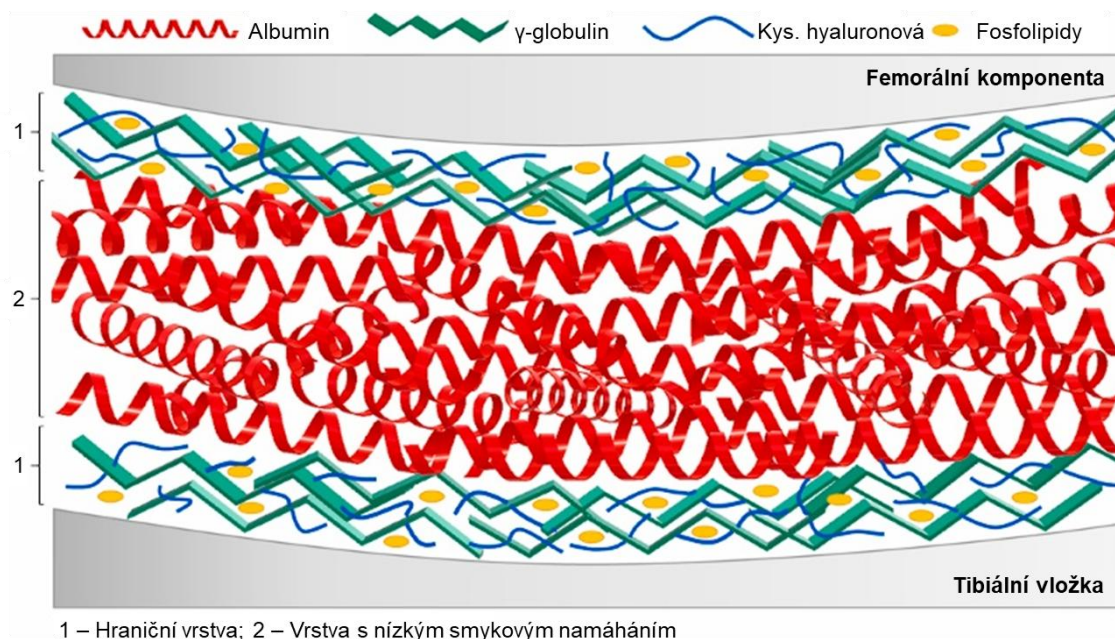
Přechody mezi jednotlivými režimy mazání (mezní, smíšené, hydrodynamické) standardně popisuje Stribeckova křivka (Obr. 2-22a). Tento model mapuje závislost součinitele tření na dynamické viskozitě, rychlosti a aplikovaném zatížení. Obecně se předpokládá, že s rostoucí rychlostí a viskozitou kapaliny se v kontaktní zóně formuje separační film, čímž se systém přesouvá směrem k efektivnějšímu hydrodynamickému mazání [52]. Složky synoviální kapaliny, zejména albumin, globuliny, HA a lubricin, významně ovlivňují stabilitu mazacího filmu a tím i polohu systému na Stribeckově křivce [50]. Na Obr. 2-22b je pak uveden reprezentativní náčrt kontaktu s vyznačením polohy hlavního kontaktu, vstupní a výstupní oblasti.



Obr. 2-22 (a) Stribeckova křivka, (b) reprezentativní náčrt kontaktu [52]

2.7.2 Experimentální studie

Dynamikou jednotlivých komponent modelové synoviální kapaliny v simulátoru kolenního kloubu se podrobně zabývali Nečas et al. [53]. Na základě obrazových dat navrhli ilustrativní model, v němž upozornili na silnou lokální adsorpci γ -globulinového filmu na stacionární polymerní vložku (PMMA), zatímco pohyb kyseliny hyaluronové působil poměrně chaoticky (Obr. 2-23).



Obr. 2-23 Ilustrativní model chování jednotlivých složek SF při pohybu kolenního implantátu [53]

Na experimentální data navázal Marian et al. [54] s numerickým modelem tvorby tekutého filmu. Analýzy potvrdily, že reologické parametry synoviální kapaliny hrají – vedle samotné kinematiky kloubu – určující roli. V praxi to znamená, že úroveň oddělení třecích ploch (a tím i míra opotřebení) je u každého pacienta vysoce individuální.

V navazující studii [55] pak Nečas et al. pozorovali chování modelu osteoartrické kapaliny pomocí fluorescenční mikroskopie. Pozorovali, že kontaktní plocha uvnitř kolenního implantátu se během cyklu chůze neustále mění, přičemž její tvar a velikost se značně liší. Dospěli k závěru, že proteiny vykazují mimořádnou schopnost aglomerace v blízkosti hran a škrábanců. Zatímco albumin plnil stěžejní roli při samotném mazání a oddělení povrchů, přítomnost kyseliny hyaluronové a fosfolipidů fungovala jako stabilizační prvek napomáhající rovnoměrnější distribuci proteinových shluků v kontaktní oblasti.

2.8 Třecí paradox a stabilita mazacího filmu

V oblasti biotribologie aditivně vyráběných slitin a tvrdých ochranných povlaků (např. DLC) je v současné literatuře stále častěji diskutován fenomén tzv. třecího paradoxu. Zatímco konvenční tribologické modely obvykle vycházejí z předpokladu přímé úměry – tedy že nižší součinitel tření indikuje menší míru opotřebení – interakce komplexních povrchových topografií s kapalinami na bázi proteinů toto zavedené paradigma do jisté míry zpochybňuje.

Experimentální studie autorů Odehnala et al. [28, 49] a Ranuši et al. [27] ukázaly, že povrchové mikrotextury (jamky, drážky) mohou fungovat jako vysoce účinné retenční prvky pro synoviální proteiny. Lze pozorovat, že během statických fyziologických fází (v kinematickém režimu *start-stop*) se uvnitř těchto mikro-rezervoárů formuje tuhý, vysoce viskózní gelový agregát. Na rozdíl od hladkých povrchů, z nichž je vrstva kapaliny při iniciaci pohybu téměř okamžitě vytlačena, textury tento proteinový objem mechanicky odstiňují a následně z něj mazivo plynule uvolňují zpět do třecího uzlu [28].

Z makroskopického hlediska má však tento proces svá specifika. Smykové namáhání takto hustého gelu s sebou pravděpodobně přináší nárůst viskózního odporu kapaliny (*hydrodynamic shear drag*), což se projevuje lokálním zvýšením naměřených hodnot tření. Jak nicméně naznačují recentní studie zaměřené na povrchy opatřené DLC povlakem [48], tento stabilizovaný proteinový film plní funkci efektivní separační bariéry, a to i navzdory zvýšenému třecímu odporu. Vzniká tak tribologický paradox: zdá se, že povrchové modifikace generující vyšší tření v důsledku přítomnosti tuhé vrstvy maziva současně vykazují prakticky nulové mechanické opotřebení kovového substrátu, jelikož tato vrstva úspěšně zamezuje přímému kontaktu pevných asperit.

2.9 Shrnutí hlavních zjištění

Aditivní výroba z Ti6Al4V

Slitina Ti6Al4V nachází v biomedicínských aplikacích široké uplatnění, především díky výhodnému poměru mechanické pevnosti a biokompatibility. Techniky aditivní výroby (PBF-L a PBF-EB) dnes dovolují precizní tvarování implantátů na míru pacienta [13, 14]. Stále je však nutné počítat s technologickými defekty, jako je pórovitost či vnitřní zbytkové napětí [17, 18], přičemž technologie PBF-L generuje z podstaty procesu hladší povrch než PBF-EB [16, 19].

Texturování povrchů

Cílené texturování artikulačních povrchů prokazatelně optimalizuje tribologické parametry kovu. Textury plní roli autonomních mikro-zásobníků maziva [12, 25]. Dosavadní výzkumy naznačují, že pravidelné čtvercové uspořádání textur s plošným pokrytím kolem 20–25 % poskytuje jedny z nejlepších tribologických výsledků [30–34].

Z hlediska technologie výroby se ukazují dva odlišné trendy. Zatímco konvenční dodatečné laserové texturování poskytuje vysokou geometrickou přesnost, potýká se s tvorbou ostrých okrajových valů. Naopak metody přímého aditivního tisku otevírají prostor pro komplexní struktury (např. Voronoiovy sítě či mřížky). Jak však upozorňují recentní studie [28, 35], tyto aditivně generované textury narážejí na technologické limity rozlišení a zanášení prohlubní natavenými částicemi, což vyžaduje hledání citlivého kompromisu při mechanickém leštění.

Povrchové úpravy pomocí DLC povlaků

Povrchové vrstvy typu DLC vynikají vysokou tvrdostí a chrání podklad před abrazí [39, 40]. V kombinaci s titanem DLC navíc těží z velmi dobré chemické adheze [42, 43]. Povlaky s vyšším zastoupením sp^2 vazeb (a-C:H) obvykle dosahují nižšího tření, zatímco sp^3 vazby zajišťují primární mechanickou odolnost [41].

Synoviální kapalina a stabilita filmu (Třecí paradox)

Vliv samotné synoviální kapaliny se ukazuje jako neméně stěžejní. *In situ* studie odhalily masivní adsorpci proteinů (zejména albuminu) do kontaktní oblasti [54]. V kombinaci s vhodnou povrchovou strukturou a DLC povlakem pak vyvstává fenomén třecího paradoxu – zachycený proteinový gel sice indukuje vyšší viskózní odpor (a lokálně tak zvedá naměřené hodnoty tření), ale jako ochranný polštář bezpečně chrání implantát před mechanickým opotřebením [28, 48].

2.10 Mezera v poznání

Ačkoliv recentní studie běžně využívají metody fluorescenční mikroskopie k popisu dynamiky proteinů a začínají prozkoumávat možnosti přímého aditivního texturování (jak ukázali např. Odehnal et al. [28]), v dostupné literatuře doposud schází komplexní experimentální zhodnocení, které by tyto roztržité přístupy systematicky propojilo. V první řadě chybí přímá tribologická komparace mikrotextur zhotovených konvenčním laserovým obráběním (*top-down* přístup) s těmi, jež vznikly primárně cestou aditivní výroby PBF-L (*bottom-up* přístup), a to za striktně identických podmínek.

Stejně tak se ukazuje potřeba detailnějšího provázání krátkodobých *in situ* zjištění (týkajících se dynamiky formování filmu a třecího paradoxu) s reálnou životností potvrzenou dlouhodobými cyklickými testy. Přestože synergický efekt DLC povlaků a textur slibně chrání titanový implantát, zůstává s otazníkem případný *trade-off* (kompromisní vliv) takto upraveného a extrémně tvrdého povrchu na měkký polymerní protikus. Pochopení míry abrazivního opotřebením UHMWPE vložky v podmínkách simulujících fyziologický pohyb (včetně *start-stop* režimu) se tak jeví jako naprosto nezbytný předpoklad pro budoucí klinicky bezpečný návrh spolehlivých náhrad MTP kloubu.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Výzkumné otázky

V návaznosti na identifikované mezery v současném poznání (viz kap. 2.10) byly definovány následující výzkumné otázky:

O1: Jaký vliv má přítomnost povrchových mikrotextr a specifická technologie jejich přípravy (přímý 3D tisk vs. dodatečné laserové texturování) na schopnost retence synoviální kapaliny a celkovou stabilitu mazacího filmu?

O2: Jakým způsobem aplikace tvrdého DLC povlaku na hladké i texturované titanové povrchy ovlivní chování proteinů, ochranu kovového implantátu a součinitel tření?

O3: Jaký dopad bude mít kombinace tvrdého DLC povlaku a povrchových mikrotextr na dlouhodobé objemové opotřebení měkkého polymerního protikusu (UHMWPE) ve srovnání s hladkými referenčními povrchy?

3.2 Cíle výzkumu

Cílem práce je experimentálně popsat chování maziva v kombinaci s povlakovanými a strukturovanými povrchy (vytvořenými aditivní i konvenční technologií) ze slitiny Ti6Al4V. Návrh povrchové struktury a kinematických podmínek je podmíněn využitím pro MTP kloubní náhrady. Hodnocen bude vývoj mazacího filmu a makroskopická tribologická odezva systému.

Dílčí cíle diplomové práce:

- Provést rešerši v oblasti vědeckých publikací zaměřených na biotribologii, texturování, DLC povlaky a chování synoviální kapaliny.
- Na základě získaných poznatků stanovit metodiku pro *in situ* experimentální testování pomocí fluorescenční mikroskopie a pro testy dlouhodobého opotřebení.
- Zhodnotit vliv a vhodnost různých metod tvorby textur (přímý 3D tisk vs. dodatečné laserové texturování) na stabilitu a geometrii rezervoárů.
- Experimentálně popsat kinetiku proteinových složek kapaliny, analyzovat vývoj součinitele tření mezi povrchy a provést zhodnocení opotřebení jak kovového pinu, tak polymerní destičky.
- Konfrontovat získaná experimentální data s nedávno publikovanými mechanismy a zhodnotit jejich vliv na životnost náhrady.

Vzhledem k tomu, že práce zkoumá primární fyzikálně-chemické mechanismy formování proteinového filmu (třecí paradox) a zároveň aplikuje tyto poznatky přímo na řešení problematiky spolehlivosti ortopedických implantátů, je práce koncipována jako **orientovaný základní výzkum**.

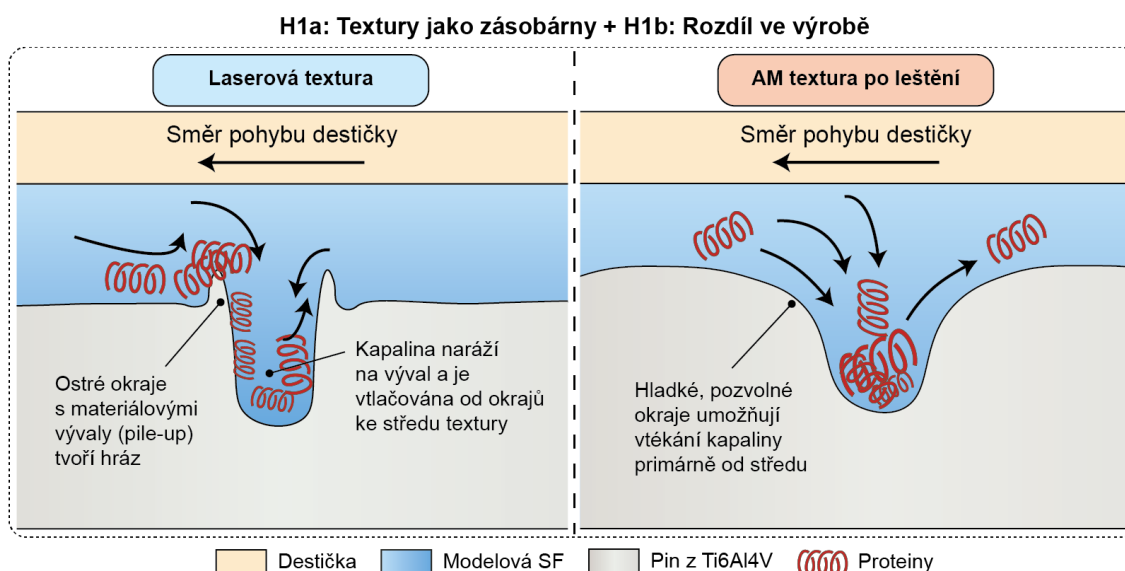
3.3 Hypotézy

Na základě analýzy současného stavu poznání v oblasti biotribologie, texturování a povrchových úprav byly pro účely této diplomové práce stanoveny následující hypotézy, které přímo odpovídají na definované výzkumné otázky:

3.3.1 Hypotéza 1: Vliv textur a technologie jejich výroby

H1a: Předpokládá se, že texturované povrchy budou ve srovnání s hladkou referencí vykazovat vyšší schopnost retence synoviální kapaliny a tvorby stabilního mazacího filmu. Zejména při přerušení pohybu (*start-stop* režim) budou mikrotextury fungovat jako zásobárny, které zabrání úplnému vytlačení maziva z kontaktu [28, 49].

H1b: Metoda výroby textur zásadně ovlivní jejich tribologickou funkčnost. Dodatečně obráběné laserové textury si i po leštění zachovají definovanější geometrii a ostřejší hrany než textury vytvořené přímo aditivní výrobou (AM). U AM textur se předpokládá, že proces nutného mechanického leštění (odstraňující natavené částice [26]) povede k ohlazení profilu rezervoárů, což může snížit jejich efektivitu při zachytávání proteinů [27] (viz Obr. 3-1).

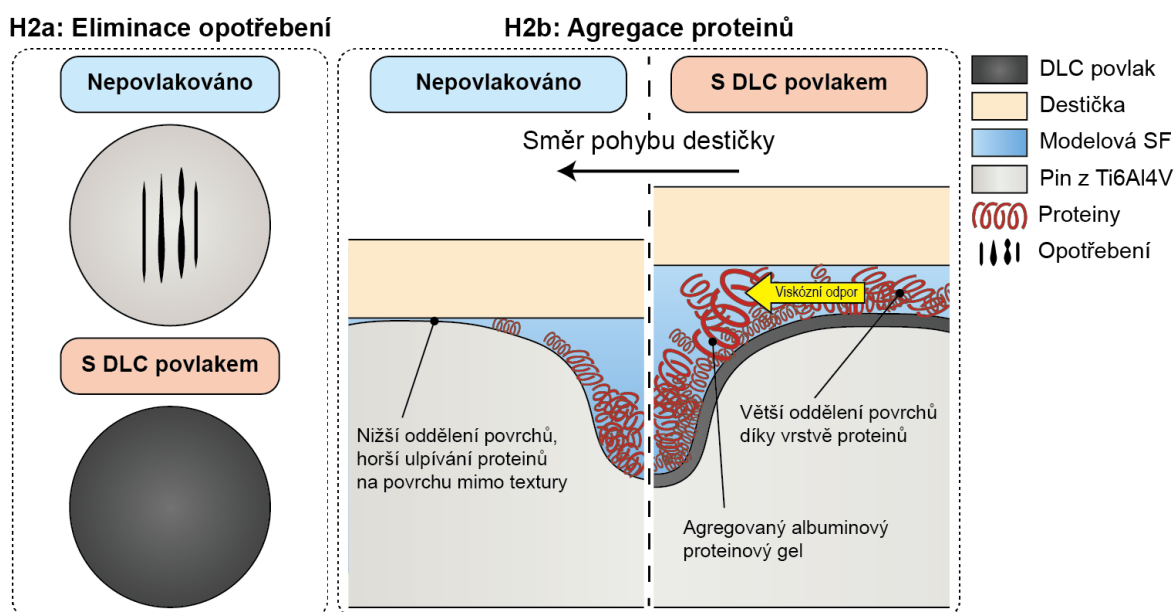


Obr. 3-1 Schématické znázornění hypotézy 1

3.3.2 Hypotéza 2: Synergický vliv DLC povlaku a třecí chování

H2a: Aplikace tvrdého a chemicky inertního DLC povlaku na titanový substrát povede k výraznému zvýšení povrchové odolnosti a prakticky k eliminaci mechanického opotřebení samotného kovového pinu ve srovnání s nepovlakovaným Ti6Al4V [44, 45].

H2b: U texturovaných vzorků s DLC povlakem se projeví synergický efekt, který podpoří masivnější agregaci synoviálních proteinů (zejména albuminu) uvnitř jamek. Na základě nejnovějších poznatků [40, 44, 48] o chování DLC povlaků v proteinovém prostředí se očekává, že přítomnost tohoto hustého proteinového gelu může makroskopicky vést k vyššímu součiniteli tření (vlivem viskózního odporu kapaliny), avšak lokálně zajistí dokonalou ochranu artikulárních ploch (viz Obr. 3-2).

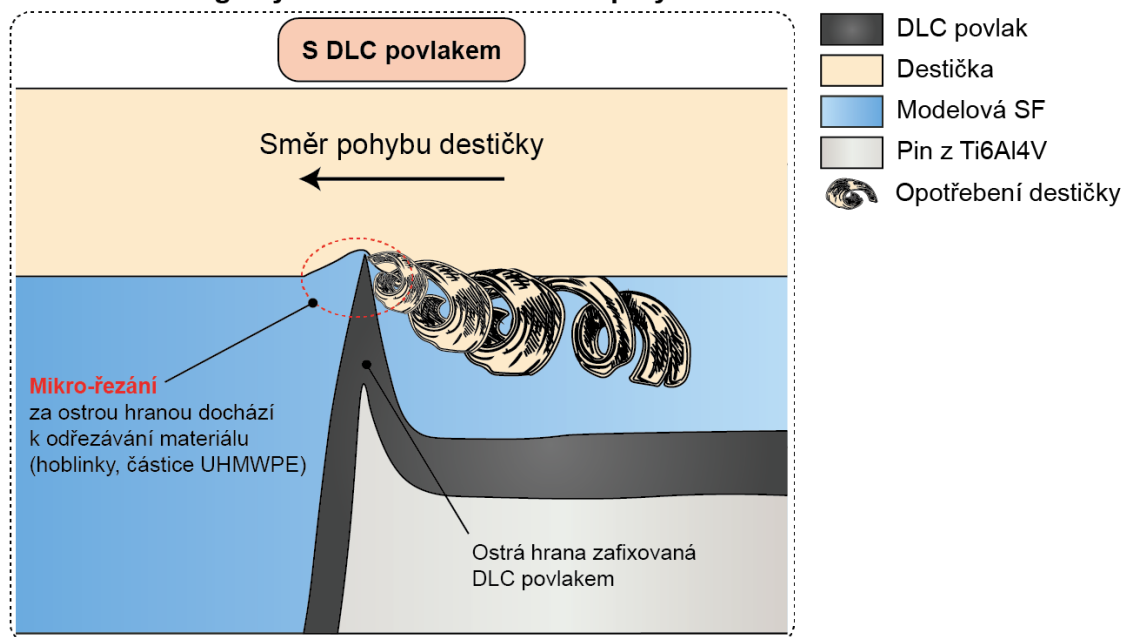


Obr. 3-2 Schématické znázornění hypotézy 2

3.3.3 Hypotéza 3: Dopad modifikací na polymerní protikus

H3: Zatímco kombinace tvrdého povlaku a mikrotextur maximalizuje ochranu kovového implantátu, předpokládá se vznik kompromisu (tzv. *trade-off*) vůči měkkému protikusu [46]. Přítomnost hran textur v kombinaci s vysokou tvrdostí DLC povlaku může při dlouhodobém cyklickém zatěžování vést ke zvýšené míře opotřebení polymerní destičky (UHMWPE) ve srovnání s interakcí proti hladkému referenčnímu povrchu (viz Obr. 3-3).

H3: Tribologický trade-off: Mikro-řezání polymeru

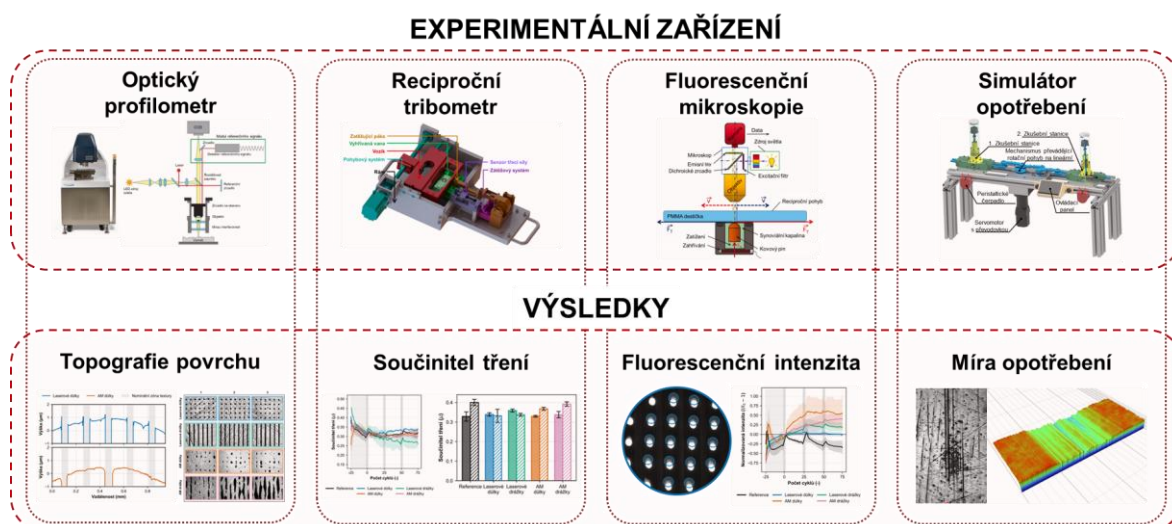


Obr. 3-3 Schématické znázornění hypotézy 3

4 MATERIÁL A METODY

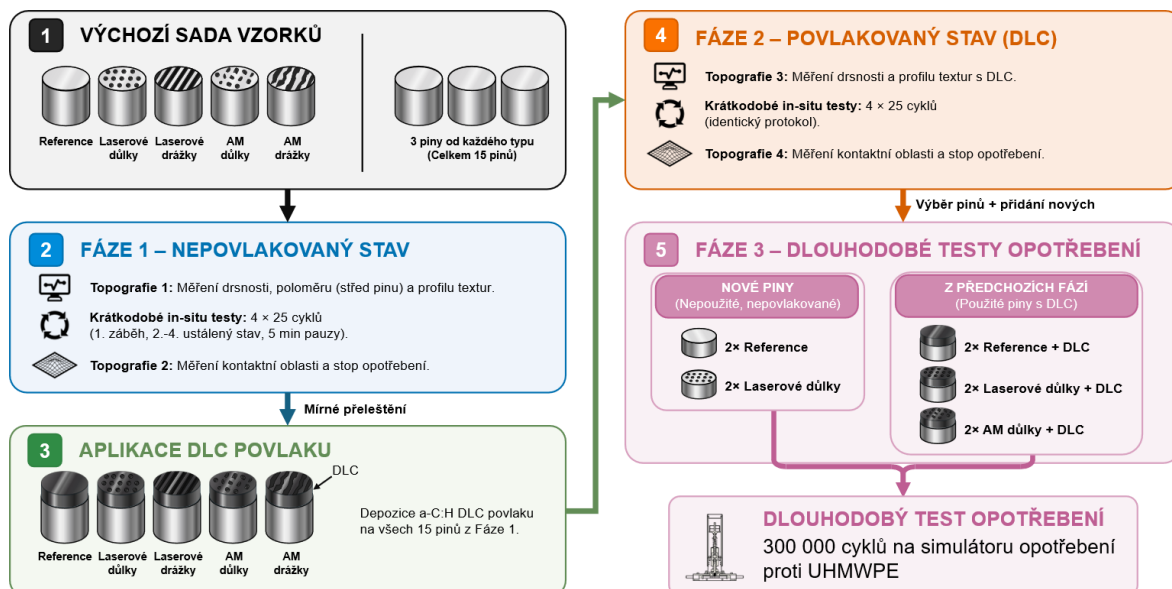
4.1 Metodika

V rámci této diplomové práce byl zkoumán vliv povrchových modifikací na výsledné tření, opotřebení a chování složek synoviální kapaliny v kontaktu. Jedná se tedy o kauzální typ výzkumného problému, jenž je řešen pomocí kvantitativního výzkumu s využitím experimentální metody a měření. Experiment byl prováděn na recipročním tribometru v kombinaci s využitím fluorescenční mikroskopie, což sloužilo k popisu tření a vývoje mazacího filmu. V rámci měření byly získány zejména údaje o topografii povrchu vzorků před a po provedení experimentu. Celkový postup řešení je schematicky znázorněn na Obr. 4-1.



Obr. 4-1 Koncepční mapa diplomové práce – využitá experimentální zařízení a výsledné výstupy

Detailní logistika a časová souslednost samotného experimentu je pak sumarizována na Obr. 4-2. Tento experimentální design přehledně mapuje kompletní životní cyklus testovaných vzorků – od prvotní topografické analýzy nepovlakovaných pinů (Fáze 1), přes aplikaci ochranného DLC povlaku a následné opakování *in situ* testů (Fáze 2), až po výběr specifických vzorků pro závěrečné dlouhodobé testy opotřebení na biomechanickém simulátoru (Fáze 3).

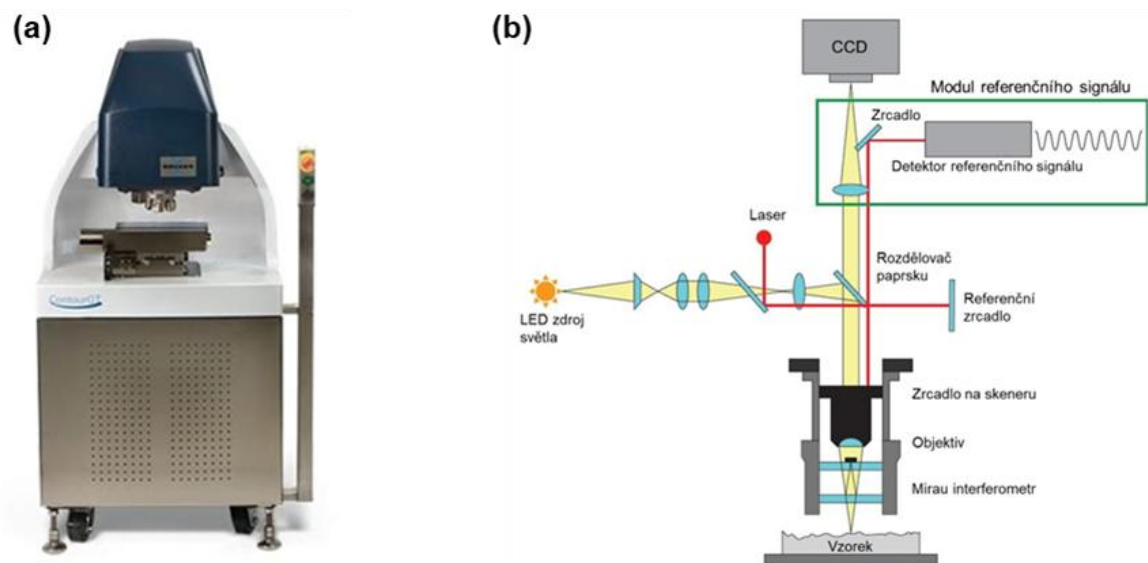


Obr. 4-2 Kompletní experimentální design a logistika testovaných vzorků rozdělená do tří na sebe navazujících fází.

4.2 Experimentální zařízení a přístrojové vybavení

4.2.1 Optický profilometr

Pro detailní 3D analýzu povrchu byl využit optický profilometr Contour GT-X (Bruker Corporation, Billerica, Massachusetts, USA). Pracuje na principu koherenční skenovací interferometrie, čímž umožňuje bezkontaktní měření. Tento princip využívá interferenční vzory vytvořené bílým světlem, kdy světelný paprsek prochází objektivem a odráží se zpět od povrchu vzorku, kde se interferenční vzor mění v závislosti na vzdálenosti od povrchu. To umožňuje získání detailních informací o výškových profilech s vertikální přesností v řádu nanometrů, což je vhodné pro analýzu textur, drsnosti, zakřivení, vlnitosti a dalších charakteristik povrchu. Přístroj je navíc vybaven systémem pro eliminaci vibrací, což přispívá ke stabilitě výsledků. Na Obr. 4-3a je zobrazena fotografie profilometru, na Obr. 4-3b je pak znázorněno schéma tohoto zařízení včetně principu interferometrie.



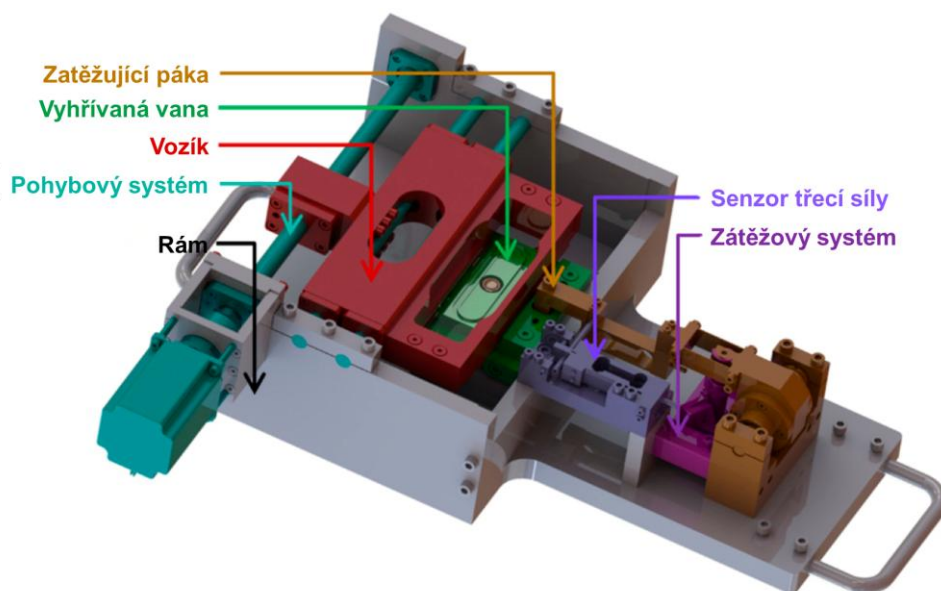
Obr. 4-3 Optický profilometr Contour GT-X (Bruker) využitý pro 3D topografickou analýzu povrchů: (a) celkový pohled na zařízení [56], (b) zjednodušené optické schéma využívající principu koherenční skenovací interferometrie s Mirauovým interferometrem [57]

4.2.2 Reciproční tribometr

Experiment probíhal na recipročním tribometru, který umožňuje měřit součinitel tření a současně přímo v kontaktu (*in situ*) pozorovat formování mazacího filmu, viz Obr. 4-4. Systém je koncipován v konfiguraci *pin-on-plate*, tedy kontaktu mezi pinem a deskou, kde pohybující se částí je PMMA destička, zatímco pin zůstává nehybný. Pohyb destičky je realizován recipročním posuvem vozíku po kuličkovém šroubu poháněném krokovým motorem. Pin je umístěn ve vyhřívané vaně, která umožňuje provádět experimenty při tělesné teplotě. Vana je plně zaplavena mazivem – synoviální kapalinou – a vodotěsně oddělena od pohybující se destičky těsněním.

Pin je přitlačován do kontaktu s deskou pomocí páky s tenzometrickým senzorem pro měření třecí síly, zatímco normálová síla je regulována zátěžovým systémem se zpětnou vazbou, který umožňuje přesnou kontrolu zatížení. Celý systém je pevně ukotven v ocelovém rámu, který zajišťuje dostatečnou tuhost. Nad zařízením je umístěn fluorescenční mikroskop, který umožňuje sledování kontaktu během experimentu.

Pohyblivé části jsou řízeny pomocí mikropočítače Arduino MEGA 2560 (Atmel Corporation, San Jose, USA), zatímco detekci sil zajišťuje měřicí karta NI USB 6001 (National Instruments, Austin, Texas, USA). Počítač s programem LabVIEW (National Instruments, Austin, Texas, USA) zaznamenává zatížení z tenzometrických senzorů prostřednictvím měřicí karty.

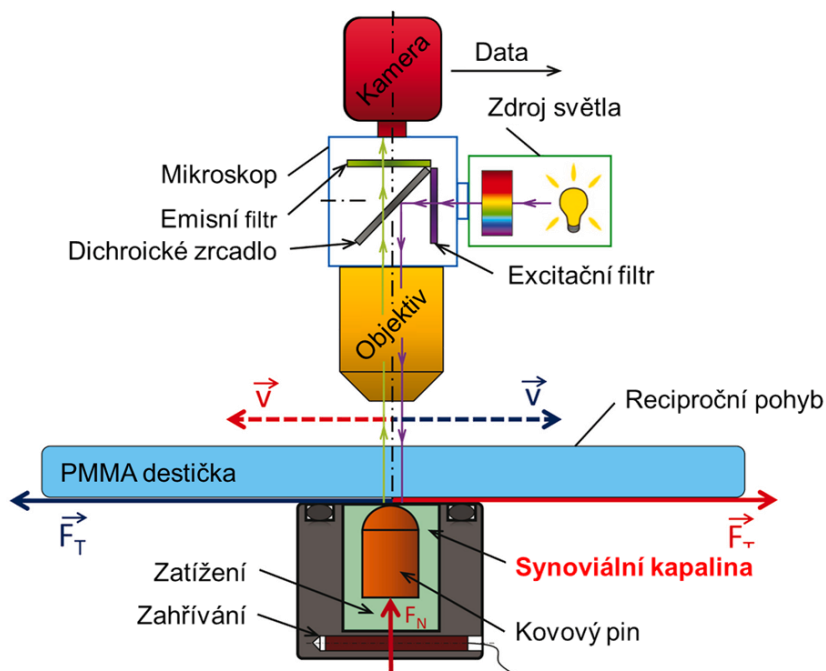


Obr. 4-4 3D model recipročního tribometru zkonstruovaného pro *in situ* experimenty, s vyznačením klíčových konstrukčních uzlů: pohybového a zátěžového systému, senzoru třecí síly a vyhřívané vany pro simulaci fyziologických podmínek [58].

4.2.3 Optický systém

Reciproční tribometr je umístěn pod optický systém, který umožňuje pozorování kontaktní oblasti během experimentu. K tomu je využito fluorescenčního mikroskopu, osazeného emisním filtrem, excitačním filtrem a dichroickým zrcátkem. K dosažení patřičného zvětšení obrazu je využito objektivu s pětinasobným zvětšením Plan Fluor 5X (Nikon, Eclipse NI, Minato, Tokyo, Japonsko), k osvětlení je použita LED lampa. Obrazová data jsou zaznamenávána pomocí vysokorychlostní kamery ANDOR Neo 5.5 Scmos (Oxford Instruments Andor Ltd, Belfast, Spojené království) s rozlišením $2\,560 \times 2\,140$ pixelů, přičemž při pětinasobném zvětšení objektivu byla velikost jednoho pixelu přibližně $1,3\,\mu\text{m}$. Ke sběru dat a nastavení kamery byl použit program Andor SOLIS (Oxford Instruments Andor Ltd, Belfast, Spojené království).

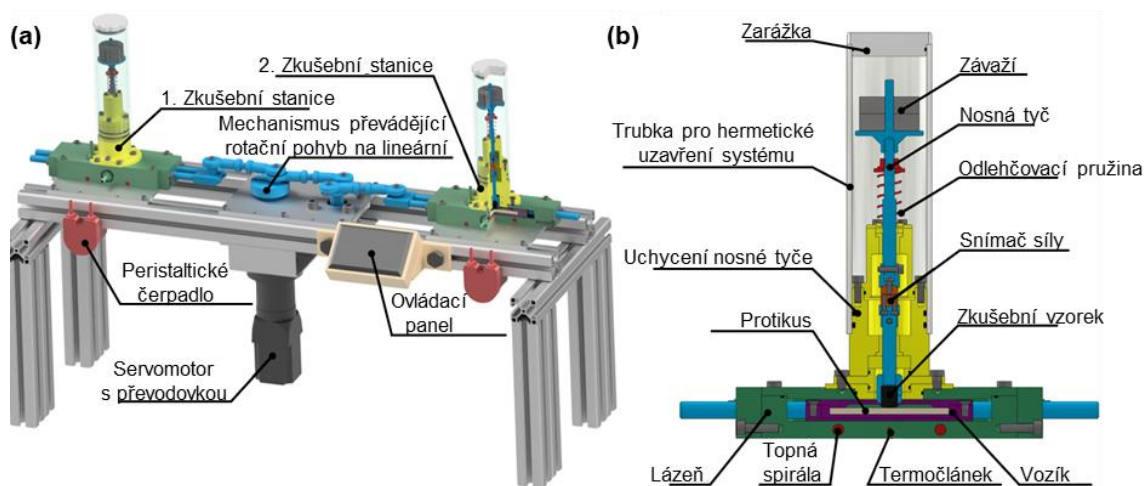
V rámci této práce byly využity dva filtry – fluorescein-izothiokyanát (FITC) a tetrametylrhodamin (TRITC). Filtry umožňují změnu vlnové délky excitovaného a emitovaného světla; FITC (excitace na $490\,\text{nm}$, emise na $525\,\text{nm}$) a TRITC (excitace na $557\,\text{nm}$, emise na $576\,\text{nm}$). Axiální rozlišení filtru FITC je přibližně $290\,\mu\text{m}$ a filtru TRITC $320\,\mu\text{m}$. Filtr se nachází na otočném karuselu umístěném v mikroskopu, což poskytuje možnost snadné změny filtru při experimentu. Pro zaostření obrazu se používá posuvu ve svislé ose, který hýbe s celou optickou soustavou. Pozorování kontaktu je pak zajištěno použitím průhledné destičky z PMMA. Na Obr. 4-5 je poté zobrazeno schéma uspořádání *in situ* optického systému pro fluorescenční mikroskopii.



Obr. 4-5 Schéma uspořádání *in situ* optického systému pro fluorescenční mikroskopii, znázorňující dráhu excitačního a emisního paprsku skrz dichroické zrcadlo a transparentní PMMA destičku přímo do tribologického kontaktu [59].

4.2.4 Simulátor opotřebení

Dlouhodobé testy opotřebení byly prováděny na simulátoru opotřebení, který je zobrazen Obr. 4-6. Tento simulátor umožňuje současné testování dvou vzorků, které jsou symetricky zatěžovány. Piny jsou upevněny v těsnících rámech, jež zabraňují odpařování a úniku maziva. Zařízení rovněž nabízí možnost připojení k externímu oběhovému systému, který zajišťuje cirkulaci maziva a odvod opotřebovaných částic z kontaktní oblasti.



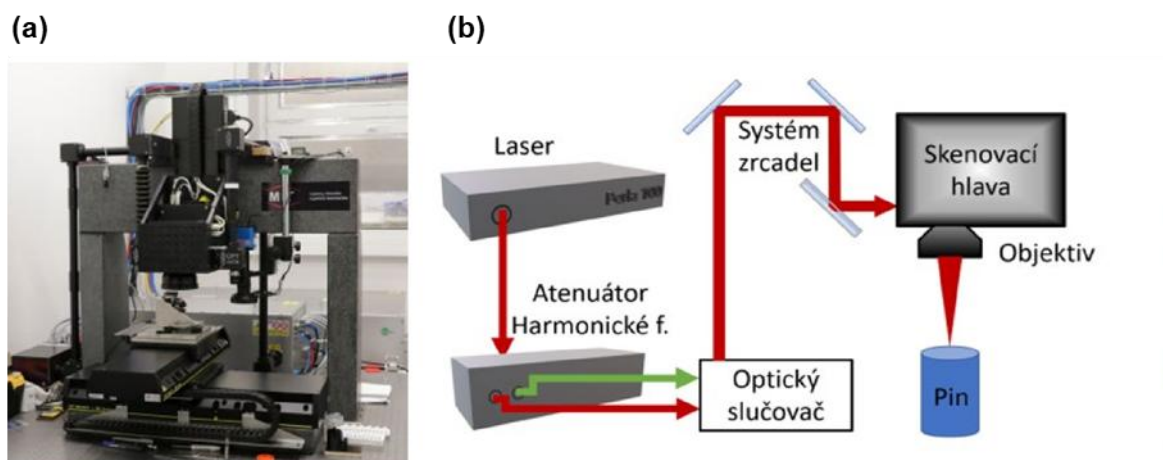
Obr. 4-6 Simulátor opotřebení použitý pro dlouhodobé tribologické testy (300 000 cyklů): (a) celkový náhled na dvoustaniční zařízení, (b) detailní řez testovací stanice s vyznačením aplikovaného zatížení a hermeticky uzavřené zkušební komory. [39]

4.2.5 Laserové mikroobrábění

Pro sadu vzorků byla povrchová struktura vytvořena metodou laserového mikroobrábění pomocí pikosekundového laseru. Výhodou této technologie s ultrakrátkými pulzy je minimální tepelné ovlivnění materiálu pinu, což umožňuje snadné odstranění obrobeneho materiálu bez poškození původního povrchu. Obrábění probíhalo na mikroobráběcím pracovišti ÚPT AV ČR s využitím laseru Perla 100 (HiLASE, Fyzikální ústav AV ČR, Dolní Březany, Česká republika), jenž je zobrazen na Obr. 4-7a. Nastavené pracovní parametry laseru zahrnovaly vlnovou délku 1 030 nm, délku pulzu 1 ps, opakovací frekvenci 60 kHz a maximální energii pulzu 1 mJ.

Schéma tohoto zařízení je znázorněno na Obr. 4-7b. Laserový paprsek byl veden přes attenuátor harmonické frekvence a optický slučovač. Následně byl směřován systémem zrcadel do skenovací hlavy inteliSCAN 14 (Scanlab GmbH, Puchheim, Německo), která je schopna posuvu ve svislém směru (ose z). F-theta telecentrický objektiv s efektivní ohniskovou vzdáleností 100 mm pak zaostřil paprsek na vzorek umístěný na posuvném stolku s možností rovinného pohybu (x–y) a případné rotace.

Laserový paprsek vytvářel povrchovou strukturu při průměrném výkonu 72 mW pohybem po spirálové trajektorii při rychlostech až $400 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$. Pro dosažení rovnoměrné hloubky jednotlivých jamek byla sférická plocha pinu rozdělena na vrstvy s hloubkou 0,05 mm.



Obr. 4-7 Laserové mikroobráběcí pracoviště ÚPT AV ČR (systém Perla 100): (a) fotografie experimentální sestavy, (b) blokové schéma vedení pikosekundového laserového paprsku přes atenuátor a skenovací hlavu na testovaný vzorek [60].

4.3 Materiál a testovací podmínky

4.3.1 Testované vzorky

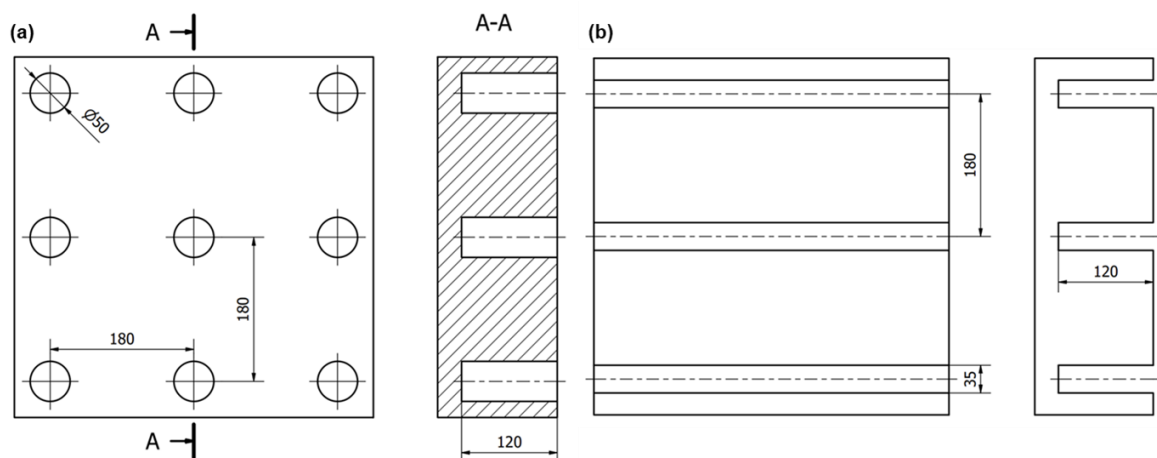
Vzorky byly vytvořeny pomocí laserové fúze v práškovém loži (PBF-L) na zařízení pro tavení prášku PBF-L 280 (PBF-L Solutions Group AG, Lübeck, Německo), a to ze slitiny Ti6Al4V, která je široce využívána pro výrobu kloubních implantátů. Důvodem je vysoká pevnost, odolnost proti korozi a vynikající biokompatibilita. Tisk probíhal po vrstvách o tloušťce $50 \mu\text{m}$ s využitím výkonu laseru 275 W, rychlosti skenování $1\,000 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ a vzdálenosti jednotlivých stop (*hatch spacing*) $120 \mu\text{m}$. Tvar vzorků byl válcový, s průměrem 10 mm a poloměrem kulové plochy artikulačního povrchu R100.

Během aditivní výroby byla na skupině vzorků vytvořena i povrchová struktura. Jednalo se o dva typy – důlky a drážky. Ačkoliv se z hlediska aditivní výroby jedná o prostorové struktury (vytvořené specifickou strategií vrstvení), z hlediska jejich tribologické funkce v kluzném kontaktu plní roli mikro-rezervoárů. Pro zachování terminologické konzistence s dodatečně obráběnými laserovými vzorky jsou tyto aditivně generované povrchy v textu dále označovány jako **AM textury**.

Důlky (mřížková struktura) byly vytvořeny díky navařování vrstev ve tvaru mřížky v rozsahu 4 mm hloubky od konečného povrchu, kdy díry v této mřížce vytvořili pravidelně uspořádanou povrchovou strukturu. Díky spékání materiálu byl tvar jednotlivých struktur zaoblen, ve výsledku se proto jednalo o důlky přibližně kruhového tvaru.

Podobným způsobem byla vytvořena i drážková struktura – jednotlivé vrstvy v posledních 4 mm tisku byly uspořádány do paralelních drah. Nominální rozměry textur byly navrženy s ohledem na technologické limity rozlišení procesu PBF-L. Vzhledem k inherentní technologické variabilitě a nepravidelnosti takto vytvořených povrchových struktur byly pro každý typ modifikace vyrobeny vždy 3 nezávislé vzorky pro zajištění statistické spolehlivosti.

Dále byly vytvořeny vzorky z plného materiálu. Na 6 z nich byla vytvořena povrchová struktura dodatečně pomocí laserového mikroobrábění, a 3 z nich byly ponechány čisté, tedy bez povrchové úpravy, aby mohl být pozorován vliv povrchové struktury. Schématické znázornění textur vytvořené pomocí laserového mikroobrábění jsou zobrazeny na Obr. 4-8.



Obr. 4-8 Výkresová dokumentace znázorňující nominální rozměry a topologii povrchových textur: (a) síť kruhových důlků, (b) paralelní obdélníkové drážky.

Pro důlkovou i drážkovou texturu byla spočtena hustota pokrytí povrchu S_p a poměr hloubky a šířky ε :

$$S_{p(\text{důlky})} = \frac{\pi \cdot r_p^2}{r_1^2} = \frac{\pi \cdot (25 \mu\text{m})^2}{(180 \mu\text{m})^2} = 6,06 \% \quad (1)$$

$$S_{p(\text{drážky})} = \frac{a \cdot r_1}{r_1^2} = \frac{(35 \mu\text{m}) \cdot (180 \mu\text{m})}{(180 \mu\text{m})^2} = 19,44 \% \quad (2)$$

$$\varepsilon_{(\text{důlky})} = \frac{h_p}{2 \cdot r_p} = \frac{120 \mu\text{m}}{2 \cdot (25 \mu\text{m})} = 2,4 \% \quad (3)$$

$$\varepsilon_{(\text{drážky})} = \frac{h_p}{a} = \frac{120 \mu\text{m}}{35 \mu\text{m}} = 3,43 \% \quad (4)$$

Všechny aditivně vytvořené vzorky bylo přímo po výrobě nutné nejprve zbrousit na poloměr R100 a následně vyleštit. Na vybranou skupinu vzorků byl po vyleštění následně aplikován DLC povlak (zhotoveno společností ProSpon, a.s.). Jedná se o gradientní tvrdý povlak sestávající z vrstev a-C:H/a-C:H:W/CrWC/Cr. Adhezivní vrstvy Cr, CrWC a nosná vrstva a-C:H:W byly vyrobeny (reaktivním) magnetronovým naprašováním a funkční vrstva a-C:H plazmatickou chemickou depozicí z par (PECVD). Takovýto povlak dosahuje tloušťky kolem 2,5 µm a adhezivní pevnosti HF2.

Pro zajištění přehlednosti byla zavedena systematická nomenklatura testovaných pinů skládající se ze dvou písmen a jednoho čísla. První písmeno definuje topografii povrchu: **A** (Referenční – čistý povrch), **B** (Laserové důlky), **C** (Laserové drážky), **D** (AM důlky) a **E** (AM drážky). Druhé písmeno definuje přítomnost povrchové úpravy: **C** (Nepovlakováno) a **D** (S DLC povlakem). Číslo na konci označuje konkrétní pořadí pinu v dané skupině. Například vzorek s označením *BD2* reprezentuje druhý testovací pin s laserovými důlky a povlakem DLC. Podrobný popis je uveden v Tab. 4-1.

Tab. 4-1 Systematická nomenklatura testovaných vzorků

Umístění	Popis	Označení	Popis
1. písmeno	Povrch (A–E)	AC	Referenční (čistý) povrch bez DLC
2. písmeno	DLC ano/ne (D/C)	BC	Laser důlky bez DLC
3. číslice	Číslo pinu (1–3)	CC	Laser drážky bez DLC
		DC	AM důlky bez DLC
		EC	AM drážky bez DLC
		AD	Referenční (čistý) povrch s DLC
		BD	Laser důlky s DLC
		CD	Laser drážky s DLC
		DD	AM důlky s DLC
		ED	AM drážky s DLC

Pro účely krátkodobých fluorescenčních experimentů bylo vyhrazeno celkem 15 pinů (3 nezávislá opakování pro každou z 5 modifikací). Po dokončení experimentů s těmito nepovlakovanými piny byl jejich povrch mírně přeleštěn a následně na ně byl nanesen DLC povlak. Celý sekvenční experiment (včetně topografických měření před a po testu) pak byl opakován pro takto upravené piny, což vyústilo v celkový počet 30 krátkodobých experimentů.

Pro validaci reálné životnosti materiálu byly následně provedeny dlouhodobé testy opotřebení (300 000 cyklů). Z důvodu časové náročnosti testů bylo vybráno 5 reprezentativních dvojic vzorků: část tvořily piny s DLC povlakem, jež již absolvovaly krátkodobé testy (Reference, Laserové důlky, AM důlky), a jako kontrolní skupina k nim byly přidány zcela nové, nepovlakované a dosud netestované piny (Reference, Laserové důlky). Kompletní životní cyklus testovaných vzorků, zachycující návaznost jednotlivých fází od prvotního měření topografie, přes DLC povlakování, až po dlouhodobé testy opotřebení, je přehledně sumarizován na Obr. 4-2.

4.3.2 Mazivo

Mazivem použitým v experimentálních postupech byla synteticky připravená modelová synoviální kapalina (M-SF), jejíž složení bylo navrženo tak, aby co nejvěrněji odpovídalo složení lidské synoviální kapaliny odebrané pacientům po totální endoprotéze kloubu [61]. Roztok byl založen na fosfátovém pufru (PBS) a obsahoval následující přesné koncentrace klíčových složek: bovinní sérový albumin ($26,3 \text{ mg}\cdot\text{ml}^{-1}$), γ -globulin ($8,2 \text{ mg}\cdot\text{ml}^{-1}$), kyselinu hyaluronovou ($0,82 \text{ mg}\cdot\text{ml}^{-1}$) a fosfolipidy ($0,35 \text{ mg}\cdot\text{ml}^{-1}$).

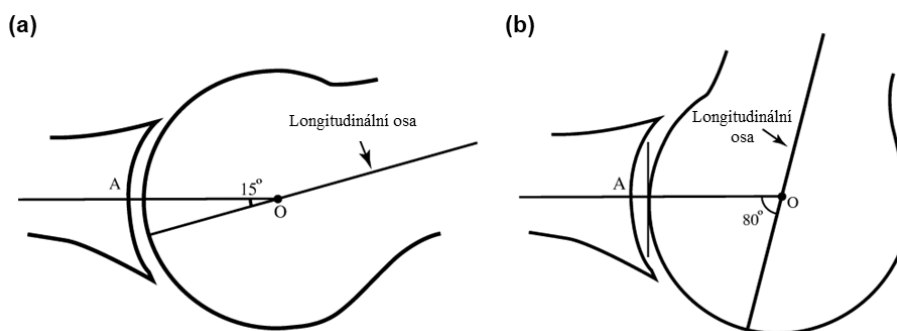
Během předběžných testů byla identifikována rapidní bakteriální proliferace v testovacích komorách, iniciovaná konstantní fyziologickou teplotou 37°C a přístupem vzduchu. Tato kontaminace vedla k závažné degradaci maziva projevující se zčernáním a zápachem kapaliny. Za účelem inhibice bakteriálního růstu a zajištění chemické stability kapaliny po celou dobu dlouhodobých testů byl do M-SF přidán 1% roztok L-glutaminu, penicilinu a streptomycinu. Pro pozorování pomocí fluorescenční mikroskopie *in situ* byla primární proteinová složka – albumin – fluorescenčně značena pomocí rhodaminu B isothiokyanátu (RBITC), což zajistilo jasnou viditelnost dynamiky agregace proteinů.

4.3.3 Podmínky experimentu

Kinematické podmínky experimentu byly stanoveny na základě pohybu prvního MTP kloubu při chůzi. Výchozím bodem byla studie Durrant, M. [62], kde byla stanovena počáteční, resp. finální deklinace kloubu během chůze jako 15° , resp. 80° (Obr. 4-9). Tento rozsah představuje aproximaci průměrných fyziologických podmínek, přičemž individuální kinematika se může u jednotlivých pacientů lišit. Pro artikulační povrchy kloubních náhrad MTP kloubu se běžně používá poloměr R10, celková dráha pohybu na povrchu kloubu je tedy při 65° rotaci přibližně 11,3 mm.

Jelikož však na tribometru dochází k vratnému pohybu, při kterém v úvratích nastává zpomalování a změna směru (což je spojeno s nestabilitou rychlosti i zatížení v těchto okrajových částech), byla dráha v jednom směru pro experiment záměrně zvýšena na 20 mm. Tím bylo dosaženo stabilní rychlosti i zatížení ve střední části dráhy pro spolehlivé pozorování kontaktní plochy a měření součinitele tření. Celková dráha během jednoho cyklu tak činí 40 mm. Frekvence pohybu byla stanovena na 0,5 Hz, z čehož byla odvozena konstantní kluzná rychlost pohybu $20 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$.

Jedno měření (blok) v rámci experimentu se skládalo z 25 cyklů, přičemž pro každý vzorek byla provedena celkem 4 po sobě jdoucí měření – 1 záběhové a 3 ustálená. Po každém měření následoval klidový stav o délce přibližně 5 min, během kterého probíhalo ukládání objemných obrazových dat z fluorescenční mikroskopie. Zařazení této statické pauzy do protokolu má zároveň zásadní fyziologický význam, neboť simuluje běžný „start-stop“ kinematický režim lidského kloubu (např. klidové stání a následný pohyb). To umožňuje exaktně vyhodnotit schopnost povrchových textur udržet mazivo i pod statickým zatížením bez dynamického pohybu a analyzovat třecí špičky vznikající při opětovném rozběhu. Celková uražená dráha v rámci jednoho kompletního experimentu tak činila 4 000 mm.



Obr. 4-9 Kinematika prvního metatarzofalangeálního (MTP) kloubu během cyklu chůze, znázorňující (a) počáteční deklinaci 15° a (b) konečnou deklinaci 80° [62]

Zatížení bylo definováno na základě kontaktního tlaku v kloubní náhradě, kdy výsledkem je kontaktní tlak přibližně 7–8 MPa [63]. Jelikož byl experiment prováděn v konfiguraci *pin-on-plate*, kde se na rozdíl od kloubní náhrady jedná o bodový (nekonformní) kontakt, bylo potřeba pomocí Hertzovy teorie spočítat při jakém zatížení dojde k tomuto tlaku. K tomu je potřeba znát materiálové vlastnosti – ty jsou popsány v Tab. 4-2.

Tab. 4-2 Základní mechanické vlastnosti testovaných materiálů využité pro analytický výpočet Hertzova kontaktního tlaku.

Materiál	Youngův modul E (GPa)	Poissonovo číslo μ (–)
Ti6Al4V	114	0,34
PMMA	3,35	0,36
UHMWPE	0,8	0,46

Podle Hertzovy teorie se poloměr kontaktní oblasti spočte jako:

$$a = \sqrt[3]{\frac{3F}{8} \cdot \frac{\frac{1-\mu_1^2}{E_1} + \frac{1-\mu_2^2}{E_2}}{\frac{1}{d}}} \quad (5)$$

kde F je zátěžná síla, $\mu_{1,2}$ jsou Poissonova čísla pro jednotlivé materiály, $E_{1,2}$ hodnoty Youngova modulu pružnosti a d je dvojnásobek poloměru zaoblení plochy pinu.

Maximální kontaktní tlak se pak spočte podle rovnice (6) níže.

$$p_{max} = \frac{3F}{2\pi a^2} \quad (6)$$

Zátěžná síla byla stanovena 5 N. Při této zátěžné síle je kontaktní tlak přibližně 11,06 MPa pro Ti6Al4V a PMMA, resp. 4,61 MPa pro Ti6Al4V a UHMWPE, což je dostatečně blízké tlaku 7–8 MPa. Tato vyšší zátěžná síla zároveň poskytuje stabilnější podmínky pro regulaci tribometru, čímž se minimalizuje relativní vliv systematické chyby senzoru zatížení.

4.3.4 Srovnání kinematických podmínek experimentů

Tab. 4-3 Komparace kinematických a zatěžovacích parametrů pro *in situ* fluorescenční měření a dlouhodobé testy opotřebení.

Parametr	Fluorescenční experimenty (Krátkodobé)	Testy opotřebení (Dlouhodobé)
Zařízení	Reciproční tribometr na míru	Simulátor opotřebení
Zatížení (N)	5	5
Dráha cyklu (mm)	40	40
Rychlost (mm·s⁻¹)	20	40
Frekvence (Hz)	0,5	1,0
Počet cyklů (–)	100 (4 bloky po 25 cyklech)	300 000

Přestože byly krátkodobé fluorescenční experimenty a dlouhodobé testy opotřebení prováděny na dvou odlišných experimentálních zařízeních, kinematické a zatěžovací podmínky byly navrženy tak, aby byly v maximální možné míře sjednoceny a reflektovaly požadavky normy ASTM F732 [64] (Standardní zkušební metoda pro hodnocení opotřebení polymerních materiálů používaných v kloubních protézách). V obou případech bylo aplikováno konstantní normálové zatížení 5 N a dráha jednoho cyklu činila 40 mm. Přehled parametrů je shrnut v Tab. 4-3.

Nižší frekvence a rychlost u fluorescenčního měření (0,5 Hz) byly zvoleny s ohledem na technické limity snímkovací frekvence kamery, aby bylo zajištěno dostatečné rozlišení a kvalita obrazu pro následnou obrazovou analýzu filmu.

4.4 Metody

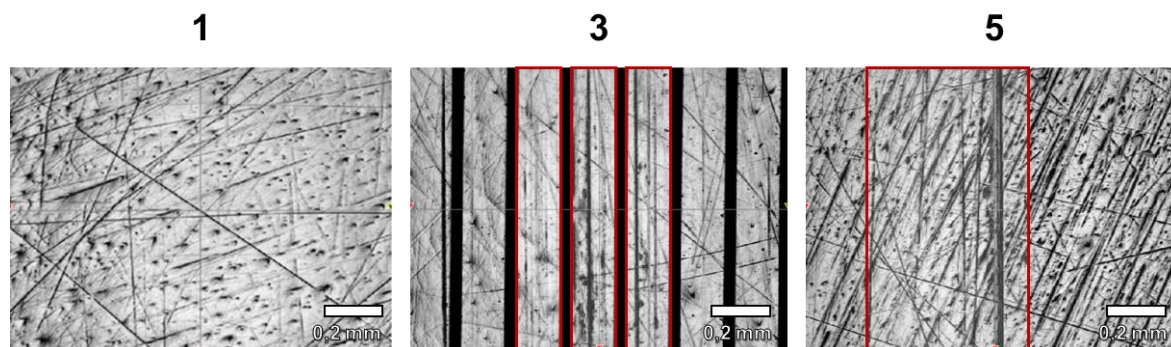
4.4.1 Topografie povrchu

Před provedením experimentu i po jeho ukončení byla provedena analýza povrchu vzorku pomocí optického profilometru Contour GT-X. Povrch vzorku byl před měřením důkladně vyčištěn v isopropylalkoholu (IPA). V případě měření po experimentu byl pro odstranění organických zbytků nejdříve použit roztok SDS (dodecylsírán sodný), který denaturuje proteiny, čímž zaručuje dokonalé očištění povrchu od jednotlivých složek synoviální kapaliny.

Jelikož před experimentem není absolutně fixována budoucí poloha kontaktní oblasti (při upnutí do tribometru dochází k mikroskopickému natočení), byl povrch analyzován ve středu kulového vrchlíku, lokalizovaného pomocí interferenčních proužků. Po experimentu byla kontaktní oblast identifikována na základě vizuálních defektů a stop opotřebení, které byly předtím pozorovány *in situ* mikroskopem.

Pro stanovení obecných topografických charakteristik pinu (drsnost, poloměr zaoblení) byly textury v softwaru nejprve softwarově zamaskovány. Zakřivení povrchu bylo odfiltrováno funkcí *Terms Removal (F-Operator)* a vlnitost byla odstraněna aplikací Gaussova regresního filtru. Následně byla stanovena plošná drsnost povrchu S_a . Prokládání naměřených dat ideálním kulovým tvarem bylo využito pro stanovení skutečného poloměru zaoblení pinu R , který definuje výsledný teoretický kontaktní tlak.

Pro krátkodobé testy byl zaveden semikvantitativní index opotřebení hodnotící povrch opticky na škále 1 až 5. Hodnocení 1 odpovídá intaktnímu povrchu bez viditelného poškození po tribologickém testu, zatímco hodnota 5 značí maximální opotřebení (rozsáhlé a hluboké abrazivní rýhy). Hodnocení 2–4 reprezentují přechodné stavy. Na Obr. 4-10 je uvedena referenční vizuální škála pro stupně 1, 3 a 5. Tento index hodnotí výhradně nové stopy opotřebení vzniklé během testu a ignoruje technologické rýhy z prvotního leštění vzorku.

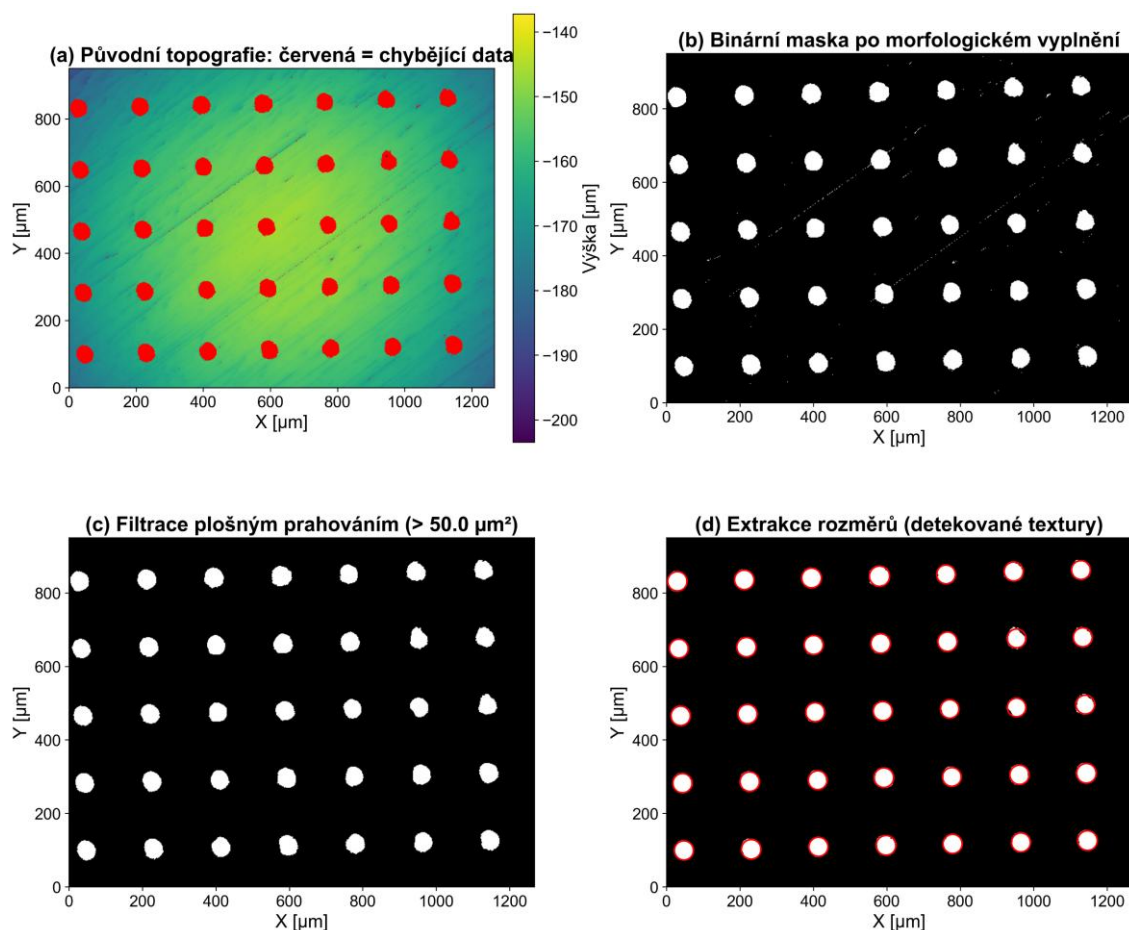


Obr. 4-10 Referenční vizuální škála pro semikvantitativní optické hodnocení míry opotřebení pinu (stupně 1, 3 a 5).

Vyhodnocení plošného pokrytí a rozměrů textur

Pro objektivní vyhodnocení plošného pokrytí a rozměrů povrchových textur byla vyvinuta vlastní výpočetní rutina v jazyce Python. Vstupní data byla získána z optického profilometru a po odstranění základního tvaru povrchu (*Terms Removal*) byla exportována ve standardizovaném formátu SDF (*Surface Data Format*). Algoritmus automaticky rekonstruuje 2D matici topografie a identifikuje neplatné pixely (způsobené rozptylem světla na dně hlubokých textur), které transformuje na hodnoty NaN.

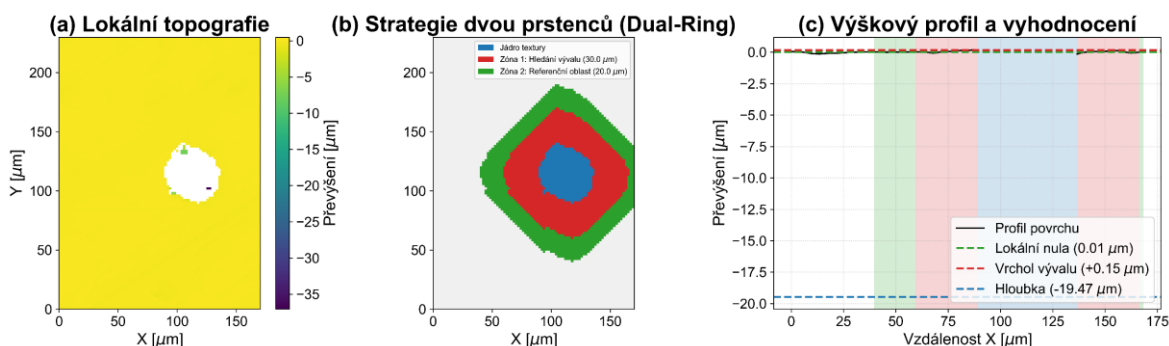
Pro přesnou identifikaci hranic textur je vytvořena binární maska, na kterou je aplikována morfologická operace vyplňování děr (*hole filling*), čímž je zajištěna detekce celé textury jako jednoho souvislého celku (Obr. 4-11). Následně je aplikován plošný morfologický filtr vylučující izolované útvary s plochou menší než $50 \mu\text{m}^2$ (odstranění technologického šumu a úzkých škrábanců). Z takto vyfiltrované masky je odvozeno celkové procentuální pokrytí povrchu a geometrické parametry jednotlivých prvků (ekvivalentní průměr pro důlky, délka a šířka bounding-boxu pro drážky).



Obr. 4-11 Vizualní výstup výpočetní rutiny v jazyce Python pro detekci a plošné vyhodnocení povrchových textur. (a) Surová topografická data s označenými chybějícími pixely (NaN), (b) binární maska po morfologickém vyplnění, (c) aplikace plošného prahování pro odstranění šumu a (d) finální extrakce charakteristických rozměrů.

Vyhodnocení hloubky textur a výšky okrajů (*Dual-Ring* metoda)

Pro extrakci parametrů v ose z (hloubka textur a výška materiálových valů na jejich okrajích) byla vyvinuta robustní metoda adaptivních soustředných prstenců (*Dual-Ring approach*), viz Obr. 4-12.



Obr. 4-12 Vizualizace metodiky adaptivních soustředných prstenců (*Dual-Ring*) pro přesné vyhodnocení hloubky textur a výšky okrajů (materiálových valů): (a) Lokální topografie, (b) *Dual-Ring*, (c) Výškový profil s vyhodnocením parametrů

Pro každou detekovanou texturu algoritmus provádí postupnou morfologickou dilataci její binární masky. Tím jsou kolem textury vytvořeny dvě nezávislé analytické zóny: Zóna 1 pro hledání valu (adaptivní šířka) a navazující Zóna 2 sloužící jako referenční oblast (20 μm šířka).

Z mediánu z-souřadnic pixelů v Zóně 2 je stanovena lokální referenční nula, čímž je eliminován vliv makroskopické vlnitosti vzorku. Pro detailní charakterizaci topografického gradientu materiálového valu je Zóna 1 podrobena radiálnímu krokování (s krokem 2 μm) od hrany textury ven. V každém dílčím mezikruží je vypočteno robustní maximum (průměr 5 % nejvyšších pixelů). Získán je tak radiální výškový profil okraje textury, ze kterého je extrahována absolutní výška valu a jeho radiální vzdálenost. Hloubka textury je analogicky stanovena z 5 % nejnižších bodů uvnitř masky textury.

4.4.2 Součinitel tření

Hodnoty součinitele tření byly stanoveny na základě přepočtu z hodnot třecí síly a zátěžné síly s využitím programu MATLAB R2024b pro primární filtraci dat a softwaru Python pro následnou pokročilou agregaci a vizualizaci (Obr. 4-13).

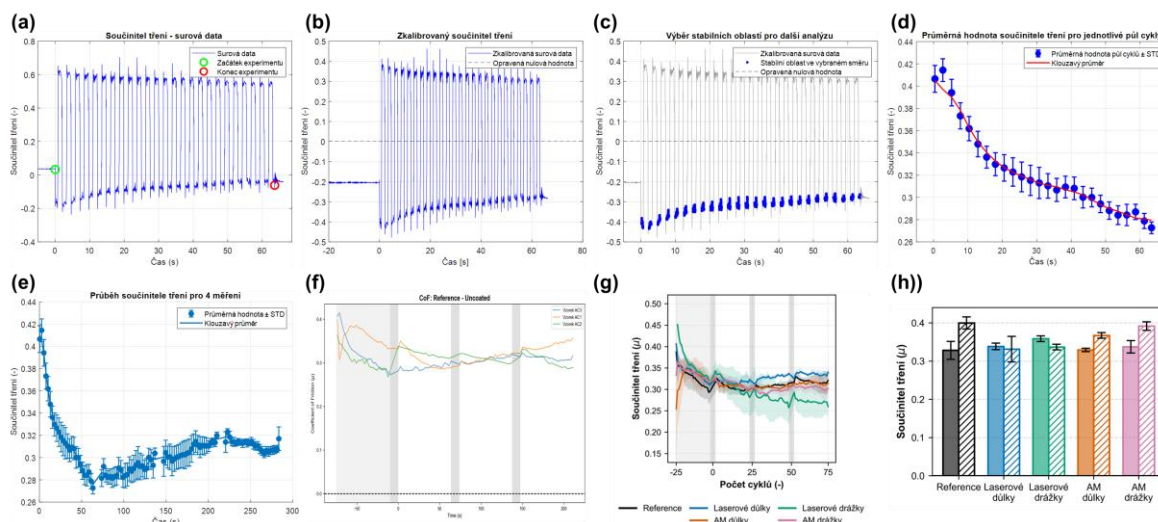
Nejdříve bylo nutné nalézt začátek a konec experimentu (Obr. 4-13a). Naměřený součinitel tření dosahoval kladných hodnot v jednom směru a záporných v opačném, nicméně nulová hodnota nebyla při měření přesně stanovena kalibrací přístroje, nýbrž ji bylo nutno korigovat dodatečně. Proto byla data nejdříve převedena do absolutních hodnot, ze kterých byl stanoven posun mezi půl-cykly v jednotlivých směrech. Na základě tohoto posunu byla následně data z obou půl-cyklů symetricky srovnána vůči nulové ose (Obr. 4-13b).

Jelikož v úvratích dochází ke vzniku atypických dat z důvodu náhlé změny směru a rychlosti pohybu, bylo nezbytné tyto krajní polohy z datového souboru odfiltrovat. Výsledkem tak byla data pouze pro stabilní (středové) části cyklu. Ve směru, kdy byla hodnota součinitele tření kladná, docházelo z důvodu kinematiky systému často k mírnému rozmazávání obrazových dat z fluorescenční mikroskopie. Aby bylo možné zcela exaktně korelovat vývoj součinitele tření s optickými daty z fluorescence, byl součinitel tření pro další analýzu vyhodnocován výhradně v jednom směru, a to z půl-cyklů se zápornou hodnotou třecí síly. Ze stabilních oblastí těchto vybraných půl-cyklů (Obr. 4-13c) byla následně vypočítána průměrná hodnota a směrodatná odchylka reprezentující součinitel tření pro všechny cykly v daném měření (Obr. 4-13d) a následně pro celý experiment (Obr. 4-13e). Takto redukováná časová řada byla ze softwaru MATLAB exportována pro navazující zpracování.

Následná pokročilá agregace dat, statistická analýza a vizualizace byly realizovány pomocí vlastního výpočetního skriptu v jazyce Python. V prvním kroku byla časová osa experimentu transformována na bezrozměrný počet proběhlých cyklů. Pro potlačení vlivu lokálních odchylek a zajištění statistické robustnosti byla data vždy průměrována přes všechny vzorky náležející ke stejné povrchové modifikaci (3 vzorky na skupinu).

Analýza experimentu byla logicky rozdělena na dvě klíčové oblasti: počáteční fázi záběhu (*Run-in*), vyznačující se dynamickými změnami v kontaktu, a fází ustáleného tření (*Steady-state*). Během vykreslování globálních trendů součinitele tření byly do grafů vizuálně zakomponovány pětiminutové statické pauzy oddělující jednotlivé měřicí kroky (Obr. 4-13f). Výsledný trend pro danou texturu byl vizualizován jako spojitá křivka průměrných hodnot obklopená poloprůhledným pásem reprezentujícím celkovou směrodatnou odchylku, což umožňuje okamžité vizuální posouzení rozptylu a stability třecího procesu napříč opakováními (Obr. 4-13g).

Pro závěrečné objektivní srovnání vlivu jednotlivých geometrií textur a aplikace DLC povlaku byly namísto sledování celého průběhu extrahovány průměrné hodnoty součinitele tření odděleně pro fázi záběhu a fázi ustáleného stavu. Tato data byla vizualizována formou souhrnných sloupcových grafů doplněných o chybové úsečky (směrodatné odchylky), které poskytují přímé kvantitativní zhodnocení tribologické účinnosti jednotlivých modifikací (Obr. 4-13h).



Obr. 4-13 Algoritmický postup zpracování tribologických dat. (a–e) Filtrace signálu a ořez úvratí v softwaru MATLAB, (f–h) následná agregace a vizualizace dat v jazyce Python.

4.4.3 Fluorescenční mikroskopie

Fluorescenční mikroskopie je metoda, která využívá schopnost určitých látek absorbovat světlo na jedné vlnové délce a poté emitovat světlo na delší vlnové délce. Tento jev je způsoben tzv. Stokesovým posunem, kdy fluorescenční molekuly (fluorofory), po absorpci fotonu vysoké energie (kratší vlnová délka), emitují foton s nižší energií (delší vlnová délka). V tomto procesu se molekula nejdříve přemístí do vyššího energetického stavu (excitace), poté se částečně uvolní energie a dojde k emisi světla. Fluorescenční mikroskopy využívají optické filtry a dichroické zrcadlo k oddělení excitovaného světla od emitovaného fluorescence. Excitační světlo s kratší vlnovou délkou je pomocí zrcadla směřováno na vzorek, zatímco delší emise prochází k detektoru. [65]

Výstupem fluorescenční mikroskopie byla obrazová data zobrazující zastoupení jednotlivých složek synoviální kapaliny v kontaktní oblasti díky intenzitě v odpovídajících pixelech. Při použití plně označené modelové synoviální kapaliny lze pozorovat buďto albumin, nebo současně γ -globulin a HA. Z rešerše vyplývá, že na oddělení kontaktních povrchů se nejvíce podílí albumin [55], a to i díky největšímu zastoupení v synoviální kapalině. Proto byl pro experiment použit filtr TRITC spolu s odpovídající LED lampou, čímž byl osvětlován převážně albumin.

Pro každý experiment byla provedena 4 dílčí, po sobě jdoucí měření. Tímto způsobem bylo možno pozorovat jednak kvalitativní chování složek během pohybu, ale také kvantitativně stanovit změny v objemu maziva na základě přepočtu z intenzity pro definovanou kontaktní oblast. Délka jednoho měření byla přibližně 63,75 s. Při snímkové frekvenci 10 fps by jednomu měření standardně odpovídalo 640 snímků. Aby nedošlo ke ztrátě informací z okrajových fází experimentu, program Andor SOLIS byl nastaven na sekvenční snímání celkem 700 snímků pro každé měření.

Při samotném experimentu docházelo vlivem kinematiky k rozmazávání obrazu v jednom směru pohybu. Pro zajištění maximální přesnosti korelace s třecími silami (viz kap. 4.4.2) byly pro analýzu vybrány výhradně snímky z odpovídajících půl-cyklů.

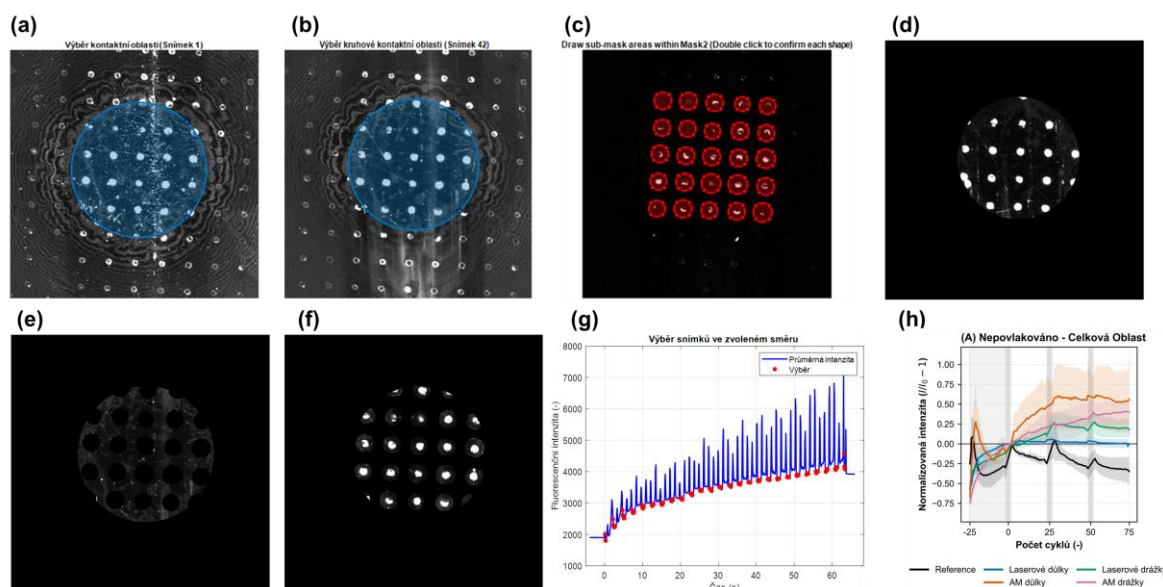
Extrakce dat z obrazového záznamu probíhala v softwaru MATLAB R2024b. Snímky byly exportovány v 16bitovém formátu TIF. Nejdříve byla vybrána kontaktní oblast z prvního, statického snímku (Obr. 4-14a). Na základě změny průměrné intenzity byl identifikován první snímek zahájeného pohybu, od něhož byl následně stanoven snímek ležící uprostřed stabilní oblasti prvního půl-cyklu. Zde byla aplikována maska pro přesný výběr kontaktní oblasti (Obr. 4-14b). V případě vzorků s povrchovou modifikací byla vytvořena další binární maska, která přesně izolovala samotné textury (Obr. 4-14c).

Pro získání komplexního obrazu o distribuci maziva probíhalo vyhodnocování paralelně ve třech oddělených zónách: celková kontaktní oblast (Obr. 4-14d), oblast mimo textury (kontaktní plató) (Obr. 4-14e) a oblast striktně uvnitř textur (Obr. 4-14f). Z časové osy bylo pro každý půl-cyklos vybráno 6 snímků ležících výhradně v jeho stabilní fázi (Obr. 4-14g). Z těchto šesti snímků byla vypočtena průměrná hodnota intenzity fluorescence a její směrodatná odchylka. Výstupem z MATLABu tak byla datová sada obsahující časový vývoj průměrné intenzity a směrodatné odchylky pro každý cyklus a všechny tři definované prostorové zóny. Také byly uloženy ořezané snímky kontaktní oblasti a to vždy na začátku, uprostřed a na konci každého ze 4 dílčích experimentů.

Pro vzájemné srovnání dat mezi jednotlivými vzorky a kompenzací případného kolísání intenzity světelného zdroje či rozdílné tloušťky počátečního mazivového filmu byla následná agregace a vizualizace provedena pomocí vlastního skriptu v jazyce Python.

V prvním kroku byla pro každý jednotlivý vzorek a zónu provedena normalizace fluorescenční intenzity. Jako referenční hodnota (I_0) byla zvolena počáteční hodnota intenzity na začátku 2. experimentu (ihned po skončení pět minut trvající pauzy následující po záběhu). Data byla transformována na bezrozměrnou relativní změnu intenzity ($I/I_0 - 1$). Paralelně byla časová osa převedena na počet proběhlých cyklů, přičemž počátek (cyklus 0) byl synchronizován se začátkem 2. experimentu. Experiment 1 (záběh) tak na ose leží v záporných hodnotách.

Stejně jako v případě analýzy součinitele tření, byla normalizovaná data průměrována pro jednotlivé modifikace povrchu (nepovlakované i s DLC vrstvou). Výsledné trendy dynamiky maziva byly vizualizovány pomocí spojitých křivek doplněných o pásy směrodatných odchylek, a s vyznačením pětiminutových statických pauz (Obr. 4-14h). Tento grafický přístup byl aplikován odděleně na celkovou oblast, prostor uvnitř textur a prostor mimo textury. Pro kvantitativní zhodnocení distribuce maziva v klíčových fázích tribologického procesu (záběh a ustálený stav) byly pro obě periody vygenerovány souhrnné sloupčové grafy s chybovými úsečkami umožňující přímou vizuální komparaci.



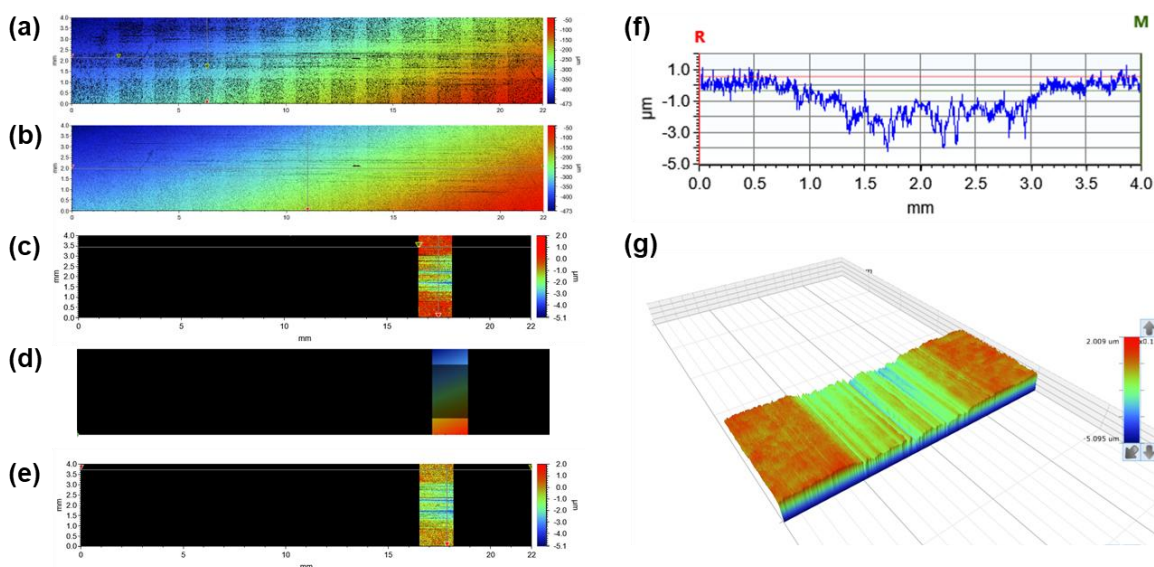
Obr. 4-14 Algoritmický postup zpracování obrazových dat z fluorescenční mikroskopie. Ukázka definice tří analytických zón (celková stopa, mimo textury, uvnitř textur) a následná extrakce časové řady intenzity pro jeden cyklus (a–g), a výsledné trendy (h).

4.4.4 Statistická korelační analýza

Pro kvantitativní posouzení vztahu mezi retencí maziva v reálném čase (sledovanou pomocí normalizované intenzity fluorescence) a tribologickým chováním (součinitel tření) byla provedena statistická korelační analýza. Za účelem zajištění vysoké statistické síly byl zvolen přístup sdružených dat (*pooled data approach*). Surové hodnoty pro každý cyklus ze všech tří nezávislých experimentálních měření byly sloučeny do jednoho komplexního datového souboru. Před statistickým vyhodnocením byly z datového souboru systematicky odfiltrovány hodnoty odpovídající pětiminutovým statickým pauzám, aby regrese striktně odrážela pouze aktivní kluzné podmínky. Korelační analýza byla pro každou modifikaci provedena odděleně pro transientní záběhovou fázi a fázi ustáleného stavu za použití Pearsonova korelačního koeficientu (R).

4.4.5 Opotřebení

Opotřebení po dlouhodobých testech bylo vyhodnocováno plošně pro titanové piny i objemově pro polymerní destičky UHMWPE pomocí optického profilometru. Vzhledem ke složitosti a topografické nepravidelnosti texturovaných pinů, neumožňující exaktní výpočet chybějícího objemu, bylo u pinů hodnoceno opotřebení formou 2D obsahu poškozené oblasti (mm^2). U polymerních destiček byla naskenována celá kontaktní dráha pomocí sešívání jednotlivých optických polí (*stitching*) (Obr. 4-15a) s využitím funkce *Data Restore* pro interpolaci dat v místech překryvů (Obr. 4-15b). Pro minimalizaci chyby vzniklé sešíváním nadměrně dlouhého profilu byla plocha destičky softwarově rozdělena do jedenácti dílčích segmentů (na Obr. 4-15c) zobrazen reprezentativní segment). V každém segmentu byla nezávisle aplikována referenční plocha (*Terms Removal – Cylinder and Tilt*) na neopotřeбенé oblasti mimo kontaktní stopu (Obr. 4-15d). K této referenční rovině byl integrací dopočítán chybějící objem opotřeбенé stopy (Obr. 4-15e–g). Celkový opotřeбенý objem destičky byl stanoven jako suma objemů všech jedenácti segmentů. Míra opotřeбенí (specifická rychlost opotřeбенí) byla následně vypočtena podělením celkového objemového úbytku zátěžnou silou a celkovou kluznou vzdáleností.



Obr. 4-15 Metodický postup pro stanovení objemového opotřeбенí polymerní destičky. (a–e) Rozdělení sešitého skenu na dílčí segmenty, (f) extrakce 2D profilu opotřeбенé stopy vůči referenční neovlivněné rovině a (g) finální 3D rekonstrukce objemového úbytku materiálu.

4.5 Testované predikce

Tato podkapitola definuje testované hypotézy a jim odpovídající experimentální uspořádání proměnných. Tyto predikce tvoří základ pro následnou interpretaci výsledků a diskuzi (kap. 6).

Hypotéza 1: Vliv technologie výroby textur na retenci maziva První hypotéza se zabývá vlivem mikrotextur a technologie jejich výroby (přímá aditivní výroba technologií PBF-L vs. dodatečné laserové mikroobrábění) na schopnost retence synoviální kapaliny a stabilitu mazacího filmu. Predikuje, že textury budou fungovat jako účinné sekundární zásobárny maziva, jež zabrání jeho úplnému vytlačení z kontaktu, a to zejména během statických fází pohybu. Zároveň předpokládá, že přesná geometrie a retenční schopnost textur bude silně záviset na zvolené technologii výroby a vlivu následného mechanického leštění na profil okrajů.

- **Závislá proměnná:** Normalizovaná fluorescenční intenzita (množství a distribuce maziva), zachování topografie povrchu.
- **Nezávislá proměnná:** Přítomnost a technologie výroby mikrotextur na titanových pinech (hladký referenční povrch, AM textury, laserové textury).
- **Kontrolované proměnné:** Složení modelové synoviální kapaliny, teplota (37 °C), normálové zatížení (5 N), kinematika pohybu (*start-stop* režim s 5minutovými pauzami), transparentní PMMA destička.

Hypotéza 2: Synergický vliv DLC povlaku a třecí chování (Třecí paradox) Druhá hypotéza se zaměřuje na synergický vliv tvrdého DLC povlaku a mikrotextur na makroskopické tribologické chování. Predikuje absolutní ochranu kovového podkladu před mechanickým opotřebením a zároveň masivnější agregaci proteinů (zejména albuminu) uvnitř povlakovaných jamek. V souladu s teorií třecího paradoxu pak predikuje nárůst celkového součinitele tření, a to vlivem zvýšeného viskózního odporu (*shear drag*) takto vytvořeného stabilního proteinového gelu.

- **Závislá proměnná:** Součinitel tření (CoF), opotřebení pinu, normalizovaná fluorescenční intenzita.
- **Nezávislá proměnná:** Povrchová úprava pinů (nepovlakovaný titan vs. DLC povlak).
- **Kontrolované proměnné:** Složení modelové synoviální kapaliny, teplota (37 °C), normálové zatížení (5 N), kluzná rychlost (20 mm·s⁻¹), transparentní PMMA destička.

Hypotéza 3: Dopad modifikací na polymerní protikus (Tribologický *trade-off*) Třetí hypotéza predikuje vznik tribologického kompromisu (tzv. *trade-off*) z hlediska dlouhodobé životnosti celého kloubního uzlu. Očekává, že kombinace ostrých hran textur a extrémně tvrdého DLC povlaku bude při dlouhodobém cyklickém zatěžování působit jako soustava mikro-břitů (*micro-cutting effect*). Tento jev by měl nevyhnutelně vést ke zvýšenému objemovému opotřebení měkčí polymerní destičky ve srovnání s artikulací proti hladkému povlakovanému povrchu.

- **Závislá proměnná:** Objemové opotřebení polymerního protikusu (specifická rychlost opotřebení v $\text{mm}^3 \cdot \text{Nm}^{-1}$).
- **Nezávislá proměnná:** Topografie a úprava povrchu pinu (hladký DLC povrch vs. texturovaný povrch s DLC).
- **Kontrolované proměnné:** UHMWPE destička jako protikus, testovací médium (bovinní sérum), konstantní zatížení (5 N), celkový počet cyklů (300 000), kinematika pohybu na simulátoru opotřebení.

5 VÝSLEDKY

Tato kapitola prezentuje experimentální data získaná v rámci této diplomové práce. Výsledky jsou strukturovány do šesti logických celků, které systematicky popisují vliv aplikovaných textur a DLC povlaku na topografické a tribologické vlastnosti kontaktních povrchů. V první části (kap. 5.1) je provedena detailní počáteční analýza geometrie a kvality povrchu připravených vzorků. Následuje hodnocení integrity povrchu po krátkodobých tribologických testech (kap. 5.2). Stěžejní část kapitoly (kap. 5.3) je věnována vizualizaci a kvantifikaci dynamiky mazacího filmu pomocí *in situ* fluorescenční mikroskopie, na kterou bezprostředně navazuje analýza naměřených součinitelů tření (kap. 5.4). Vzájemné závislosti mezi těmito sledovanými parametry jsou matematicky popsány v rámci korelační analýzy (kap. 5.5). Závěr kapitoly (kap. 5.6) pak poskytuje vyhodnocení objemového a plošného opotřebení kloubního páru po dlouhodobých testech. Komplexní číselný přehled všech naměřených dat tvoří vložená *Příloha A* až *Příloha D*. Výpočetní skripty v jazycích MATLAB a Python, vyvinuté a využité pro zpracování veškerých experimentálních dat v této kapitole, jsou k dispozici v elektronické *Příloze E*.

5.1 Počáteční analýza vzorků

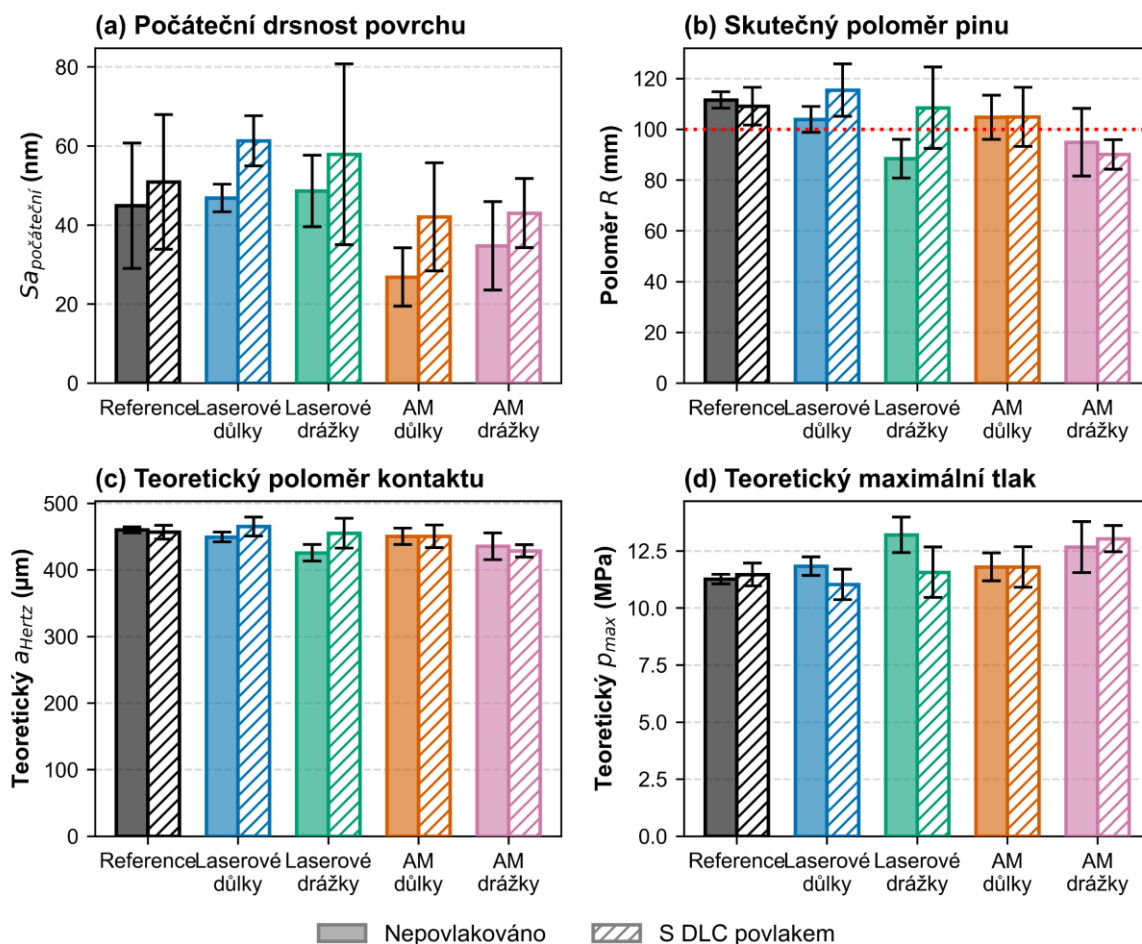
Na počátku byla provedena topografická analýza povrchu všech testovaných vzorků pomocí optické profilometrie. Hodnocení bylo rozděleno na analýzu celkového povrchu pinů a detailní geometrický rozbor textur.

5.1.1 Celková charakteristika povrchu

V rámci obecné charakteristiky pinů byla sledována drsnost povrchu Sa a skutečný poloměr zaoblení R . Na základě naměřených hodnot poloměru byly dle Hertzovy teorie stanoveny teoretické hodnoty poloměru kontaktní oblasti a a maximálního kontaktního tlaku p_{max} . Souhrnné výsledky jsou zobrazeny na Obr. 5-1. Přesné číselné hodnoty včetně směrodatných odchylek a surových dat pro všechny testované vzorky jsou detailně rozepsány v Tab. A. 1 a Tab. A. 2 (*Příloha A*).

Počáteční drsnost povrchu Sa se napříč vzorky pohybovala v rozmezí 27–62 nm. Nejnížší průměrná drsnost byla naměřena u modifikace AM důlky (27 ± 7) nm, zatímco nejvyšší hodnoty vykazovaly vzorky s laserovými drážkami (49 ± 9) nm a reference (45 ± 16) nm. Průměrný poloměr zaoblení napříč všemi modifikacemi činil 103 mm se směrodatnou odchylkou 11,7 mm. U modifikace laserové drážky byl naměřen nejnížší poloměr (89 ± 7) mm, naopak nejvyšší hodnoty vykazovala skupina laserové důlky (104 ± 5) mm a reference (112 ± 3) mm.

Teoretický poloměr kontaktní oblasti a dosahoval průměrné hodnoty $447 \mu\text{m}$, přičemž největší kontaktní plocha byla predikována u referenčních vzorků ($460 \mu\text{m}$). Maximální teoretický kontaktní tlak p_{max} se pohyboval v rozmezí od $11,3 \text{ MPa}$ (reference) do $13,2 \text{ MPa}$ (laserové drážky), s celkovým průměrem 12 MPa .



Obr. 5-1 Souhrnné výsledky počáteční topografické analýzy povrchu pinů. (a) Počáteční plošná drsnost S_a , (b) skutečný poloměr zaoblení pinu R (červená čára značí nominální hodnotu 100 mm), (c) teoretický poloměr Hertzova kontaktu a (d) teoretický maximální kontaktní tlak p_{max} . Sloupce porovnávají nepovlakované (plná výplň) a DLC povlakované vzorky (šrafovaná výplň).

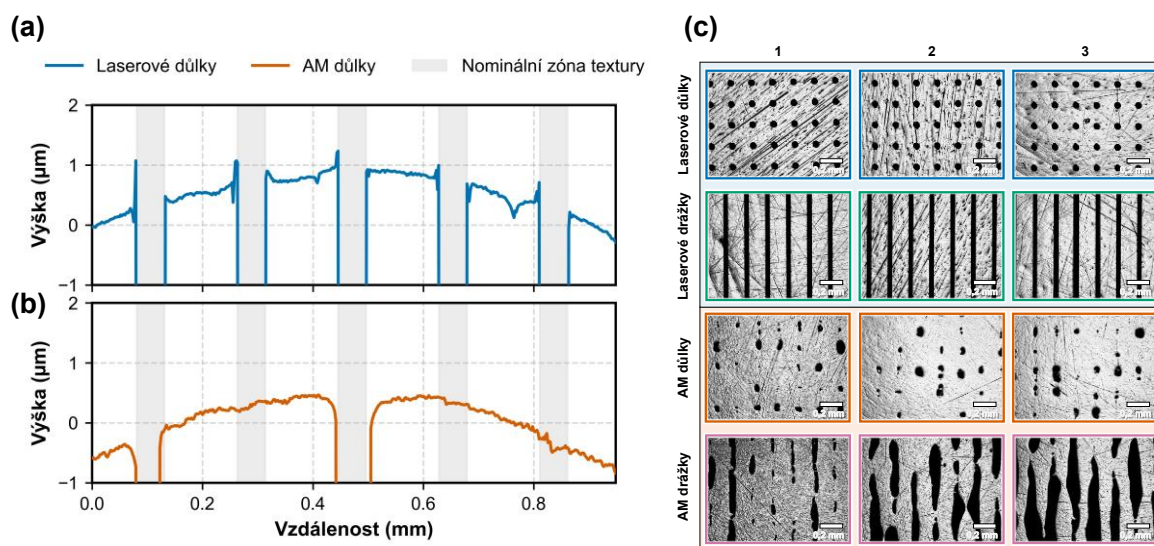
5.1.2 Analýza geometrie textur

Detailní analýza textur odhalila rozdíly v geometrické přesnosti a stabilitě mezi laserovými a aditivně vyrobenými (AM) strukturami. Kompletní datová sada popisující plošné a prostorové charakteristiky všech zkoumaných textur je uvedena v Tab. A. 3 (Příloha A).

Plošné parametry a hustota pokrytí

U laserovaných textur (Obr. 5-2a, Obr. 5-3a, b) byla pozorována vysoká shoda s nominálními hodnotami. Pokrytí povrchu u laserových důlků dosahovalo $(5,8 \pm 0,1) \%$, což odpovídá nominální hodnotě 6 %. U laserových drážek bylo naměřeno pokrytí $(17 \pm 1,5) \%$ (nominálně 19,4 %). Charakteristické rozměry (průměr důlků $52 \mu\text{m}$, šířka drážek $30 \mu\text{m}$) vykazovaly minimální směrodatnou odchylku (v řádu jednotek μm).

U aditivně vyrobených (AM) textur byly zaznamenány výrazné odchylky od nominální geometrie. AM důlky vykazovaly nejnižší hustotu pokrytí $(1,6 \pm 0,3) \%$, přičemž na snímcích z profilometru (Obr. 5-2c) byla patrná absence textur v některých oblastech. AM drážky vykazovaly průměrné pokrytí $(19,2 \pm 9,4) \%$. Vysoká hodnota směrodatné odchylky u AM drážek odpovídala naměřené šířce $45 \mu\text{m}$ s odchylkou $41 \mu\text{m}$. Na snímcích (Obr. 5-2c) bylo u AM struktur pozorováno slévání sousedních textur a nepravidelnost jejich obrysů.



Obr. 5-2 Ukázka profilometrické analýzy textur. (a, b) 2D výškový profil pro laserové (a) a AM důlky (b).

(c) Reprezentativní 3D snímky povrchů zkoumaných modifikací (1–3 označují nezávislá opakování měření).

Hloubka a úspěšnost detekce dna

Z důvodu vysoké strmosti stěn laserovaných textur byla úspěšnost detekce validních dat ze dna (Obr. 5-3c) omezená. U nepovlakovaných laserových důlků bylo dno úspěšně zachyceno pouze ve 13 % případů, u drážek pak ve 24 %. Tomu odpovídaly nízké hodnoty naměřené průměrné hloubky ($0,08 \mu\text{m}$). U AM textur byla úspěšnost detekce dna vyšší (přes 30 %), přičemž naměřená hloubka se pohybovala v rozmezí ($0,2$ až $0,5 \mu\text{m}$).

Analýza okrajů a profilu (*pile-up*)

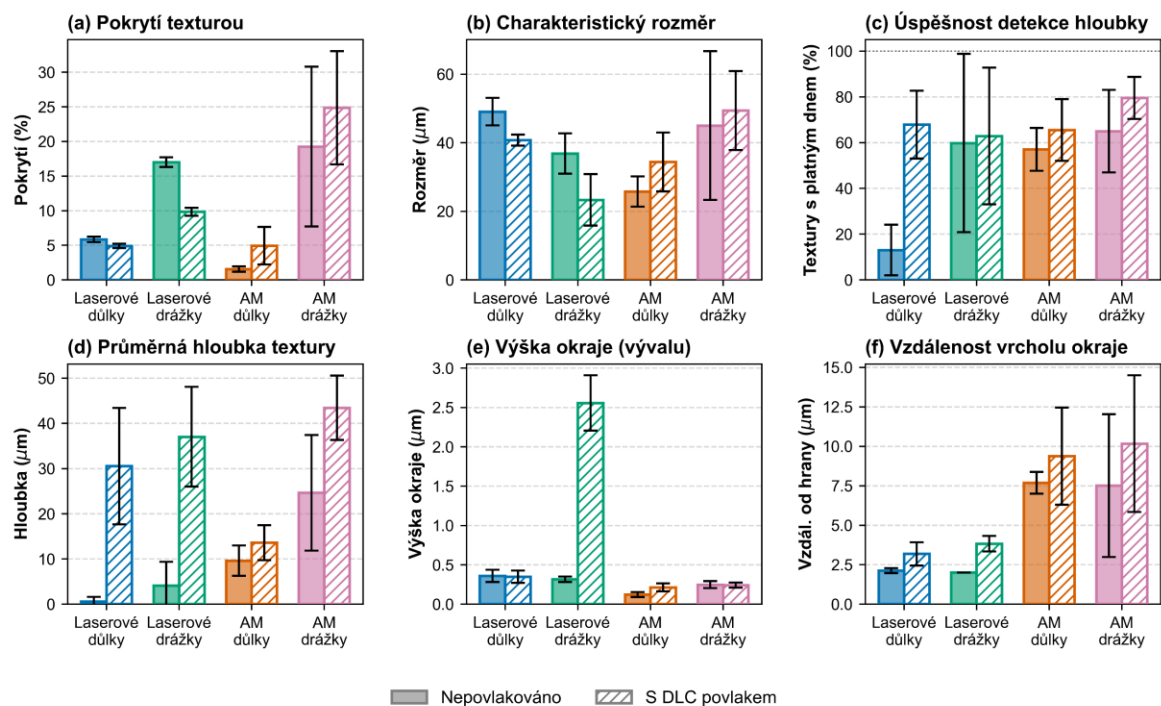
Z analýzy okrajů (Obr. 5-3e, f) a průměrných profilů (Obr. 5-4) vyplynulo, že u laserovaných textur vznikají na hranicích rezervoárů ostré valy materiálu (Obr. 5-2a). Maximální výška těchto okrajů se u nepovlakovaných vzorků pohybovala kolem $0,35\text{ }\mu\text{m}$, přičemž vrchol valu byl lokalizován ve vzdálenosti do $2\text{ }\mu\text{m}$ od hrany textury. AM textury vykazovaly nižší výšku okrajů (kolem $0,1\text{ }\mu\text{m}$ u důlků) a maximální převýšení bylo u nich detekováno ve větší vzdálenosti od nominální hranice textury (8 až $12\text{ }\mu\text{m}$), což odpovídá pozvolnému profilu zobrazenému na Obr. 5-2b).

Vliv DLC povlaku na charakteristiku textur

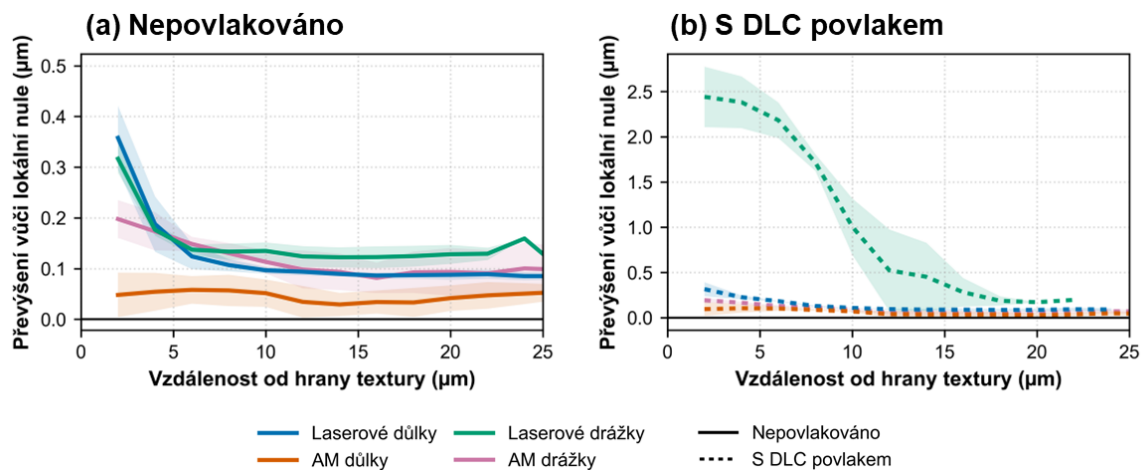
Aplikace DLC povlaku vedla k měřitelným změnám v topografii texturovaných povrchů. U laserovaných modifikací byl zaznamenán pokles hustoty pokrytí i charakteristických rozměrů (Obr. 5-3a, b). Pokrytí u laserových drážek kleslo po povlakování na 14 % a jejich průměrná šířka se snížila na $28\text{ }\mu\text{m}$.

V oblasti detekce hloubky (Obr. 5-3c, d) došlo po nanesení DLC povlaku k nárůstu podílu textur s validně změřeným dnem. U laserových důlků vzrostla úspěšnost detekce ze 13 % na 44 % a u AM drážek z 32 % na 86 %. Současně s tím vzrostla naměřená průměrná hloubka u všech typů textur, přičemž u AM drážek dosáhla hodnoty $1,1\text{ }\mu\text{m}$ a u laserových drážek $0,3\text{ }\mu\text{m}$.

Nejvýraznější změna byla pozorována u výšky okrajů (Obr. 5-3e). Zatímco u laserových důlků zůstala výška okraje po povlakování téměř beze změny, u laserových drážek došlo k nárůstu maximální výšky materiálového valu na hodnotu $2,5\text{ }\mu\text{m}$. Tato špička byla lokalizována v bezprostřední blízkosti hrany ($2,1\text{ }\mu\text{m}$), přičemž profil (Obr. 5-4) vykazoval v této oblasti plató o šířce cca $3\text{ }\mu\text{m}$ následované strmým poklesem. U AM textur s DLC povlakem zůstal zachován trend pozvolných okrajů s nízkou amplitudou.



Obr. 5-3 Geometrické a prostorové charakteristiky textur extrahované z profilometrických dat metodou adaptivních prstenců. Grafy zobrazují plošné pokrytí (a), charakteristický rozměr (b), úspěšnost detekce dna (c), průměrnou naměřenou hloubku (d), průměrnou výšku okraje (e) a jeho radiální vzdálenost od hrany textury (f).



Obr. 5-4 Zprůměrovaný radiální profil okraje textur (*pile-up*) vyjadřující relativní převýšení materiálu vůči lokální nulové rovině v závislosti na vzdálenosti od fyzické hrany textury pro nepovlakované (a) a DLC povlakované (b) vzorky.

5.2 Topografie povrchu a stabilita textur po krátkodobých testech

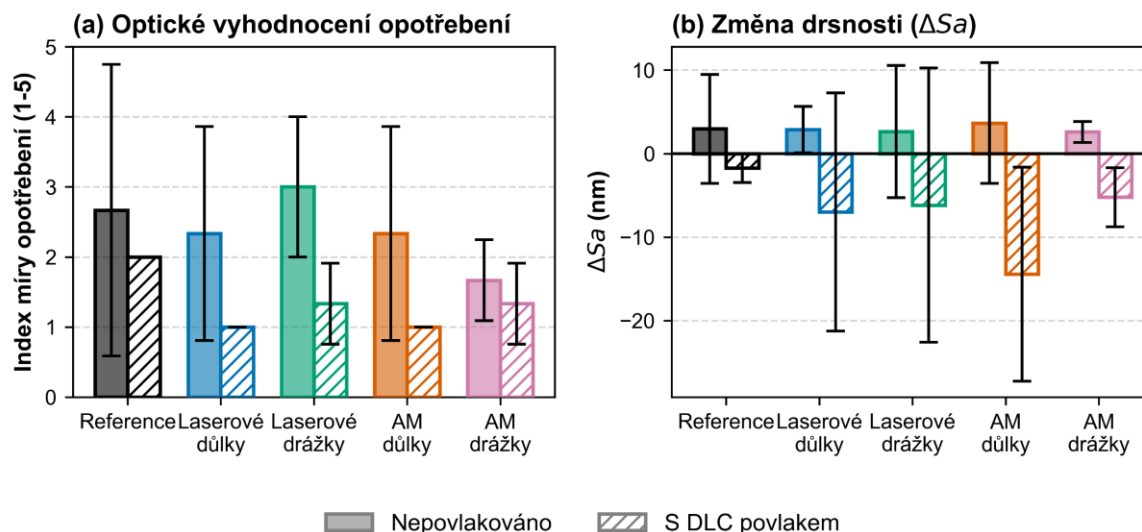
Po ukončení *in situ* fluorescenčních experimentů byla provedena topografická analýza všech testovaných pinů. Cílem bylo kvantifikovat povrchové změny vzniklé v důsledku interakce s PMMA protikusem.

Hodnocení drsnosti a opotřebení pinu

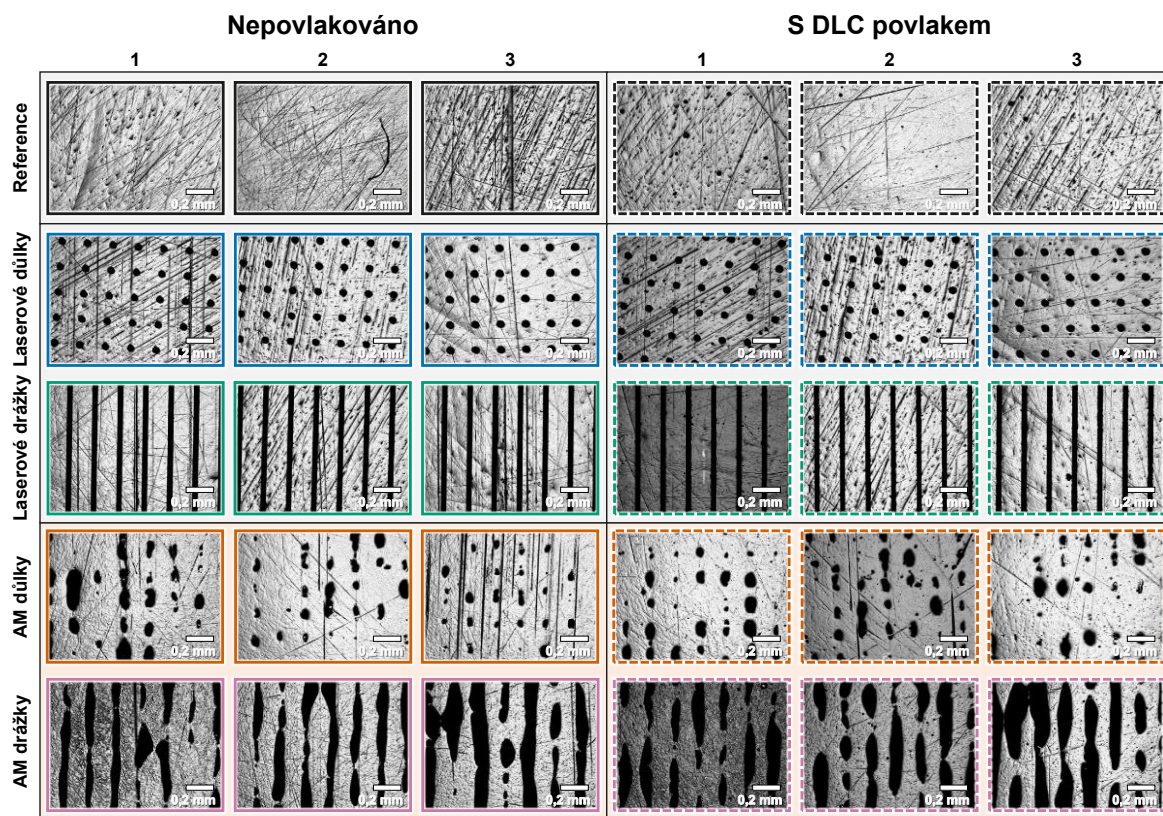
Změna drsnosti povrchu (ΔSa) vypočtená jako rozdíl mezi stavem před testem a po testu je znázorněna na Obr. 5-5b). Naměřené rozdíly se pohybovaly v řádu desítek nanometrů bez jasně definovaného plošného trendu.

Optické hodnocení opotřebení bylo provedeno na pětistupňové škále (1 = nepoškozený povrch, 5 = výrazné opotřebení). Výsledky (Obr. 5-5a) prokázaly rozdíl mezi vzorky nepovlakovanými (série C) a vzorky s DLC povlakem (série D). Většina DLC pinů vykazovala stupeň poškození 1, u nepovlakovaných vzorků byla pozorována vyšší frekvence lokálního poškození, přičemž vybrané piny (např. AC3, BC1) dosáhly stupně 4 až 5. Nejnižší index opotřebení byl zaznamenán u laserovaných i AM důlků s DLC povlakem, kde nebylo identifikováno žádné poškození.

Snímky z optického profilometru (Obr. 5-6) u nepovlakovaných vzorků odhalily přítomnost rýh (*scratches*) orientovaných paralelně se směrem kluzného pohybu. U vzorků s DLC povlakem nebyl tento typ poškození pozorován a povrch vykazoval zachování původní topografie.



Obr. 5-5 Kvantitativní zhodnocení stavu povrchu po krátkodobých testech. (a) Index intenzity opotřebení na škále 1–5 pro jednotlivé modifikace. (b) Změna plošné drsnosti ΔSa (rozdíl mezi konečnou a počáteční hodnotou). Chybové úsečky reprezentují směrodatnou odchylku měření.



Obr. 5-6 Reprezentativní snímky kontaktních stop z optického profilometru po tribologických testech.
Vlevo: nepovlakované vzorky. Vpravo: vzorky opatřené DLC povlakem.

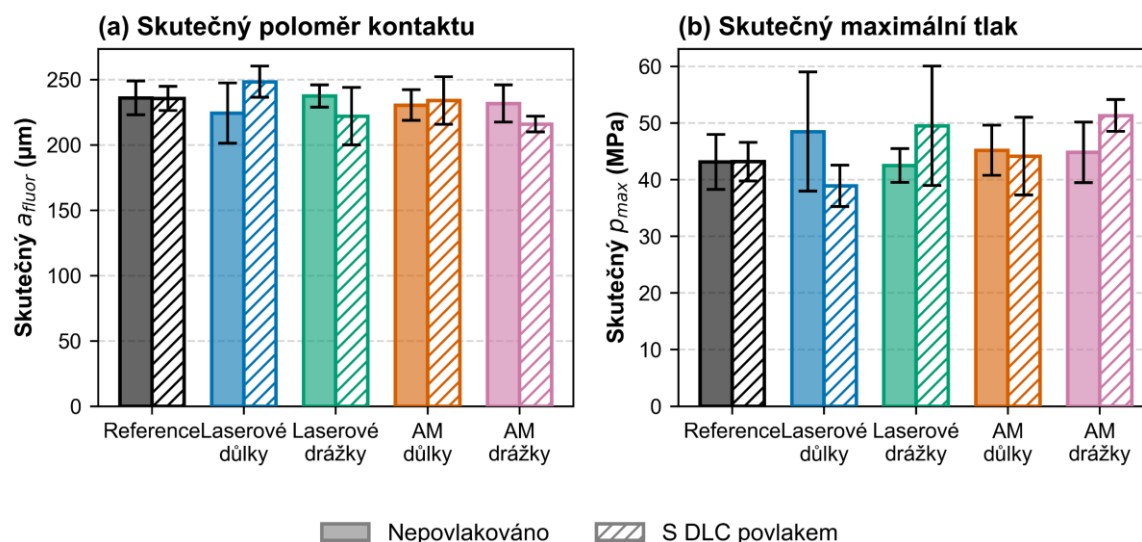
Stabilita mikro-rezervoárů

Analýza textur po testech potvrdila zachování jejich strukturální integrity. I přes omezenou detekci dna hlubokých rezervoárů z důvodu optických limitů profilometru a procesu čištění, 3D snímky a profily potvrdily zachování tvaru a objemu horní části jamek i drážek u všech testovaných variant. K plastické deformaci okrajů textur v průběhu testů nedošlo.

Geometrie kontaktu: Analytický model vs. Fluorescenční pozorování

Srovnání rozměru kontaktní oblasti (KO) zjištěného z fluorescence a vypočteného dle Hertzovy teorie odhalilo rozdíly v obou sledovaných parametrech (Obr. 5-7). Průměrný poloměr KO identifikovaný z fluorescenčních snímků činil $(232 \pm 15) \mu\text{m}$, zatímco teoretický výpočet založený na poloměru zaoblení R predikoval hodnotu $(448 \pm 17) \mu\text{m}$.

Tomu odpovídaly i rozdíly ve vypočteném maximálním kontaktním tlaku p_{max} při konstantním zatížení 5 N. Zatímco analytický model předpokládal tlak $(12 \pm 1) \text{MPa}$, výpočet vycházející z reálné plochy pozorované fluorescenční mikroskopií odpovídal tlaku $(45 \pm 6) \text{MPa}$.



Obr. 5-7 Srovnání parametrů kontaktu získaných analytickým výpočtem a přímým *in situ* pozorováním.
 (a) Poloměr kontaktní oblasti a , (b) maximální kontaktní tlak p_{max} vypočtený pro konstantní normálové zatížení 5 N.

5.3 Formování a prostorová distribuce mazacího filmu

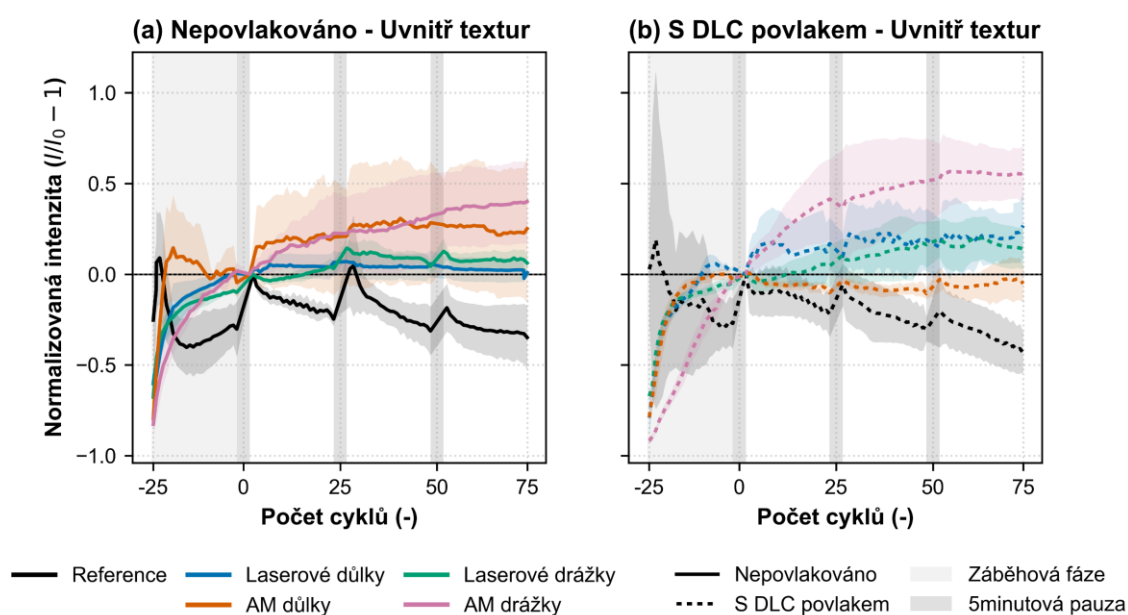
V rámci analýzy obrazových dat z *in situ* fluorescenční mikroskopie byl vyhodnocován vývoj relativní (normalizované) intenzity fluorescence v závislosti na počtu proběhlých cyklů. Hodnocení probíhalo paralelně ve třech definovaných oblastech: uvnitř textur, mimo textury (kontaktní plató) a v celkové kontaktní oblasti. Experimentální protokol sestával z fáze záběhu (cykly -25 až 0 , na grafech světle šedá zóna) a fáze ustáleného stavu (cykly 0 až 75). Jednotlivé fáze byly odděleny pětiminutovými statickými pauzami (tmavě šedá pásma).

Vývoj intenzity uvnitř textur

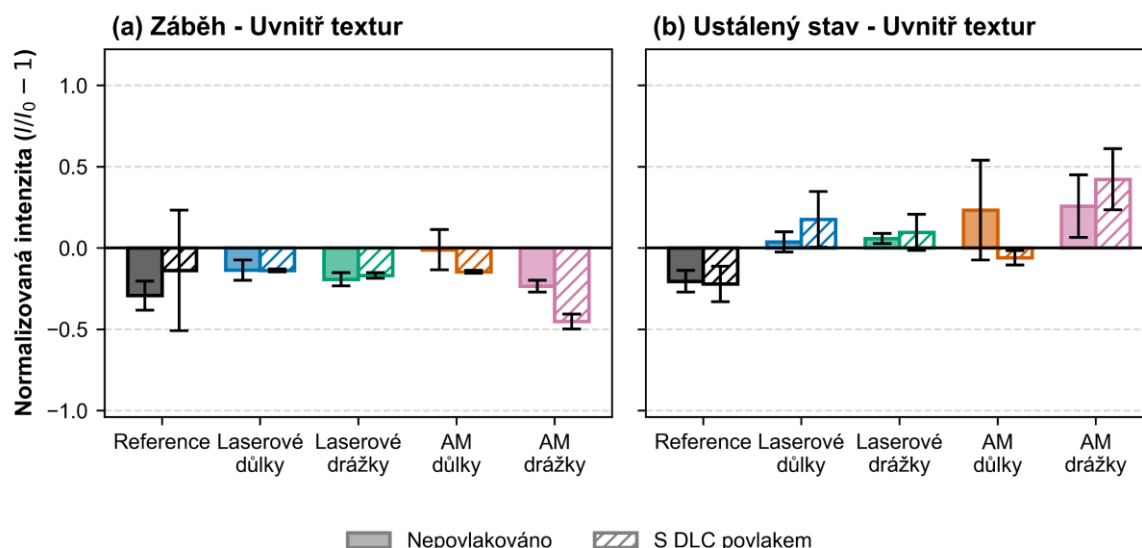
Změna intenzity fluorescence přímo uvnitř mikro-rezervoárů je zobrazena na Obr. 5-8 (časový vývoj) a Obr. 5-9 (souhrnné průměrné hodnoty). Referenční (netexturované) vzorky vykazovaly systematicky odlišný trend než texturované modifikace. U referenčních povrchů (nepovlakovaných i DLC) byl zaznamenán nárůst intenzity během statických pauz, avšak bezprostředně po obnovení pohybu došlo k prudkému poklesu. Celkový trend referenčních vzorků napříč všemi cykly byl klesající a dosahoval záporných hodnot normalizované intenzity (až k hranici $-0,5$).

V protikladu k referenčnímu vzorku byl u všech texturovaných modifikací v záběhové fázi zaznamenán nárůst normalizované intenzity. Nejvyšší strmost nárůstu i absolutní hodnoty na konci experimentu byly naměřeny u AM drážek (Obr. 5-8a). S výjimkou povlakovaných AM důlků (kde intenzita zůstávala konstantní) pokračoval rostoucí trend u texturovaných povrchů i v ustálené fázi.

Křivky laserovaných textur se vyznačovaly užším pásmem směrodatné odchylky ve srovnání s texturami zhotovenými aditivně. Vliv statických pauz na oblast uvnitř textur byl obecně mírný; nejvýraznější lokální nárůst intenzity během pauz byl identifikován u laserovaných drážek. Z pohledu povrchových úprav vykazovaly vzorky opatřené DLC povlakem plošně vyšší průměrné hodnoty normalizované intenzity v ustáleném stavu (Obr. 5-9b) v porovnání se svými nepovlakovanými ekvivalenty.



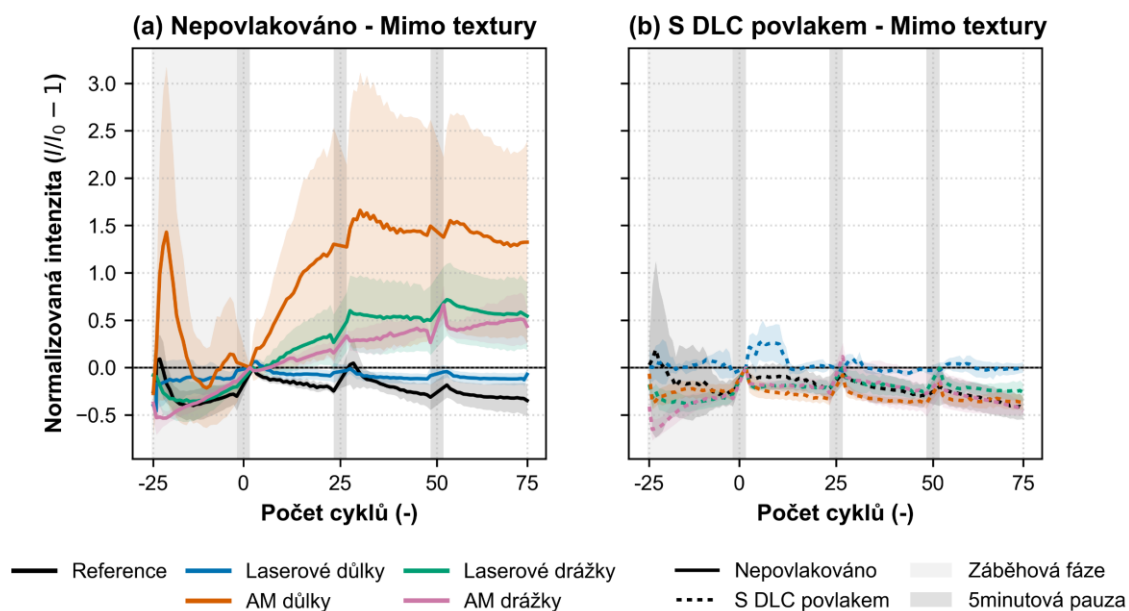
Obr. 5-8 Časový vývoj normalizované fluorescenční intenzity vyhodnocený **uvnitř textur** v závislosti na počtu proběhlých cyklů pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy. Křivky reprezentují klouzavý průměr, poloprůhledná pásma vyznačují směrodatnou odchylku.



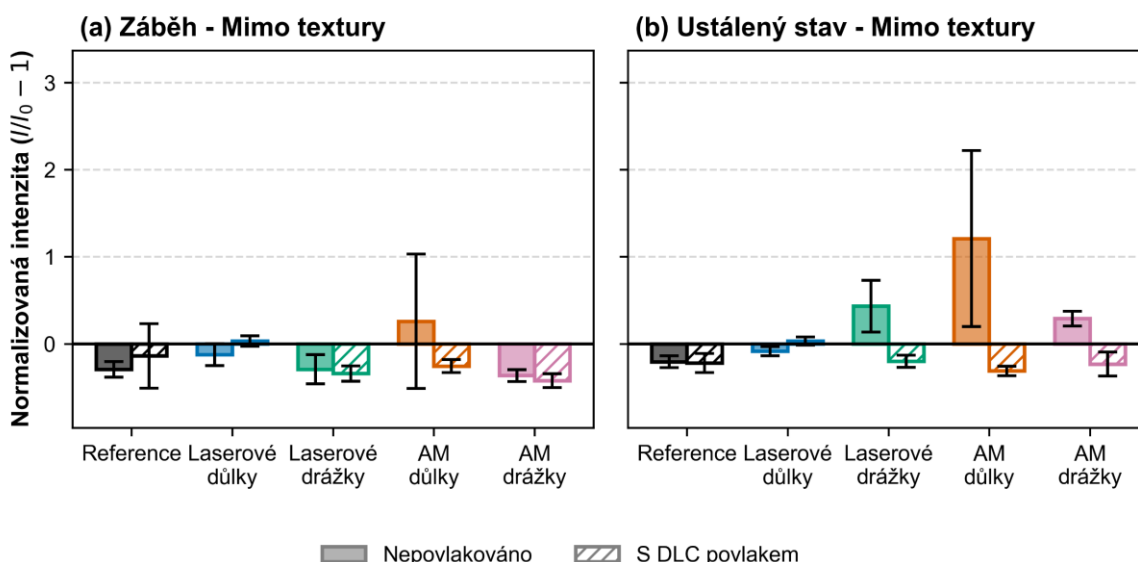
Obr. 5-9 Souhrnné sloupkové grafy průměrné normalizované intenzity fluorescence vyhodnocené **uvnitř textur** pro fázi (a) záběhu a (b) ustáleného stavu.

Odezva povrchu mimo texturu (kontaktní plató)

Chování fluorescenční intenzity v prostoru mezi texturami je znázorněno na Obr. 5-10 a Obr. 5-11. Na rozdíl od vnitřku textur byl u oblasti mimo texturu pozorován výrazný nárůst intenzity během všech statických pauz, a to plošně u všech zkoumaných variant včetně reference.



Obr. 5-10 Časový vývoj normalizované fluorescenční intenzity na **kontaktním plató (mimo texturu)** pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy. Šedá svislá pásma vyznačují 5minutové statické pauzy pod zatížením.

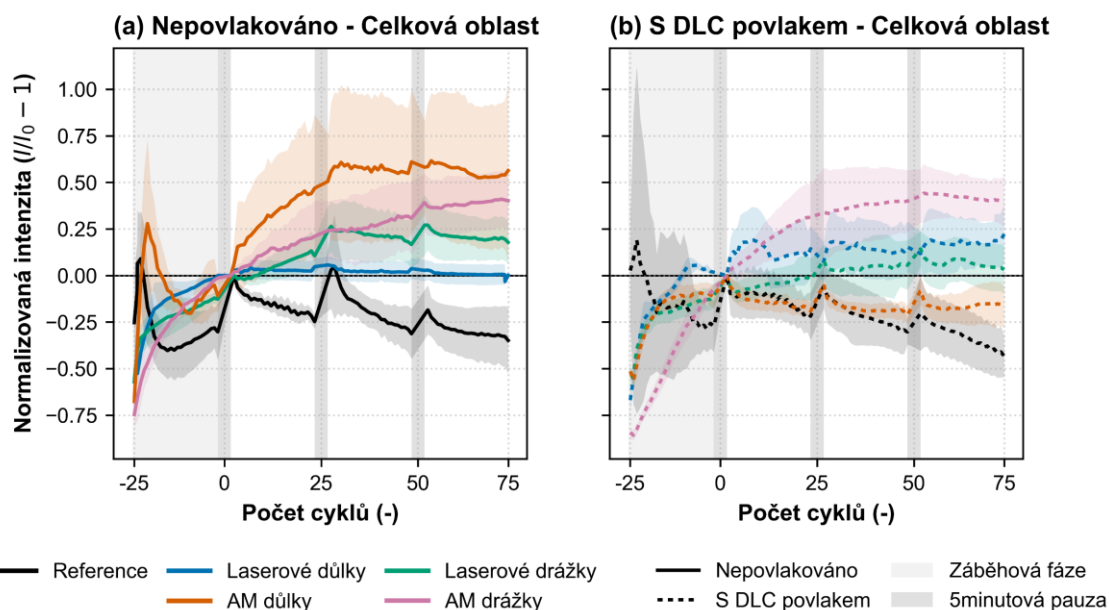


Obr. 5-11 Souhrnné sloupcové grafy průměrné normalizované intenzity **mimo textury** ve fázi záběhu (a) a ustáleného stavu (b).

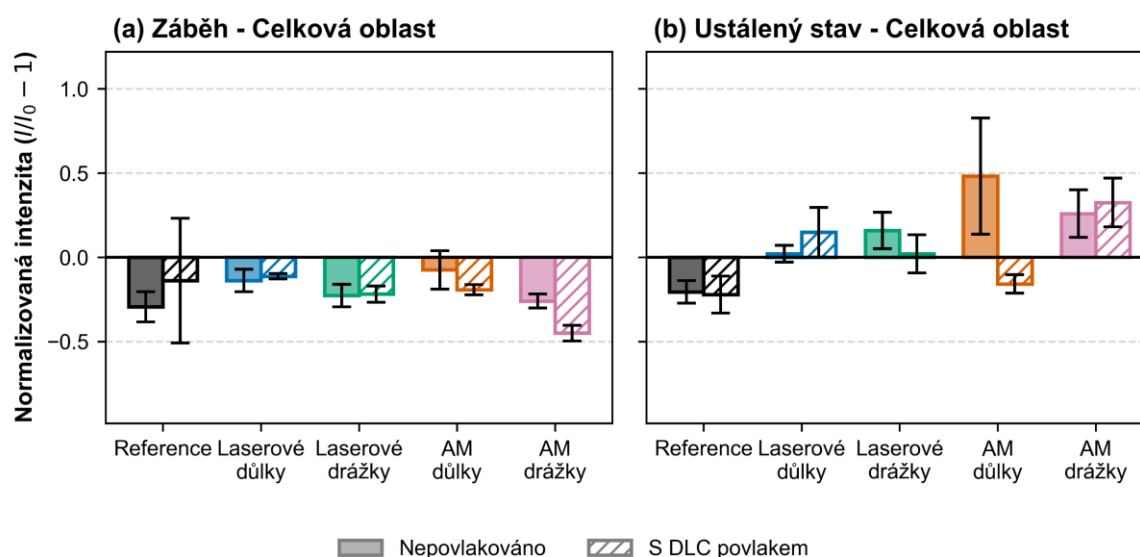
V ustálené fázi byl zaznamenán rozdílný charakter průběhu mezi nepovlakovanými a povlakovanými vzorky. Vzorky s DLC povlakem (Obr. 5-10b) vykazovaly po ukončení pauzy prudký lokální pokles s následným mírně klesajícím či konstantním trendem, čímž se přibližovaly charakteru referenční křivky. U nepovlakovaných vzorků (Obr. 5-10a) nebyl tento po-pauzový pokles tak výrazný. V prvním úseku ustálené fáze (cykly 0–25) byl u nepovlakovaných textur zaznamenán plošný nárůst intenzity, který byl nejvýraznější (avšak s největším rozptylem) u AM důlků. Vlivem opakujících se nárůstů během statických pauz měl celkový trend intenzity na nepovlakovaném kontaktním plató vzestupnou tendenci, což je zřejmé i z pozitivních hodnot v souhrnném grafu (Obr. 5-11a vs. Obr. 5-11b).

Bilance celkové kontaktní oblasti

Časové trendy a souhrnné hodnoty vyhodnocené plošně pro celkovou kontaktní oblast (zahrnující textury i plató) jsou prezentovány na Obr. 5-12 a Obr. 5-13. Charakter křivek v celkové oblasti tvarem kopíroval trendy zjištěné uvnitř textur, avšak s plošně nižšími absolutními hodnotami a užším pásmem směrodatné odchylky. V ustálené fázi (Obr. 5-13b) vykazovaly všechny texturované vzorky (nepovlakované i DLC) průměrnou normalizovanou intenzitu nad nebo na úrovni počáteční hodnoty (hodnoty > 0). Tato metrika výrazně převyšovala hodnoty naměřené pro hladké referenční povrchy, které se nacházely v záporném spektru (kolem $-0,25$). Nejstrmější nárůst intenzity v celkové oblasti byl zaznamenán u nepovlakovaných AM důlků. Kvantitativní vyhodnocení relativní změny fluorescenční intenzity pro všechny definované funkční zóny napříč fázemi experimentu přehledně shrnuje Tab. B. 1 (*Příloha B*).



Obr. 5-12 Časový vývoj normalizované fluorescenční intenzity agregovaný pro **celkovou kontaktní oblast** (textury + plató) pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy.



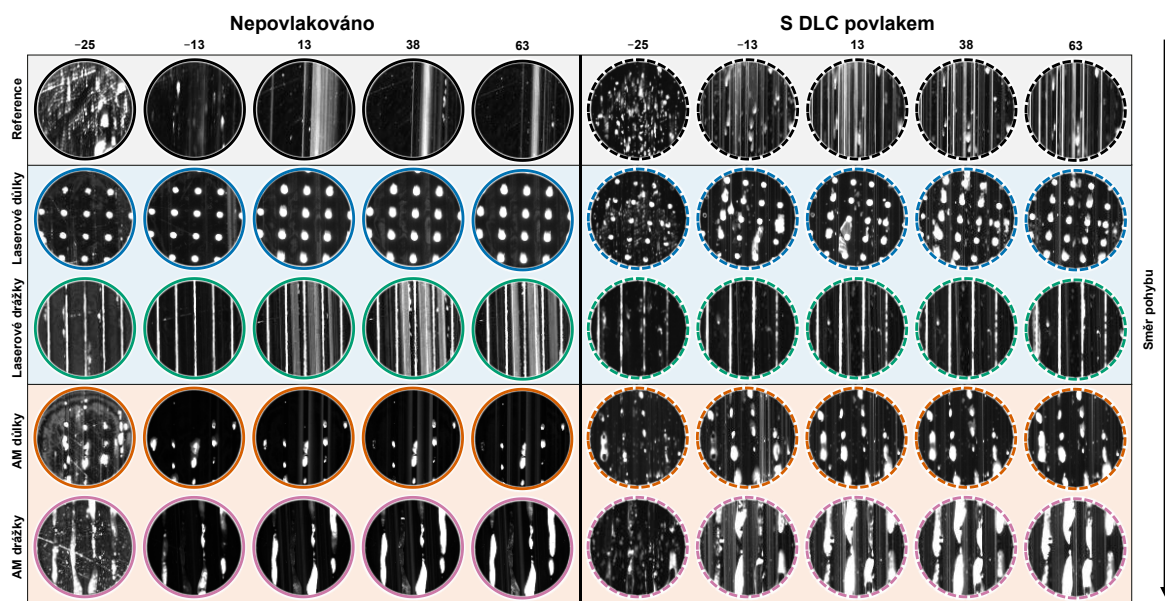
Obr. 5-13 Souhrnné sloupkové grafy průměrné normalizované intenzity v **celkové kontaktní oblasti** ve fázi záběhu (a) a ustáleného stavu (b).

Snímky z *in situ* mikroskopie a mechanismus plnění

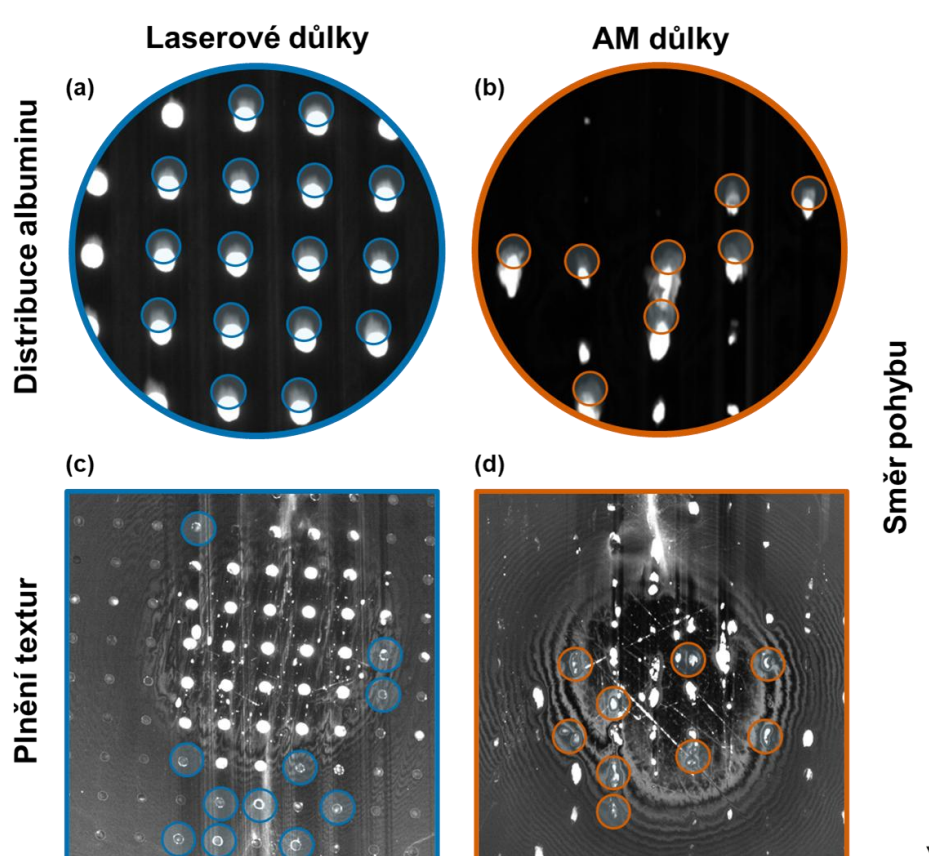
Vizuální hodnocení primárních obrazových dat z *in situ* mikroskopie (Obr. 5-14) ukázalo na pozadí PMMA protikusu tvorbu longitudinálních fluorescenčních pruhů orientovaných paralelně s osou pohybu pinu. Intenzita signálu uvnitř samotných textur (světlejší oblasti) plynule narůstala v závislosti na čase a počtu proběhlých cyklů. Ve vyšších fázích experimentu vykazovaly textury satureovaný (plně bílý) signál v centrální oblasti, s ojedinělou přítomností tmavších zón při okrajích u rozměrnějších AM prvků.

U geometricky uzavřených útvarů (důlky) a neprůchozích AM drážek byl na snímcích zachycen fenomén lokálního šíření fluorescenčního signálu do bezprostředního okolí textury (Obr. 5-15a, b). Tato distribuce byla orientována primárně proti směru kluzného pohybu pinu a její četnost i plošný rozsah se zvyšovaly úměrně s narůstajícím počtem cyklů.

Analýza makroskopických snímků (Obr. 5-15c, d) odhalila odlišnou prostorovou dynamiku plnění mezi laserovými a AM texturami. U laserovaných modifikací byl detekován počáteční nárůst fluorescence nejprve na fyzických okrajích textur, odkud se signál postupně šířil do středu. V případě aditivně vyráběných textur byl zaznamenán inverzní postup, kdy k saturaci fluorescenčního signálu docházelo nejprve v centrálních oblastech, a okrajové části se plnily jako poslední.



Obr. 5-14 Časová sekvence reprezentativních snímků z *in situ* fluorescenční mikroskopie (záběry z počátku experimentu (-25) a z poloviny jednotlivých experimentů (-13, 13, 38 a 63)). Světlejší oblasti odpovídají vyšší koncentraci značeného proteinu. Vodorovná šipka vpravo značí směr relativního pohybu PMMA disku vůči pinu pro daný půl-cyklu.



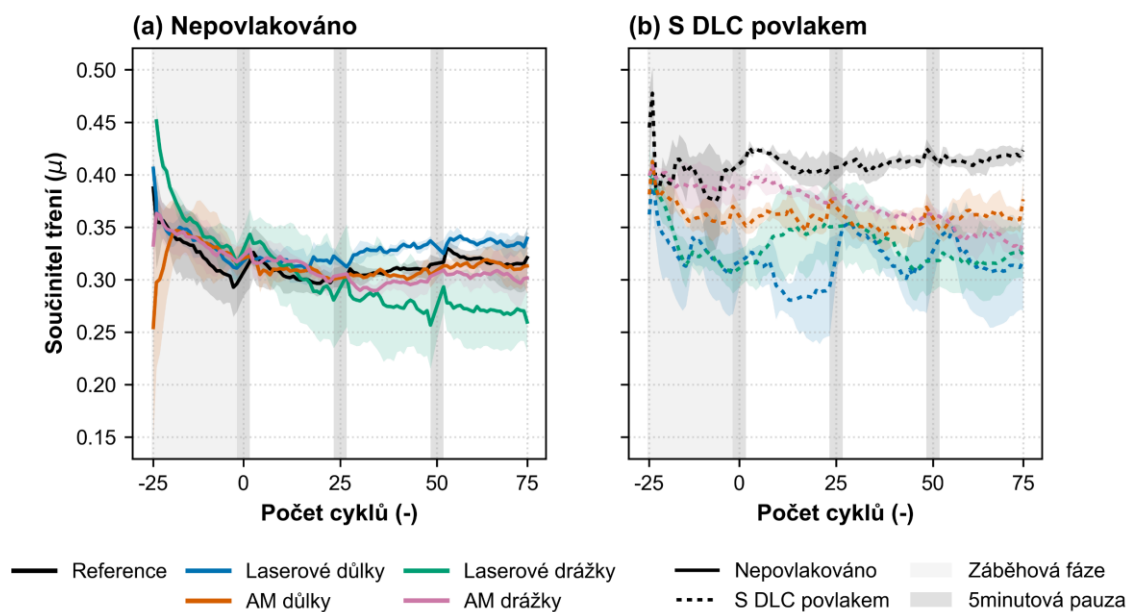
Obr. 5-15 Detailní *in situ* fluorescenční vizualizace chování maziva. (a, b) Formování fluorescenčních „chvostů“ za texturami proti směru pohybu. (c, d) Srovnání prostorového plnění pro (c) laserové dŮlky (modré kroužky) a (d) aditivně vyráběné dŮlky (oranžové kroužky).

5.4 Analýza součinitele tření

Paralelně s *in situ* pozorováním fluorescenční mikroskopie byl průběžně zaznamenáván součinitel tření (CoF) mezi testovanými piny a PMMA destičkami. Hodnocení tribologických dat bylo metodicky rozděleno na záběhovou fázi (*Run-in*; experiment 1, cykly –25 až 0) a ustálenou fázi (*Steady-state*; experiment 2–4, cykly 0 až 75).

Vývoj tření v čase a odezva na statické zatížení

Vývoj průměrného součinitele tření v závislosti na proběhlých cyklech je graficky znázorněn na Obr. 5-16 pro nepovlakované (a) a DLC povlakované vzorky (b).



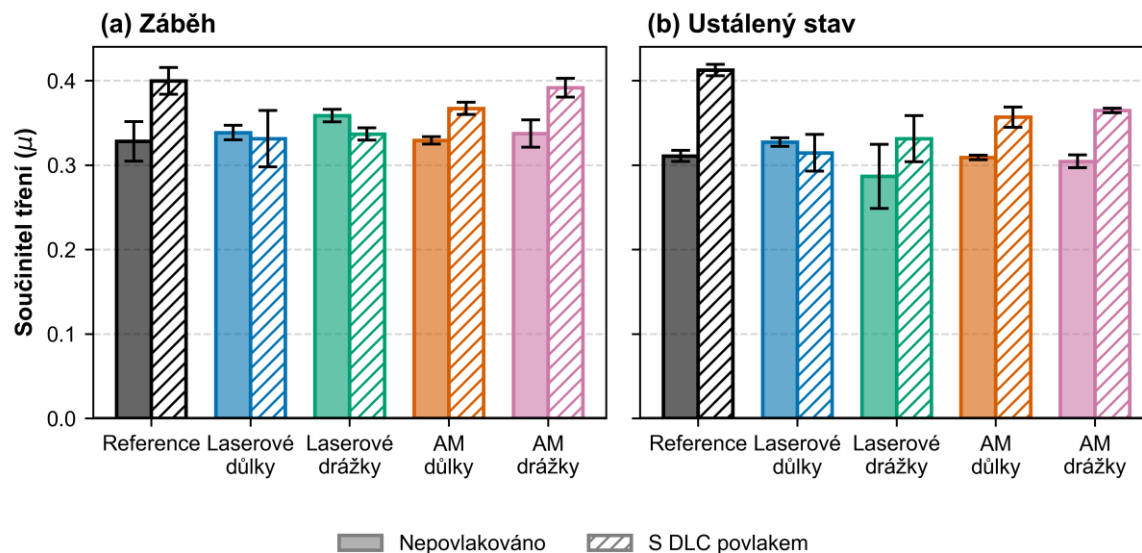
Obr. 5-16 Časový vývoj součinitele tření v závislosti na počtu proběhlých cyklů pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy. Křivky reprezentují klouzavý průměr, poloprůhledná pásma vyznačují celkovou směrodatnou odchylku měření pro danou skupinu vzorků.

Během testu byly zařazeny 5minutové klidové pauzy (šedé zóny v grafech) pro kvantifikaci vlivu dočasného statického zatížení. U nepovlakovaných vzorků z čistého titanu (Obr. 5-16a) se po ukončení pauz projeví na křivkách třecí špičky (*start-up friction spikes*), které byly nejvýraznější u referenčního (hladkého) povrchu a AM důlků. V rámci celkového časového vývoje byl u nepovlakovaných povrchů zaznamenán nejstrmější klesající trend u laserovaných drážek, kde hodnota součinitele tření klesla z počátečních 0,45 na hodnotu kolem 0,26 na konci experimentu. Laserové důlky vykazovaly stabilní trend s minimálním rozptylem, avšak v ustálené fázi byl zaznamenán mírný nárůst CoF (až k 0,34), čímž překonaly referenční vzorek. Nepovlakované AM textury (důlky i drážky) vykazovaly průběh součinitele tření srovnatelný s referenčním vzorkem.

Aplikace DLC povlaku (Obr. 5-16b) plošně posunula křivky k vyšším hodnotám CoF. Největší absolutní nárůst byl zaznamenán u referenčních vzorků, kde se součinitel tření v ustálené fázi stabilizoval na hodnotách nad 0,4. Aplikace DLC povlaku na texturované povrchy vedla k nižšímu nárůstu CoF v porovnání s referencí, což vytvořilo zřetelný odstup mezi referenční a texturovanými křivkami. V ustálené fázi vykazovaly povlakované AM textury stabilní vývoj (klesající u drážek, konstantní u důlků). Naopak u povlakovaných laserových textur byla pozorována vysoká variabilita, charakterizovaná širokým pásmem směrodatné odchylky a lokálními strmými nárůsty a poklesy v průběhu dílčích experimentů. V záběhové fázi byl u DLC vzorků detekován obecně klesající trend s poklesem o přibližně 0,1.

Hodnocení průměrného součinitele tření

Pro kvantitativní zhodnocení byly hodnoty CoF agregovány pro fázi záběhu i ustáleného stavu. Výsledné průměrné hodnoty a jejich směrodatné odchylky jsou prezentovány formou sloupcových grafů na Obr. 5-17. Kompletní přehled těchto průměrných hodnot a jejich směrodatných odchylek pro všechny modifikace uvádí Tab. C. 1 (*Příloha C*).



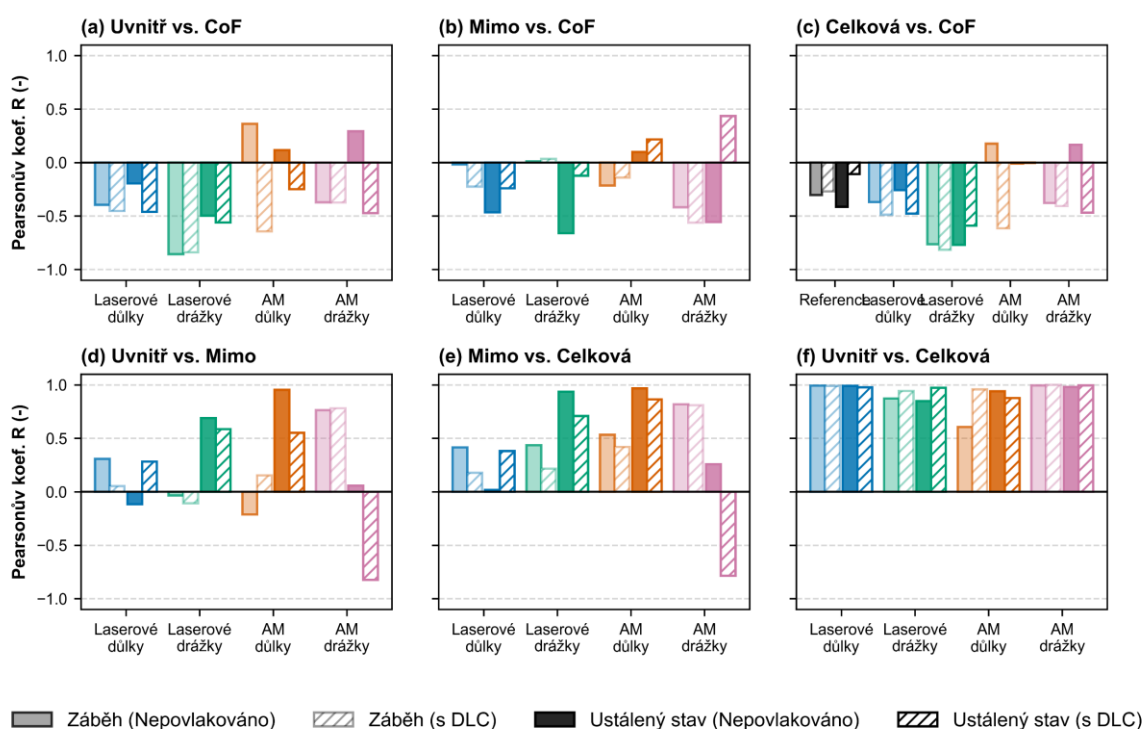
Obr. 5-17 Souhrnné sloupkové grafy průměrného součinitele tření agregované pro fázi záběhu (a) a ustáleného stavu (b). Sloupce reprezentují nepovlakované modifikace (plná barva) s DLC povlakovanými ekvivalenty (šrafovaná výplň). Chybové úsečky reprezentují směrodatnou odchylku.

Data potvrzují, že aplikace DLC povlaku systematicky zvyšuje součinitel tření u většiny testovaných variant v obou fázích experimentu. Výjimku tvořily laserové důlky, kde byl v ustálené fázi rozdíl mezi povlakovaným a nepovlakovaným stavem statisticky nevýznamný. Nejvýraznější nárůst CoF po nanesení DLC byl evidován u referenčních vzorků (zvýšení o cca 0,1 v obou fázích).

Při srovnání fází experimentu zůstávaly průměrné hodnoty CoF mezi záběhem a ustáleným stavem u většiny modifikací na srovnatelné úrovni. Výrazný rozdíl byl identifikován u nepovlakovaných laserových drážek, kde průměrná hodnota v ustálené fázi klesla oproti záběhu o 0,07. Nejnížší celkový průměrný součinitel tření v ustálené fázi byl zaznamenán u nepovlakovaných laserových drážek ($0,29 \pm 0,04$), zatímco nejvyšší tření vykazoval referenční povrch s DLC povlakem ($0,41 \pm 0,01$).

5.5 Korelační analýza

Pro kvantitativní zhodnocení vztahu mezi množstvím maziva (normalizovanou fluorescenční intenzitou) a součinitelem tření byla provedena korelační analýza. Výsledky Pearsonova korelačního koeficientu (R) pro nepovlakované i povlakované (DLC) vzorky ve fázích záběhu (*Run-in*) a ustáleného stavu (*Steady-state*) byly zpracovány do šesticte sloupcových grafů, které zobrazuje Obr. 5-18. Přesné číselné hodnoty Pearsonova koeficientu rozdělené dle fází experimentu poskytuje Tab. D. 1 a Tab. D. 2 (*Příloha D*).



Obr. 5-18 Souhrnné výsledky korelační analýzy vyjádřené Pearsonovým korelačním koeficientem (R). Grafy (a–c) zobrazují vztah mezi normalizovanou intenzitou v jednotlivých zónách a součinitelem tření. Grafy (d–f) kvantifikují vzájemnou korelaci intenzit mezi zónami.

Korelace mezi zónami fluorescenční intenzity

Vzájemná závislost vývoje množství maziva mezi jednotlivými sledovanými oblastmi (uvnitř textur, mimo textury a celková oblast) byla zachycena na grafech d–f.

- **Intenzita uvnitř textur vs. Celková intenzita (Obr. 5-18f):** U všech hodnocených texturovaných vzorků (laserových i AM, nezávisle na povlaku a fázi experimentu) byla naměřena silná pozitivní korelace. Hodnoty Pearsonova koeficientu se pohybovaly v úzkém rozmezí od $R = 0,848$ (povlakované laserové drážky ve *steady-state*) po $R = 0,999$ (povlakované AM drážky v záběhu).

- **Intenzita uvnitř textur vs. Intenzita mimo textury (Obr. 5-18d):** Výsledky v této kombinaci vykazovaly značný rozptyl v závislosti na fázi testu a typu modifikace. U nepovlakovaných laserových drážek se korelace změnila z hodnot blízkých nule v záběhu ($R = -0,036$) na pozitivní v ustáleném stavu ($R = 0,690$). U nepovlakovaných AM důlků byl zaznamenán posun z mírně negativní hodnoty v záběhu ($R = -0,212$) na silně pozitivní v ustáleném stavu ($R = 0,954$). Výrazně negativní korelace byla zjištěna u povlakovaných AM drážek v ustáleném stavu ($R = -0,824$).
- **Intenzita mimo textury vs. Celková intenzita (Obr. 5-18e):** V této kombinaci převažovaly pozitivní korelace. Nejvyšších hodnot bylo dosaženo v ustáleném stavu u nepovlakovaných AM důlků ($R = 0,967$) a nepovlakovaných laserových drážek ($R = 0,936$). Negativní korelace byla v tomto sledovaném páru zjištěna pouze u povlakovaných AM drážek v ustáleném stavu ($R = -0,786$).

Korelace mezi fluorescenční intenzitou a součinitelem tření

Vztah mezi množstvím maziva v jednotlivých zónách a naměřeným součinitelem tření (CoF) byl vizualizován na grafech a–c.

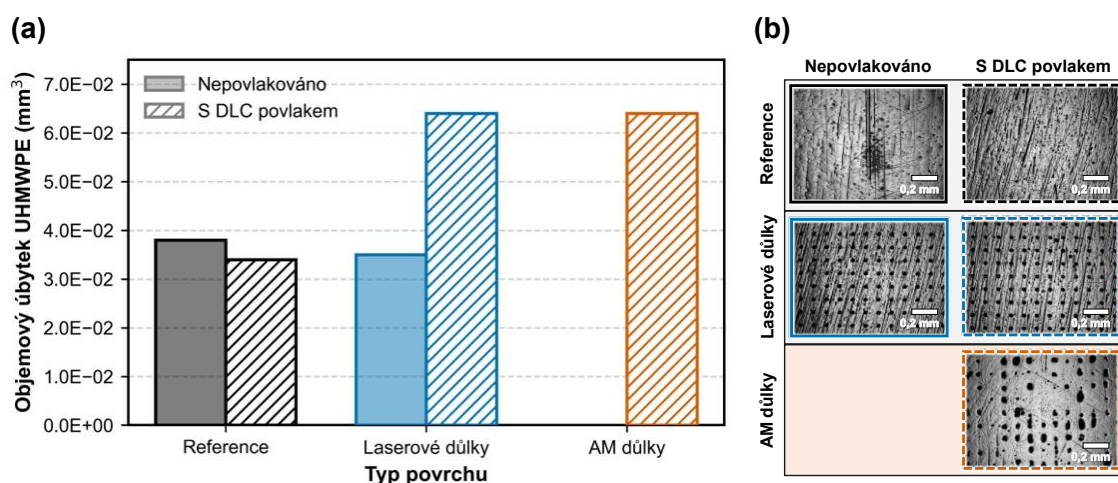
- **Intenzita uvnitř textur vs. CoF (Obr. 5-18a):** Nejsilnější negativní korelace ze všech měření byla zaznamenána u laserových drážek. V záběhu dosáhl koeficient hodnot $R = -0,858$ (nepovlakované) a $R = -0,840$ (DLC). V ustáleném stavu tyto hodnoty klesly na $R = -0,498$ (nepovlakované), respektive $R = -0,561$ (DLC). Odlišný trend byl pozorován u nepovlakovaných AM důlků, kde korelace vyšla v obou fázích pozitivně ($R = 0,362$ a $R = 0,115$). Po aplikaci DLC povlaku u vzorků AM důlků se tato korelace změnila na negativní ($R = -0,643$ v záběhu a $R = -0,249$ v ustáleném stavu).
- **Intenzita mimo textury vs. CoF (Obr. 5-18b):** V oblasti kontaktního plató mimo textury byly hodnoty korelačního koeficientu vysoce variabilní napříč vzorky. U nepovlakových laserových drážek se korelace měnila od $R = 0,010$ (záběh) po $R = -0,662$ (ustálený stav). U povlakovaných AM drážek korelace přecházela z negativní v záběhu ($R = -0,562$) na pozitivní v ustáleném stavu ($R = 0,435$).
- **Celková intenzita vs. CoF (Obr. 5-18c):** U referenčních ne-texturovaných vzorků byla zjištěna slabá až středně silná negativní korelace. U nepovlakovaného referenčního vzorku nabýval koeficient hodnot $R = -0,305$ v záběhu a $R = -0,415$ ve *steady-state*. U referenčního vzorku s DLC vrstvou byly naměřeny hodnoty $R = -0,269$ a $R = -0,108$. U texturovaných povrchů sledovala korelace s celkovou intenzitou převážně trend zjištěný u intenzity uvnitř textur, přičemž nejsilnější negativní korelace vykazovaly opět laserové drážky (např. $R = -0,816$ pro povlakovaný vzorek v záběhu).

5.6 Dlouhodobé opotřebení

Pro kvantifikaci vlivu textur a povrchových úprav na dlouhodobou odolnost kloubního spoje byly provedeny testy opotřebení v prodlouženém režimu. Jako protikus byly použity destičky z UHMWPE. Opotřebení bylo vyhodnocováno na obou prvcích tribologického páru (titanové piny – plošné opotřebení; polymerní destičky – úbytek materiálu). Výsledky analýzy opotřebení jsou shrnuty v Tab. 5-1 a na Obr. 5-19.

Tab. 5-1 Výsledky dlouhodobého opotřebení testovaných pinů a UHMWPE destiček

	Reference	Laser důlky	Reference + DLC	Laser důlky + DLC	AM důlky +DLC
Specifická rychlost opotřebení – destička ($\cdot 10^{-6} \text{ mm}^3 \cdot \text{Nm}^{-1}$)	0,639	0,588	0,56	1,061	1,068
Obsah opotřebené oblasti – pin (mm^2)	0,28	0	0	0	0



Obr. 5-19 Vyhodnocení dlouhodobých testů opotřebení. (a) Souhrnné grafy specifické rychlosti opotřebení pro polymerní destičky UHMWPE. (b) Reprezentativní optické snímky kontaktních ploch kovových pinů.

Opotřebení kovových pinů

Topografická analýza kontaktních ploch kovových pinů prokázala rozdílnou odolnost povrchů vůči abrazi (Tab. 5-1, Obr. 5-19b). U referenčního (hladkého) vzorku z čistého titanu bez povlaku bylo po ukončení testu naměřeno plošné opotřebení o rozloze $0,28 \text{ mm}^2$.

U všech ostatních testovaných variant (nepovlakované laserové důlky, povlakované referenční vzorek, povlakované laserové důlky a povlakované AM důlky) nebylo metodami optické profilometrie nalezena opotřebená oblast, a tedy žádné měřitelné opotřebení povrchu pinu (naměřená hodnota 0 mm^2).

Opotřebení polymerního protikusu (UHMWPE)

Analýza 3D profilů opotřeбенých drah a následný výpočet objemového úbytku odhalily nárůst opotřebení polymerního protikusu u vzorků kombinujících textury s povlakem (Obr. 5-19a, Tab. 5-1).

Nejnižší objemový úbytek polymerního materiálu byl zaznamenán u hladkého referenčního vzorku opatřeného DLC povlakem ($0,034 \text{ mm}^3$) a u nepovlakovaného pinu s laserovými důlky ($0,035 \text{ mm}^3$). Odpovídající specifická rychlost opotřebení se u těchto dvou variant pohybovala pod hranicí $0,6 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3 \cdot \text{Nm}^{-1}$.

Aplikace DLC povlaku na texturované povrchy vyústila ve zvýšení naměřeného opotřebení polymerního protikusu. U pinů s laserovými důlky i u pinů s aditivně vyráběnými důlky ošetřených DLC povlakem byl zaznamenán shodný objemový úbytek UHMWPE destičky na úrovni $0,064 \text{ mm}^3$. Tato hodnota odpovídá specifické rychlosti opotřebení přibližně $1,06 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3 \cdot \text{Nm}^{-1}$ což představuje téměř dvojnásobný nárůst vůči hodnotám naměřeným pro povlakovaný hladký povrch nebo nepovlakovanou texturu.

6 DISKUZE

6.1 Interpretace výsledků

6.1.1 Vliv výrobní technologie na topografickou integritu (Laser vs. AM)

Výsledky počáteční topografické analýzy potvrdily, že přestože byly všechny testované piny vyrobeny identickou technologií tavení laserovým svazkem v práškovém loži (PBF-L), zvolený postup vytváření textur zjevně determinoval finální geometrickou integritu mikro-rezervoárů.

Geometrická variabilita aditivně vyráběných struktur

U vzorků s AM texturami, které byly tištěny přímo s „mezerami“ pro budoucí rezervoáry, byla zaznamenána značná geometrická variabilita. Proces PBF-L s sebou přináší specifická technologická omezení, mezi něž patří zejména vysoká počáteční drsnost povrchu způsobená adhezí částečně roztavených práškových částic [16–18]. Jak uvádí Singh et al. [11], tento proces naráží na limity dané velikostí odtavené lázně a průměrem zrn samotného prášku. Přímý tisk vrstva po vrstvě tak v kombinaci s neúplným přetavením okrajů logicky vede k částečnému „zarůstání“ jemných struktur [26]. Toto zjištění plně rezonuje s nedávnými závěry Odehnala et al. [28], kteří rovněž pozorovali, že přímý tisk mikro-rezervoárů na slitině Ti6Al4V nezaručuje dokonalou shodu s CAD modelem a prohlubně se často zanášejí nataveným materiálem. V naší práci to vyústilo v nízkou hustotu plošného pokrytí u AM důlků (pouze 1,6 % oproti nominálním 6 %) a vysokou směrodatnou odchylku šířky u drážek (45 ± 41) μm .

Vliv post-procesního leštění na morfologii okrajů u AM textur

Důvodem odlišné morfologie okrajů byla sekvence mechanického leštění. Aby aditivně tištěné povrchy mohly bezpečně fungovat jako artikulační plochy a neuvolňovaly abrazivní částice, vyžadují následné mechanické vyhlazení [26]. U AM textur v této práci probíhalo leštění na požadovaný poloměr R100 až po procesu 3D tisku. Tento krok sice optimalizoval drsnost nosných plošin, avšak nevyhnutelně vedl k ohlazení hran rezervoárů a snížení jejich efektivní hloubky. Experimentálně se tak potvrzují teoretické předpoklady [27, 28], že post-procesní úpravy aditivních dílů významně modifikují původní geometrii vytištěných struktur.

Specifika laserového obrábění a vznik okrajových převýšení

V kontrastu s tím byly laserem texturované piny nejprve vytištěny jako plné polotovary, obrobena a vyleštěna, a teprve poté podrobeny dodatečnému laserovému mikroobrábění (tzv. *top-down* přístup). Ačkoliv po laserové ablaci následoval krok mírného mechanického leštění za účelem odstranění těch nejostřejších špiček, tento proces nebyl záměrně dimenzován tak agresivně jako u AM vzorků. Záměrem tohoto konzervativního přístupu bylo zachování celistvosti vytvořených rezervoárů před jejich úplnou eliminací nadměrným úběrem materiálu [22]. To patrně vysvětluje, proč i po dokončení zůstala na okrajích laserových textur přítomna okrajová převýšení o výšce až 0,35 μm , která u ohlazených AM textur absentovala. Díky tomuto oddělenému postupu si laserová technologie zachovala vyšší rozměrovou stabilitu a shodu s nominálním designem (např. plošné pokrytí 5,8 % u důlků).

6.1.2 Dynamika transportu maziva a fenomén okrajových valů

Morfologie okrajů jako určující faktor mechanismu plnění

Pro hlubší pochopení mechanismů mazání a vizualizaci chování proteinů se využití *in situ* fluorescenční mikroskopie ukázalo jako mimořádně přínosné. Pozorování potvrdilo, že odlišná morfologie okrajů, vzniklá v důsledku rozdílných výrobních postupů, přímo diriguje samotný mechanismus plnění rezervoárů kapalinou.

Mechanismus plnění u laserovaných textur (Bariérový efekt)

U laserovaných textur byl identifikován fenomén plnění „od okrajů ke středu“. Tento postupný vtékající proces představuje přímý důsledek existence okrajových valů (*pile-up*) po obvodu kavit, jež vznikají redistribucí roztaveného materiálu během laserového pulzu [22, 29]. Tyto mikroskopické převýšení zjevně fungují jako mechanické bariéry, před kterými se při kluzném pohybu pinu hromadí proteiny. Tento experimentální nálezy úzce koresponduje se závěry Nečase et al. [53], jenž upozornil, že albumin vykazuje silnou afinitu k aglomeraci právě v blízkosti okrajů a povrchových nerovností. U laserových vzorků to ústí k primární saturaci proteinů na obvodu textury a jejich následnému řízenému přesunu do středu, což systému zajišťuje stabilitu a nízkou směrodatnou odchylku intenzity.

Mechanismus plnění u aditivně vyráběných textur

Inverzní trend plnění byl naopak zaznamenán u AM textur, kde signál postupně satureoval nejprve v centrálních oblastech. Absence ostrých valů a přítomnost pozvolných náběhů u AM struktur (po leštění) pravděpodobně umožňuje synoviální kapalině plynulý vtok rovnou na dno rezervoáru. Tento mechanismus se u AM drážek sice jevil jako objemově efektivnější z hlediska celkové akumulace maziva, nicméně absence jasně ohraničených fyzických bariér způsobila vyšší variabilitu v distribuci kapaliny napříč celým kontaktem.

Autonomní funkce textur během statických pauz

Za stěžejní lze považovat chování mazacího filmu uvnitř textur během 5minutových statických pauz, které validuje platnost hypotézy H1. Zatímco na hladkém kontaktním plató docházelo během klidové fáze k rapidní agregaci albuminu, který byl posléze při rozběhu do značné míry mechanicky setřen, vnitřní prostor textur si udržoval relativně konstantní hladinu maziva. Tento jev podporuje nedávná zjištění [27, 28], že mikro-rezervoáry mají schopnost zachytávat synoviální proteiny a během statických pauz je chránit ve formě gelového filmu. Naše data tak vizuálně dokládají, že textury skutečně působí jako autonomní sekundární zásobárny [12, 24], schopné dotovat třecí plochu mazivem i v energeticky nejnáročnějších fázích rozběhu.

6.1.3 Geometrie kontaktu (Hertz vs. Experiment)

Zásadním poznatkem pro interpretaci naměřených tribologických dat je zjevná diskrepance mezi teoretickým modelem kontaktu a hodnotami získanými *in situ* měřeními. Zatímco analytický výpočet na bázi Hertzovy teorie predikoval poloměr kontaktní oblasti odpovídající maximálnímu tlaku 12 MPa, reálné fluorescenční stopy odhalily plochu s poloměrem podstatně menším (232 μm), což v přepočtu generuje tlak blízký se 45 MPa.

Vliv lokálních asperit na přenos zatížení

Lze usuzovat, že tento téměř čtyřnásobný nárůst tlaku poukazuje na fyzikální limity klasické Hertzovy teorie v reálných biotribologických aplikacích. Hertzův model totiž operuje s ideálně hladkými a izotropními poloprostory. V reálném experimentu však povrch vykazuje inherentní topografii danou aditivní výrobou (PBF-L). V souladu s numerickými modely [51] se potvrzuje, že zatížení v těchto uzlech není přenášeno celou teoretickou plochou, nýbrž je koncentrováno na lokální vrcholy nerovností (asperity). Redukovaná plocha optického signálu tak implikuje, že k efektivní separaci povrchů dochází převážně v úzké centrální oblasti, kde je mazivo vystaveno extrémní zátěži.

Vynucená agregace proteinů při extrémním tlaku

Vyšší reálný tlak (kolem 45 MPa) může přímo vysvětlovat chování jednotlivých komponent modelové synoviální kapaliny. Podle dostupných *in situ* studií [48, 53, 55] dochází při kombinaci vysokých tlaků, nízkých rychlostí a okrajových bariér k mechanickému „ždímání“ maziva a vynucené aglomeraci proteinů. Extrémní tlak v centru pravděpodobně lokálně překonává elektrostatické odpuzivé síly mezi molekulami albuminu, což ústí v tvorbu tužšího a mechanicky stabilního gelového filmu.

Limity teoretických predikcí v kontextu režimů mazání

Tento fakt zároveň modifikuje pohled na režim mazání zkoumaného systému. Stribeckova křivka [52] pro hydrodynamické mazání vyžaduje určité rychlostní minimum a relativně nižší tlaky pro efektivní vtažení kapaliny do štěrbiny. Hodnota 45 MPa ovšem celý kloubní systém posouvá hluboko do domény vysokotlakého smíšeného či spíše mezného mazání. V takto exponovaném režimu již integritu kontaktu neudrží viskozita proudící kapaliny, ale fyzikálně-chemická afinita a stříhová stabilita samotného proteinového agregátu.

6.1.4 Třecí paradox

Jedním ze stěžejních zjištění této práce je experimentální potvrzení existence „třecího paradoxu“ u vzorků opatřených povlakem DLC. Tento nález plně koresponduje s hypotézou H2b a se závěry, které publikovali Nečas et al. [48]. Konvenční tribologické uvažování obvykle spojuje nárůst součinitele tření se zhoršením mazacích podmínek a hrozbou zvýšeného opotřebení. Chování DLC povlaků v prostředí synoviální kapaliny ovšem poukazuje na zcela opačnou kauzalitu.

Ochranná funkce povlaku navzdory zvýšenému tření

Naměřená data prokázala, že depozice DLC vrstvy plošně navýšila hodnoty tření u většiny testovaných variant. Pro srovnání, u nepovlakovaného titanu se CoF pohyboval v pásmu 0,26–0,34, zatímco u hladkých referenčních vzorků s DLC se tření usadilo nad hranicí 0,4. I přes tento citelný nárůst makroskopického odporu však dlouhodobé testy opotřebení (kap. 5.6) doložily, že kovové DLC povrchy neutrpěly žádnou mechanickou degradaci (plošné opotřebení 0 mm²). Naopak nepovlakovaný titan vykazoval jasné známky abraze. Je však nezbytné se vůči tomuto „pozitivnímu“ nálezu kriticky vymezit s ohledem na druhou stranu kloubního páru. Jak se ukázalo při dlouhodobé zátěži, tento ochranný efekt a k němu se vázající třecí paradox fungují výhradně ve prospěch tvrdého substrátu. Zvýšené tření a přítomnost ostrých textur s nedeformovatelným DLC povlakem měly naopak vysoce destruktivní dopad na měkký polymerní protikus (UHMWPE), jehož opotřebení se bezmála zdvojnásobilo.

Akumulace proteinů a vznik viskózního odporu

Mechanismus tohoto paradoxu pomáhá dešifrovat fluorescenční analýza (kap. 5.3), z níž je patrná masivnější retence albuminu na povlakovaných površích. Jak upozorňuje Kamis et al. [40], amorfni uhlík (a-C:H) vykazuje díky specifickým vodíkovým vazbám silnější afinitu k navazování bílkovin. Lze předpokládat, že v mikro-rezervoárech texturovaných vzorků tato zvýšená adsorpce urychluje formování objemnějšího gelového filmu.

Zvýšený součinitel tření u DLC vzorků se tak s velkou pravděpodobností nerodí z přímého drhnutí povrchových asperit, ale z reologických charakteristik zachyceného proteinového polštáře. Z pohledu hydrodynamiky vyžaduje smykové namáhání takto viskózního gelu překonání značného odporu (*hydrodynamic shear drag*), což se makroskopicky propisuje do vyššího tření. Jakkoliv tento gel klade pohybu odpor, plní roli pevného separátoru, který nedovolí kontakt pevných těles, čímž eliminuje opotřebení tvrdého pinu.

6.1.5 Korelační analýza jako indikátor mechanismu tření

Statistická korelace mezi intenzitou fluorescence a koeficientem tření umožnila kvantifikovat rozdíly mezi odlišnými geometriemi a technologiemi výroby textur.

Role mikro-rezervoárů a efektivita laserových drážek

Extrémně silná pozitivní korelace mezi intenzitou fluorescence uvnitř textur a celkovým signálem v kontaktu potvrzuje, že dynamika maziva není v ploše nahodilá, ale dominantně ji diktuje objem uložený v rezervoárech. Při hodnocení vztahu mezi objemem maziva v texturách a makroskopickým třením (Uvnitř vs. CoF, Obr. 5-18a) vynikaly laserové drážky. Ty vykazovaly nejsilnější negativní korelaci (nárůst maziva silně snižoval tření). Zdá se pravděpodobné, že laserové drážky díky své přesné orientaci a ostrým okrajům usnadňují cílený transport proteinů ve směru kluzu, čímž aktivně posilují hydrodynamický vztlak [12, 24].

Pasivita AM struktur a aktivační role DLC povlaku

Zajímavý kontrast představovaly nepovlakované AM důlky, u nichž byla naměřena slabě pozitivní korelace. To může naznačovat, že tyto prohlubně fungují spíše v roli pasivních lapačů. Shromažďují sice proteiny, ale kvůli inherentní drsnosti po PBF-L tisku je nedokážou efektivně distribuovat zpět na kontaktní plató. Tento fakt velmi dobře odráží limitace přímého aditivního tisku (zanášení a nepravidelnost kavit) zmíněné v nedávné studii Odehnala et al. [28] i dalších [11, 26].

Vliv DLC povlaku na aktivaci mazacího mechanismu u AM struktur

Aplikace DLC povlaku zásadně změnila korelační charakter AM důlků, kdy se původně pozitivní korelace změnila na výrazně negativní. Tento posun naznačuje, že chemicky inertní a tvrdý povrch DLC modifikuje adhezní síly mezi proteiny a titanovým substrátem natolik, že i u geometricky méně dokonalých AM struktur dochází k aktivaci mazacího mechanismu. Jak prokázal Kamis et al. [40], struktura DLC povlaků ovlivňuje smáčivost a adsorpci bílkovin prostřednictvím vodíkových vazeb. Povlak pravděpodobně optimalizuje afinitu proteinů k drsnému povrchu uvnitř AM jamky, což usnadňuje transport zachyceného maziva do kontaktu při pohybu pinu. Tím vzniká synergický efekt, který He et al. [45] u texturovaných DLC filmů popisuje jako schopnost důlků fungovat jako zásobníky maziva (zde proteinů) tvořící stabilní dvojité mazání.

Variabilita kontaktního plató a reologické vlivy

Korelace vyhodnocené výhradně pro oblast mimo textury (kontaktní plató) vykazovaly vysokou variabilitu a často neprůkazné hodnoty R . To lze přisoudit dynamické povaze *start-stop* režimu, kdy během statických pauz dochází k masivní agregaci proteinů na hladkých plochách, které jsou však ihned po rozběhu vlivem vysokého tlaku mechanicky vytlačeny [53]. Tento jev, popsáný Marianem et al. [54] jako určující vliv reologických parametrů na tvorbu tekutého filmu, způsobuje, že množství maziva na plató je spíše funkcí okamžitého času a polohy než dlouhodobým indikátorem stability tření. To znovu potvrzuje absolutní nezbytnost přítomnosti textur [37] pro udržení kontinuálního a funkčního mazacího filmu.

6.1.6 Klinický *trade-off*: Ochrana implantátu vs. abraze polymeru

Tribologický kompromis v klinické praxi

Výsledky dlouhodobých testů opotřebení odhalily zásadní fenomén, který lze označit jako „tribologický *trade-off*“ (kompromis). Data potvrdila, že modifikace navržené pro maximalizaci ochrany kovového implantátu mohou mít paradoxně destruktivní vliv na měkký polymerní protikus, což je kritické zjištění pro klinickou praxi u náhrad MTP kloubu.

Ochrana kovového substrátu

Z pohledu životnosti titanového pinu (Ti6Al4V) přinesla aplikace DLC povlaku a textur jednoznačně pozitivní výsledky. Zatímco u nepovlakované reference došlo k měřitelnému abrazivnímu poškození o rozloze 0,28 mm², u všech variant s DLC povlakem (hladkých i texturovaných) bylo naměřeno nulové opotřebení pinu (0 mm²). Tento náález potvrzuje hypotézu H2a a je v plném souladu se studiemi autorů Singh et al. [11] a Kaur et al. [12], kteří vyzdvihují chemickou inertnost a tvrdost uhlíkových vrstev.

Ochranná funkce rovněž koresponduje se zjištěními Oliveiry et al. [41] a Zhanga et al. [42], kteří prokázali, že DLC povlak vykazuje na substrátu Ti6Al4V silnou adhezi a minimalizuje tvorbu otěrových částic titanu. Jak navíc bylo diskutováno v kapitole 6.1.4, k této ochraně zásadně přispívá i tvorba stabilního proteinového gelu, který brání přímému kontaktu pevných nerovností.

Mechanismus mikro-řezání (*Micro-cutting effect*)

Zcela opačný trend byl však zaznamenán u polymerní destičky UHMWPE. Nejnižší specifická rychlost opotřebení polymeru byla naměřena u nepovlakovaných laserových důlků a hladké DLC reference. Jakmile však byly textury (laserové i AM) kombinovány s DLC povlakem, došlo k téměř dvojnásobnému nárůstu opotřebení polymeru. Tento nárůst lze vysvětlit mechanismem tzv. mikro-řezání (*micro-cutting effect*), který byl predikován v hypotéze H3.

Jak explicitně upozorňuje Sadeghi et al. [29] a literatura zaměřená na úpravy povrchů [22], při tvorbě textur laserem dochází k vyplavování materiálu, což nevyhnutelně vede k vytváření velmi ostrých hran (*pile-up*). Přestože samotné hrany mají u nepovlakovaného titanu tendenci se v záběhové fázi do jisté míry „obrousit“ a vyhladit, po nanesení extrémně tvrdého DLC povlaku přestanou být v kontaktu s polymerem tvárné. Fungují pak jako soustava fixovaných mikro-břitů, které při každém kluzném cyklu mechanicky odřezávají mikroskopické fragmenty polymeru.

Vliv AM variability na abrazi v konfiguraci *hard-on-soft*

U aditivně vyráběných (AM) textur s DLC povlakem byl naměřen identicky vysoký úbytek polymeru. Vzhledem k tomu, že AM textury vykazují po leštění pozvolnější hrany než laserové, nelze v tomto případě vinit primárně *pile-up* efekt. Hlavním faktorem je zde inherentní technologická nedokonalost AM procesu. Jak uvádí rešeršní literatura [16–18, 26], daní za přímý 3D tisk je vysoká počáteční drsnost a přítomnost částečně natavených satelitních částic na povrchu i uvnitř struktur. Pokud jsou tyto strukturní anomálie pokryty tvrdým DLC povlakem a vystaveny kontaktu typu *hard-on-soft* (tvrdý povrch proti měkkému polymeru) [36, 46], mění se v silně abrazivní elementy, které při pohybu agresivně narušují a strhávají vrstvy z měkkého UHMWPE protikusu.

Optimalizace pro dlouhodobou stabilitu náhrady

Z klinického hlediska tento *trade-off* ukazuje, že ačkoliv kombinace mikrotextur a tvrdých povlaků představuje vynikající synergii pro snížení opotřebení samotného kovu (jak dokládají práce Zhao et al. [43] a He et al. [45]), nelze tento přístup slepě aplikovat na kloubní náhrady s polymerním protikusem.

Pro dosažení dlouhodobé stability náhrady nestačí pouze eliminovat otěr kovu, ale je nezbytně nutné povrch před povlakováním dodatečně upravit (např. cíleným lapováním nebo jemným leštěním [22]), aby se optimalizoval poloměr zaoblení hran textur. Výsledky naší studie překvapivě naznačují, že v současném technologickém stavu představují nepovlakované laserové důlky nejlepší rovnováhu – díky své schopnosti tlumit tření chrání titanový pin (opotřebení 0 mm²) a díky obroušení svých původně ostrých hran nevykazují nadměrnou abrazi polymeru.

6.1.7 Omezení studie

Prezentovaná zjištění je nezbytné interpretovat v kontextu několika metodických a technologických omezení, která definují hranice platnosti dosažených výsledků.

Technologické limity optické profilometrie

Při hodnocení topografie mikro-rezervoárů narážela zvolená metodika na fyzikální limity koherenční skenovací interferometrie. U hlubokých laserovaných textur s vysokou strmostí stěn docházelo k výraznému rozptylu signálu, což v některých případech znemožnilo exaktní zmapování profilu dna kavit. Naměřené hodnoty hloubky a retenčního objemu je proto nutné považovat za minimální prokazatelné limity; lze předpokládat, že reálná kapacita rezervoárů je ve skutečnosti vyšší.

Statistická omezení dlouhodobých testů

Významným limitem dlouhodobého hodnocení opotřebení byly mechanické anomálie detekované na jedné ze stanic biomechanického simulátoru v průběhu testování. Z důvodu zajištění maximální reliability dat byly výsledky z této stanice vyřazeny. Finální objemové úbytky UHMWPE jsou tedy založeny na sice důkladně ověřeném, avšak statisticky omezeném souboru dat ($n = 1$ pro každou konfiguraci). Tento fakt zdůrazňuje potřebu budoucího testování s vyšším počtem opakování pro definitivní potvrzení dlouhodobé opakovatelnosti zjištěných trendů.

Věrnost modelu synoviální kapaliny

Experimenty využívaly synteticky připravenou modelovou synoviální kapalinu, která sice věrně simuluje průměrné biochemické složení post-operativního maziva [61], stále se však jedná o *in vitro* aproximaci. Reálná synoviální kapalina vykazuje u pacientů značnou inter-individuální variabilitu, zejména v koncentraci kyseliny hyaluronové a zánětlivých markerů. Je pravděpodobné, že tyto rozptyly mohou ovlivňovat intenzitu pozorovaného třecího paradoxu a stabilitu proteinového agregátu v reálném kloubu.

Aproximace kinematiky a zatížení

Tribologické zkoušky byly realizovány v režimu 1D recipročního pohybu, což představuje zjednodušení multidirecionálního zatížení vyskytujícího se v reálném MTP kloubu. Zvolená dráha 20 mm byla nezbytná pro stabilizaci rychlosti během *in situ* měření, nicméně v těle pacienta dochází k častějším změnám vektoru rychlosti a delším klidovým fázím, což může dynamiku mazacího filmu dále modifikovat.

6.1.8 Směry budoucího výzkumu

Metodická optimalizace post-processingu

Identifikovaný jev mikro-řezání polymeru u povlakovaných textur (viz kap. 6.1.6) ukazuje na naléhavou potřebu technologické optimalizace. Budoucí výzkum by se měl zaměřit na standardizaci metodik pro cílené srážení hran (např. pomocí jemného lapování) před samotnou depozicí DLC vrstvy. Cílem je nalézt optimální poloměr zaoblení okrajových valů, který eliminuje mechanickou agresi vůči UHMWPE, ale zároveň zachová bariérový efekt nezbytný pro funkci autonomních rezervoárů.

Pokročilá metrologie hlubokých struktur

Pro překonání limitů optické profilometrie by bylo v navazujících studiích vhodné využít doplňkové metody, jako je kontaktní profilometrie s jemným hrotem nebo konfokální mikroskopie, které jsou méně náchylné na stínění strmých stěn. To by umožnilo přesně zmapovat dno textur a ověřit, jak hluboko ve skutečnosti proteinové gely zasahují a zda skutečná hloubka rezervoáru přímo koreluje s mazací účinností a tlumením třecího paradoxu.

Studium vlivu koncentrační variability synoviální kapaliny

Vzhledem k tomu, že modelová kapalina obsahovala fixní poměr všech složek, dalším logickým krokem je studium citlivosti systému na změnu jejich koncentrace. Jak bylo uvedeno v literatuře, složení synoviální kapaliny se u zdravého člověka a pacienta s osteoartrózou výrazně liší (zejména v úbytku kyseliny hyaluronové). Budoucí experimenty by se mohly zaměřit na to, jak se mění reologie proteinového gelu a samotný třecí paradox u patologických kapalin s nízkou viskozitou. To by umožnilo personalizovaný návrh textur a DLC povlaků specificky pro pacienty v různých stádiích degenerativního onemocnění kloubů.

6.2 Verifikace hypotéz

Na základě syntézy experimentálních dat a jejich následné interpretace v kapitole 6.1 lze přistoupit k formální verifikaci stanovených hypotéz. Tato část posuzuje platnost predikcí v přímém vztahu k výzkumným otázkám definovaným v úvodu práce.

Verifikace Hypotézy H1a (Retenční schopnost textur)

Hypotéza H1a předpokládá, že texturované povrchy budou vykazovat vyšší schopnost retence maziva a tvorby stabilního filmu ve srovnání s hladkou referencí, zejména v režimu *start-stop*. Tato hypotéza **je potvrzena**. Výsledky *in situ* fluorescence prokázaly, že zatímco u referenčních vzorků dochází k rapidnímu vytlačování maziva z kontaktu a poklesu intenzity do záporných hodnot, všechny texturované modifikace vykazují nárůst a stabilizaci fluorescenčního signálu uvnitř rezervoárů i během 5minutových statických pauz. Textury tak prokazatelně fungují jako autonomní zásobárny.

Verifikace Hypotézy H1b (Vliv technologie výroby)

Hypotéza H1b predikuje, že metoda výroby (Laser vs. AM) zásadně ovlivní tribologickou funkčnost a že AM textury budou vlivem nutného leštění vykazovat ohlazený profil a sníženou efektivitu. Tato hypotéza **je potvrzena**. Topografická analýza doložila, že laserové textury si zachovávají ostřejší hrany s materiálovými valy (*pile-up*), zatímco AM textury jsou po leštění geometricky méně definované a vykazují pozvolný profil. *In situ* pozorování odhalilo odlišné mechanismy plnění (od okrajů u laseru vs. od středu u AM) a korelační analýza prokázala vyšší efektivitu laserových drážek při snižování tření ve srovnání s vysokou variabilitou a pasivním chováním AM struktur.

Verifikace Hypotézy H2a (Ochrana titanového substrátu)

Hypotéza H2a předpokládá, že aplikace tvrdého a chemicky inertního DLC povlaku povede k eliminaci mechanického opotřebení kovového pinu. Tato hypotéza **je potvrzena**. Tribologická analýza opotřebení potvrdila nulový úbytek materiálu (0 mm²) na povrchu všech DLC povlakovaných pinů po celou dobu testování, zatímco u čistého nepovlakovaného titanu (Ti6Al4V) bylo naměřeno jasné adhezivně-abrazivní poškození.

Verifikace Hypotézy H2b (Třecí paradox)

Hypotéza H2b predikuje synergický efekt DLC povlaku a textur vedoucí k vyšší agregaci proteinů (gelu), což makroskopicky zvýší tření (viskózní odpor), ale lokálně zajistí ochranu ploch. Tato hypotéza **je potvrzena**. Vzorky s DLC povlakem vykazovaly systematicky nejvyšší fluorescenční intenzitu (masivní adsorpce albuminu), což bylo doprovázeno nejvyššími hodnotami součinitele tření (CoF > 0,4). Experimentálně byl tak jednoznačně prokázán třecí paradox, kdy extrémně stabilní a tuhý mazací film zvyšuje hydrodynamický odpor pohybu, avšak současně brání přímému kontaktu pevných nerovností.

Verifikace Hypotézy H3 (Tribologický *trade-off*)

Hypotéza H3 předpokládá vznik kompromisu (*trade-off*), kdy kombinace tvrdého DLC povlaku a hran textur povede ke zvýšenému opotřebení měkčího polymerního protikusu (UHMWPE). Tato hypotéza **je potvrzena**. Výsledky objemového opotřebení prokázaly téměř dvojnásobný nárůst specifické rychlosti opotřebení polymeru u kombinace DLC a textur ve srovnání s interakcí proti hladkému povrchu. Potvrzuje se tak, že ochrana titanového kovu je v této konfiguraci vykoupena agresivnějším působením zafixovaných hran textur, které fungují jako mikro-břity (*micro-cutting effect*).

7 ZÁVĚR

Předložená diplomová práce poskytuje ucelený experimentální vhled do problematiky biotribologie modifikovaných povrchů titanové slitiny Ti6Al4V, jež nachází široké uplatnění v konstrukci náhrad drobných kloubů. Hlavním přínosem studie je objasnění komplexních vazeb mezi zvolenou technologií výroby mikrotextur, přítomností tvrdého DLC povlaku a dynamikou mazacího filmu v prostředí modelové synoviální kapaliny. Práce úspěšně propojuje moderní technologie aditivní výroby a laserového mikroobrábění s pokročilou *in situ* fluorescenční diagnostikou, čímž zprostředkovává hlubší porozumění mechanismům, které z dlouhodobého hlediska rozhodují o životnosti kloubních implantátů.

Shrnutí hlavních výsledků práce

Získaná experimentální data přesvědčivě dokládají, že samotná volba výrobní technologie textur předurčuje celkový charakter jejich funkční odezvy. Přímý aditivní tisk (PBF-L) naráží na limity rozlišení tiskárny, což vede k vysoké počáteční drsnosti a nutnosti intenzivního mechanického leštění. Tento proces nevyhnutelně ohlazuje hrany rezervoárů a vnáší do systému značnou prostorovou variabilitu. Naproti tomu dodatečné laserové mikroobrábění poskytuje vysokou geometrickou přesnost, nicméně zanechává na okrajích textur materiálové valy (*pile-up*). Ukázalo se, že tyto převýšené hrany fungují jako lokální bariéry a definují vysoce stabilní mechanismus plnění jamek směrem od okrajů ke středu, čímž textury plní roli autonomních zásobáren maziva i v kritických statických fázích pohybu.

Za stěžejní zjištění lze považovat zjevnou diskrepanci mezi teoretickým modelem kontaktu a fyzikální realitou. *In situ* měření prokázalo, že reálný kontaktní tlak v testovaném uzlu dosahuje hodnoty přibližně 45 MPa (namísto teoretických 12 MPa), neboť zatížení je neseno dominantně lokálními asperitami. Tento extrémní tlak zřejmě vynucuje masivní agregaci synoviálních proteinů (zejména albuminu) a posouvá systém hluboko do režimu vysokotlakého smíšeného či mezného mazání.

V tomto zatěžovacím prostředí práce přináší unikátní experimentální důkaz o existenci tzv. třetího paradoxu u povrchů opatřených DLC povlakem. Chemicky inertní uhlíková vrstva zjevně funguje jako katalyzátor pro tvorbu stabilního proteinového gelu. Tento stav je sice makroskopicky doprovázen nárůstem součinitele tření (v důsledku překonávání vysokého viskózního odporu kapaliny), ale zároveň plní funkci mechanického nárazníku. V dlouhodobých testech tak DLC povlak poskytl úplnou ochranu kovovému substrátu s prokazatelně nulovým opotřebením.

Z pohledu budoucích klinických aplikací je však nejdůležitějším nálezem identifikace tribologického kompromisu (*trade-off*). V konfiguraci *hard-on-soft* se kombinace extrémně tvrdého DLC povlaku a neoptimalizovaných textur ukázala pro polymerní protikus (UHMWPE) jako vysoce destruktivní. Povlakem zafixované topografické diskontinuity – ať už jde o ostré hrany u laserových textur nebo geometrické imperfekce u těch aditivních – fungují v kontaktu jako mikro-břity a silně abrazivní elementy. Tyto útvary spouštějí mechanismus mikro-řezání (*micro-cutting effect*), který téměř dvojnásobně zvyšuje rychlost opotřebení polymeru ve srovnání s artikulací proti hladkým povrchům.

Odpovědi na výzkumné otázky

V souvislosti s definovanými výzkumnými otázkami práce dokládá následující:

- **Vliv technologie výroby na stabilitu mazacího filmu (O1):** Technologie výroby přímo determinuje stabilitu filmu prostřednictvím morfologie hran a drsnosti rezervoárů. Laserové textury poskytují stabilnější mazací film s předvídatelným mechanismem plnění (díky jejich pravidelnosti). Aditivně vyráběné textury sice vykazují vyšší objemový vtok maziva, avšak za cenu značné prostorové variability a snížené spolehlivosti v důsledku nepravidelnosti pokrytí a tvaru jednotlivých textur.
- **Vliv DLC povlaku na třecí chování a ochranu implantátu (O2):** DLC povlak zásadně modifikuje tribologickou odezvu prostřednictvím třecího paradoxu. Podporuje větší adsorpci proteinů a tvorbu silného gelového filmu, který sice zvyšuje hydrodynamický odpor pohybu (a tedy i součinitel tření), ale prakticky zcela eliminuje mechanické opotřebení kovového podkladu.
- **Dopad modifikací na polymerní protikus (O3):** Kombinované povrchové úpravy mají bez adekvátní topografické optimalizace negativní dopad na životnost polymerního protikusu. Tvrdé hrany textur i aditivní imperfekce zafixované DLC povlakem agresivně narušují měkký UHMWPE a výrazně urychlují jeho objemovou abrazi.

Další směr výzkumu

S ohledem na dosažené výsledky by se budoucí směřování výzkumu mělo soustředit především na metodickou optimalizaci post-processingu. Kritickou prioritou je nalezení standardizovaného postupu pro jemné srážení hran a zahlazování technologických anomálií před samotnou depozicí povlaků. Cílem je eliminovat efekt mikro-řezání polymeru, avšak současně zachovat retenční kapacitu autonomních zásobáren.

Jako vysoce perspektivní se jeví rovněž studium citlivosti tribologického systému na reologickou variabilitu synoviální kapaliny. Zkoumání vlivu snížené koncentrace kyseliny hyaluronové (typické pro osteoartrické pacienty) na stabilitu proteinového gelu a intenzitu třecího paradoxu může otevřít cestu k personalizovanému navrhování povrchových úprav. Pro přesnější zmapování retenčních objemů a dna textur se dále doporučuje nasazení pokročilé kontaktní či konfokální metrologie. Předložená práce tak tvoří pevný, experimentálně i teoreticky podložený základ pro vývoj nové generace kloubních náhrad s prodlouženou životností celého kloubního uzlu.

8 VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV

Výsledkem tohoto **orientovaného základního výzkumu** jsou nové poznatky o fundamentálních biotribologických principech v kluzných uzlech ortopedických materiálů. Práce experimentálně objasňuje mechanismy formování mazacího filmu (třecí paradox) vlivem povrchových mikrotextr a DLC povlaků na slitinu Ti6Al4V a současně identifikuje procesy vedoucí k abrazi polymerního protikusu (tribologický *trade-off*). Za účelem publikace těchto výsledků vznikl manuskript vědeckého článku, který detailně analyzuje *in situ* chování maziva i dlouhodobé opotřebení testovaných uzlů. Ke dni odevzdání této diplomové práce byl manuskript dokončen a je připraven k odeslání do odborného impaktovaného periodika.

Název článku: The Effect of Laser Microtexturing and DLC Coatings on the Tribological Properties of an Additively Manufactured Ti6Al4V Alloy for Small Joint Implants

Autoři: Ondřej Kučera, Matúš Ranuša, Lukáš Odehnal, David Nečas, Martin Hartl, Ivan Křupka, Martin Vrbka

Abstrakt (EN):

The application of additively manufactured (AM) Ti6Al4V in small joint arthroplasty is often limited by its suboptimal tribological properties. While surface micro-texturing and Diamond-Like Carbon (DLC) coatings represent promising solutions, their combined effect on long-term wear mechanisms remains to be fully elucidated. This study systematically evaluates the biotribological performance of AM and laser-machined micro-textures on Ti6Al4V pins, with and without DLC coatings, articulated against polymethyl methacrylate (PMMA) and ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) counter-faces. Short-term *in-situ* fluorescence microscopy was coupled with long-term (300,000 cycles) wear simulations using a multi-station joint simulator lubricated with model synovial fluid.

Topographical analysis revealed that while mandatory polishing blunts AM textures, laser micro-machining generates precise cavities with sharp material pile-ups. *In-situ* observations demonstrated that micro-textures act as autonomous fluid reservoirs, mitigating the protein squeeze-out typically observed on smooth surfaces. Furthermore, the application of DLC coatings promoted significant albumin adsorption, preventing measurable metallic wear (0 mm^2). However, this formed a highly viscous protein gel that required increased shear forces during sliding, experimentally validating the “Friction Paradox” where highly wear-resistant surfaces simultaneously generated elevated macroscopic friction ($\text{CoF} > 0.41$).

Long-term wear tests revealed a critical tribological trade-off. Combining micro-textures with the DLC coating nearly doubled the volumetric wear rate of the UHMWPE counter-face ($\approx 1.06 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3 \cdot \text{Nm}^{-1}$). The DLC coating rigidly fixed the topographical discontinuities – transforming sharp laser pile-ups into micro-blades and geometrically imperfect AM dimples into continuous stress concentrators – which mechanically abraded and fatigued the softer polymer. To ensure long-term clinical viability, future orthopaedic surface designs should consider targeted edge-rounding procedures prior to coating deposition to reduce polymeric micro-cutting while preserving the beneficial fluid reservoir effect.

Stav článku: Manuskript připraven k odeslání

Bibliografická citace: KUČERA, Ondřej, Matúš RANUŠA, Lukáš ODEHNAL, David NEČAS, Martin HARTL, Ivan KŘUPKA a Martin VRBKA. The Effect of Laser Microtexturing and DLC Coatings on the Tribological Properties of an Additively Manufactured Ti6Al4V Alloy for Small Joint Implants. 2026. Pozn.: Manuskript připraven k odeslání.

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] SIDDIQI, Ahmed, LEVINE, Brett R. a SPRINGER, Bryan D. *Highlights of the 2021 American Joint Replacement Registry Annual Report*. Arthroplasty Today. Online. 2022, roč. 13, s. 205. ISSN 23523441. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.ARTD.2022.01.020>. [cit. 2026-05-13]
- [2] BREWSTER, Mark. *Does total joint replacement or arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint yield better functional results? A systematic review of the literature*. The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons. Online. 2010, roč. 49, č. 6, s. 546–552. ISSN 1542-2224. Dostupné z: <https://doi.org/10.1053/J.JFAS.2010.07.003>. [cit. 2026-05-13]
- [3] JADHAKHAN, Ferozkhan, NILESH, Makwana, LYNDON, Mason, PAUL, Halliwell a ALISON, Rushton. *Clinical Outcomes of First Metatarsophalangeal Joint Arthrodesis Using the BOFAS Registry: A Prospective Cohort Study*. Journal of Foot and Ankle Research. Online. 2025, roč. 18, č. 4, s. e70084. ISSN 17571146. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/JFA2.70084>. [cit. 2026-05-13]
- [4] FRANÇA, Guilherme, NUNES, Joni, PINHO, Pedro, FREITAS, Daniel, ANDRADE, Renato, ESPREGUEIRA-MENDES, João, PEREIRA, Bruno a OLIVA, Xavier Martin. *Is arthrodesis still the best treatment option for first metatarsophalangeal joint arthritis?—a systematic review of arthrodesis and arthroplasty outcomes*. Annals of Joint. Online. 2021, roč. 6, č. 0, s. 5–5. ISSN 2415-6809. Dostupné z: <https://doi.org/10.21037/AOJ-20-88>. [cit. 2026-05-13]
- [5] POLZER, Hans, POLZER, Sigmund, BRUMANN, Mareen, MUTSCHLER, Wolf a REGAUER, Markus. *Hallux rigidus: Joint preserving alternatives to arthrodesis - a review of the literature*. World journal of orthopedics. Online. 2014, roč. 5, č. 1, s. 6–13. ISSN 2218-5836. Dostupné z: <https://doi.org/10.5312/wjo.v5.i1.6>. [cit. 2026-05-13]
- [6] *Implantáty pro ortopedii*. B.m., 2016. Medin, Prospon: Firemní literatura.
- [7] SHAHEMI, N., LIZA, S., ABBAS, A. A. a MERICAN, A. M. *Long-term wear failure analysis of uhmwpe acetabular cup in total hip replacement*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Online. 2018, roč. 87, s. 1–9. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2018.07.017>. [cit. 2026-05-13]

- [8] DEANS, Christopher F., BUCKNER, Brandt C. a GARVIN, Kevin L. *Wear, Osteolysis, and Aseptic Loosening Following Total Hip Arthroplasty in Young Patients with Highly Cross-Linked Polyethylene: A Review of Studies with a Follow-Up of over 15 Years*. Journal of clinical medicine. Online. 2023, roč. 12, č. 20. ISSN 2077-0383. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/JCM12206615>. [cit. 2026-05-13]
- [9] KANDAHARI, Adrese M., YANG, Xinlin, LAROCHE, Kevin A., DIGHE, Abhijit S., PAN, Dongfeng a CUI, Qunjun. *A review of UHMWPE wear-induced osteolysis: the role for early detection of the immune response*. Bone Research. Online. 2016, roč. 4, s. 16014. ISSN 20956231. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/BONERES.2016.14>. [cit. 2026-05-13]
- [10] GALLO, Jiri, GOODMAN, Stuart B., KONTTINEN, Yrjö T. a RASKA, Milan. *Particle disease: biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty*. Innate immunity. Online. 2013, roč. 19, č. 2, s. 213–224. ISSN 1753-4267. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1753425912451779>. [cit. 2026-05-14]
- [11] SINGH, N., HAMEED, P., UMMETHALA, R., MANIVASAGAM, G., PRASHANTH, K. G. a ECKERT, J. *Selective laser manufacturing of Ti-based alloys and composites: impact of process parameters, application trends, and future prospects*. Materials Today Advances. Online. 2020, roč. 8, s. 100097. ISSN 2590-0498. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.MTADV.2020.100097>. [cit. 2023-11-14]
- [12] KAUR, Sukhpreet, GHADIRINEJAD, Khashayar a OSKOUEI, Reza H. *An Overview on the Tribological Performance of Titanium Alloys with Surface Modifications for Biomedical Applications*. Lubricants 2019, Vol. 7, Page 65. Online. 2019, roč. 7, č. 8, s. 65. ISSN 2075-4442. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/LUBRICANTS7080065>. [cit. 2023-10-16]
- [13] BALASUBRAMANIAN GAYATHRI, Yashwanth Kumar, KUMAR, R. Lokesh, RAMALINGAM, Vaira Vignesh, PRIYADHARSHINI, G. Suganya, KUMAR, K. Santhosh a PRABHU, T. Ram. *Additive Manufacturing of Ti-6Al-4V alloy for Biomedical Applications*. Journal of Bio- and Tribo-Corrosion. Online. 2022, roč. 8, č. 4, s. 1–20. ISSN 21984239. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/S40735-022-00700-1/FIGURES/18>. [cit. 2023-11-13]
- [14] HAO, Yu Lin, LI, Shu Jun a YANG, Rui. *Biomedical titanium alloys and their additive manufacturing*. Rare Metals 2016 35:9. Online. 2016, roč. 35, č. 9, s. 661–671. ISSN 1867-7185. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/S12598-016-0793-5>. [cit. 2023-11-13]

- [15] WYSOCKI, Bartłomiej, MAJ, Piotr, SITEK, Ryszard, BUHAGIAR, Joseph, KURZYDŁOWSKI, Krzysztof Jan a ŚWIESZKOWSKI, Wojciech. *Laser and Electron Beam Additive Manufacturing Methods of Fabricating Titanium Bone Implants*. Applied Sciences 2017, Vol. 7, Page 657. Online. 2017, roč. 7, č. 7, s. 657. ISSN 2076-3417. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/APP7070657>. [cit. 2023-11-14]
- [16] LIU, Shunyu a SHIN, Yung C. *Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review*. Materials & Design. Online. 2019, roč. 164, s. 107552. ISSN 0264-1275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2018.107552>. [cit. 2023-11-12]
- [17] LI, Yanmin, YANG, Haiou, LIN, Xin, HUANG, Weidong, LI, Jianguo a ZHOU, Yaohe. *The influences of processing parameters on forming characterizations during laser rapid forming*. Materials Science and Engineering: A. Online. 2003, roč. 360, č. 1–2, s. 18–25. ISSN 0921-5093. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(03\)00435-0](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(03)00435-0). [cit. 2023-11-14]
- [18] RAFI, H. K., KARTHIK, N. V., GONG, Haijun, STARR, Thomas L. a STUCKER, Brent E. *Microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting*. Journal of Materials Engineering and Performance. Online. 2013, roč. 22, č. 12, s. 3872–3883. ISSN 10599495. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/S11665-013-0658-0/FIGURES/14>. [cit. 2023-11-14]
- [19] DEBROY, T., WEI, H. L., ZUBACK, J. S., MUKHERJEE, T., ELMER, J. W., MILEWSKI, J. O., BEESE, A. M., WILSON-HEID, A., DE, A. a ZHANG, W. *Additive manufacturing of metallic components – Process, structure and properties*. Progress in Materials Science. Online. 2018, roč. 92, s. 112–224. ISSN 0079-6425. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.PMATSCI.2017.10.001>. [cit. 2024-03-13]
- [20] DONI, Z., ALVES, A. C., TOPTAN, F., GOMES, J. R., RAMALHO, Amilcar, BUCIUMEANU, M., PALAGHIAN, L. a SILVA, F. S. *Dry sliding and tribocorrosion behaviour of hot pressed CoCrMo biomedical alloy as compared with the cast CoCrMo and Ti6Al4V alloys*. Materials & Design (1980-2015). Online. 2013, roč. 52, s. 47–57. ISSN 0261-3069. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2013.05.032>. [cit. 2026-05-13]
- [21] ABD-ELAZIEM, Walaa, DARWISH, Moustafa A., HAMADA, Atef a DAOUSH, Walid M. *Titanium-Based alloys and composites for orthopedic implants Applications: A comprehensive review*. Materials & Design. Online. 2024, roč. 241, s. 112850. ISSN 0264-1275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2024.112850>. [cit. 2026-05-13]

- [22] SHEN, G., ZHANG, J., CULLITON, D., MELENTIEV, R. a FANG, F. *Tribological study on the surface modification of metal-on-polymer bioimplants*. *Frontiers of Mechanical Engineering*. Online. 2022, roč. 17, č. 2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11465-022-0682-6>
- [23] FELDSHTEIN, E. E., VITJAZ, P. A. a LEKSYCKI, K. *Tribotechnical Characteristics of Ti6Al4V Titanium Alloy–Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Friction Pairs*. *Journal of Friction and Wear* 2020 41:5. Online. 2020, roč. 41, č. 5, s. 399–404. ISSN 1934-9386. Dostupné z: <https://doi.org/10.3103/S1068366620050098>. [cit. 2026-05-13]
- [24] WEI, Guijiang, TAN, Meiyang, ATTARILAR, Shokouh, LI, Jie, UGLOV, Vasilievich Vladimir, WANG, Binghao, LIU, Jia, LU, Lu a WANG, Liqiang. *An overview of surface modification, A way toward fabrication of nascent biomedical Ti–6Al–4V alloys*. *Journal of Materials Research and Technology*. Online. 2023, roč. 24, s. 5896–5921. ISSN 2238-7854. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.JMRT.2023.04.046>. [cit. 2023-10-16]
- [25] WEI, Xiaofeng, LI, Wenjun, LIANG, Bojian, LI, Binglin, ZHANG, Jinjin, ZHANG, Linshuai a WANG, Zuobin. *Surface modification of Co–Cr–Mo implant alloy by laser interference lithography*. *Tribology International*. Online. 2016, roč. 97, s. 212–217. ISSN 0301-679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2016.01.039>. [cit. 2023-05-15]
- [26] JEYAPRAKASH, Natarajan, YANG, Che Hua, PRABU, Govindarajan a RADHIKA, Nachimuthu. *Mechanism Correlating Microstructure and Wear Behaviour of Ti-6Al-4V Plate Produced Using Selective Laser Melting*. *Metals* 2023, Vol. 13, Page 575. Online. 2023, roč. 13, č. 3, s. 575. ISSN 20754701. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/met13030575>. [cit. 2026-03-16]
- [27] RANUŠA, Matúš, ODEHNAL, Lukáš, KUČERA, Ondřej, NEČAS, David, HARTL, Martin, KŘUPKA, Ivan a VRBKA, Martin. *Effect of Surface Texturing on Friction and Lubrication of Ti6Al4V Biomaterials for Joint Implants*. *Tribology Letters* 2024 73:1. Online. 2024, roč. 73, č. 1, s. 15-. ISSN 15732711. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11249-024-01950-5>. [cit. 2026-03-16]
- [28] ODEHNAL, Lukáš, RANUŠA, Matúš, MALÝ, Martin, KŘUPKA, Ivan, KOUTNÝ, Daniel, HARTL, Martin a VRBKA, Martin. *Tribological behaviour of additively manufactured Ti6Al4V with controlled surface structure: An application in small joint implants*. *Tribology International*. Online. 2025, roč. 211, s. 110832. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2025.110832>. [cit. 2026-03-16]

- [29] SADEGHI, M., KHARAZIHA, M., SALIMIJAZI, H. R. a TABESH, E. *Role of micro-dimple array geometry on the biological and tribological performance of Ti6Al4V for biomedical applications*. Surface and Coatings Technology. Online. 2019, roč. 362, s. 282–292. ISSN 0257-8972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2019.01.113>. [cit. 2026-05-14]
- [30] ALVAREZ-VERA, M., ORTEGA, J.A., ORTEGA-RAMOS, I.A., HDZ-GARCÍA, H.M., MUÑOZ-ARROYO, R., DÍAZ-GUILLÉN, J.C., ACEVEDO-DÁVILA, J.L. a HERNÁNDEZ-RODRIGUEZ, M.A.L. *Tribological and microstructural characterization of laser microtextured CoCr alloy tested against UHMWPE for biomedical applications*. Wear. Online. 2021, roč. 477. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.wear.2021.203819>
- [31] SHEN, Gang, FANG, Fengzhou a KANG, Chengwei. *Tribological performance of bioimplants: A comprehensive review*. Nanotechnology and Precision Engineering. Online. 2018, roč. 1, č. 2, s. 107–122. ISSN 1672-6030. Dostupné z: <https://doi.org/10.13494/j.npe.20180003>
- [32] CAO, L., CHEN, Y., CUI, J., LI, W., LIN, Z. a ZHANG, P. *Corrosion wear performance of pure titanium laser texturing surface by nitrogen ion implantation*. Metals. Online. 2020, roč. 10, č. 8, s. 1–10. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/met10080990>
- [33] PRATAP, T. a PATRA, K. *Tribological performances of symmetrically micro-textured Ti-6Al-4V alloy for hip joint*. International Journal of Mechanical Sciences. Online. 2020, roč. 182. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2020.105736>
- [34] DWIVEDI, Suryank, DIXIT, Amit Rai, DAS, Alok Kumar a ADAMCZUK, Krzysztof. *Additive texturing of metallic implant surfaces for improved wetting and biotribological performance*. Journal of Materials Research and Technology. Online. 2022, roč. 20, s. 2650–2667. ISSN 2238-7854. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.JMRT.2022.08.029>. [cit. 2023-11-13]
- [35] HOU, Cong, NEMES-KÁROLY, István, PASTRAV, Leonard, VRANCKEN, Bey, KOCSIS, Gyorgy, SZEBÉNYI, Gábor, CZIGÁNY, Tibor a DENIS, Kathleen. *Friction and wear reduction effect of laser powder bed fusion produced Voronoi structures in lubricated metal-polymer sliding pairs*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Online. 2025, roč. 171, s. 107138. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2025.107138>. [cit. 2026-05-15]
- [36] HOLMBERG, Kenneth, MATTHEWS, Allan a RONKAINEN, Helena. *Coatings tribology—contact mechanisms and surface design*. Tribology International. Online. 1998, roč. 31, č. 1–3, s. 107–120. ISSN 0301-679X. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0301-679X\(98\)00013-9](https://doi.org/10.1016/S0301-679X(98)00013-9). [cit. 2023-11-14]

- [37] ROSENKRANZ, Andreas, COSTA, Henara L., BAYKARA, Mehmet Z. a MARTINI, Ashlie. *Synergetic effects of surface texturing and solid lubricants to tailor friction and wear – A review*. Tribology International. Online. 2021, roč. 155, s. 106792. ISSN 0301-679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2020.106792>. [cit. 2023-11-14]
- [38] LOVE, C. A., COOK, R. B., HARVEY, T. J., DEARNLEY, P. A. a WOOD, R. J.K. *Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review*. Tribology International. Online. 2013, roč. 63, s. 141–150. ISSN 0301-679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2012.09.006>. [cit. 2023-11-14]
- [39] HAUERT, R., THORWARTH, K. a THORWARTH, G. *An overview on diamond-like carbon coatings in medical applications*. Surface and Coatings Technology. Online. 2013, roč. 233, s. 119–130. ISSN 0257-8972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2013.04.015>. [cit. 2023-11-14]
- [40] KAMIS, Shahira Liza, YEE, Tan Mean, AKASAKA, Hiroki a OHTAKE, Naoto. *Wear behavior of non-hydrogenated and hydrogenated DLC films under protein lubricated condition*. Jurnal Tribologi. 2020, roč. 25, s. 136–145.
- [41] OLIVEIRA, Luciane Y.S., KUROMOTO, Neide K. a SIQUEIRA, Carlos J.M. *Treating orthopedic prosthesis with diamond-like carbon: minimizing debris in Ti6Al4V*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. Online. 2014, roč. 25, č. 10, s. 2347–2355. ISSN 15734838. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/S10856-014-5252-Y/FIGURES/10>. [cit. 2023-11-14]
- [42] ZHANG, T.F., DENG, Q.Y., LIU, B., WU, B.J., JING, F.J., LENG, Y.X. a HUANG, N. *Wear and corrosion properties of diamond like carbon (DLC) coating on stainless steel, CoCrMo and Ti6Al4V substrates*. Surface and Coatings Technology. Online. 2015, roč. 273, č. 1, s. 12–19. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2015.03.031>
- [43] ZHAO, Xueyang, WANG, Binbin, LAI, Weiji, ZHANG, Guanglin, ZENG, Rong, LI, Wei a WANG, Xiaojian. *Improved tribological properties, cyto-biocompatibility and anti-inflammatory ability of additive manufactured Ti-6Al-4V alloy through surface texturing and nitriding*. Surface and Coatings Technology. Online. 2021, roč. 425, s. 127686. ISSN 0257-8972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2021.127686>. [cit. 2023-11-12]
- [44] KASHYAP, V. a RAMKUMAR, P. *DLC coating over pre-oxidized and textured Ti6Al4V for superior adhesion and tribo-performance of hip implant*. Surface and Coatings Technology. Online. 2022, roč. 440, s. 128492. ISSN 0257-8972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2022.128492>. [cit. 2023-11-14]

- [45] HE, Dongqing, HE, Chao, LI, Wensheng, SHANG, Lunling, WANG, Liping a ZHANG, Guangan. *Tribological behaviors of in situ textured DLC films under dry and lubricated conditions*. Applied Surface Science. Online. 2020, roč. 525, s. 146581. ISSN 0169-4332. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2020.146581>. [cit. 2023-11-14]
- [46] CREMER, Labau, NORTJE, Brendan D., VAN DER MERWE, Johan a BECKER, Thorsten H. *Wear of Conventional UHMWPE Articulating Against Additively Manufactured Ti-6Al-4V and Co-Cr-Mo*. Biotribology. Online. 2023, roč. 33–34, s. 100231. ISSN 2352-5738. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.BIOTRI.2022.100231>. [cit. 2026-05-13]
- [47] ODEHNAL, Lukáš, RANUŠA, Matúš, WIMMER, Markus A., VRBKA, Martin a KŘUPKA, Ivan. *Development of lubrication film and influence on friction in a total knee replacement during a gait cycle*. Tribology International. Online. 2023, roč. 178, s. 108073. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2022.108073>. [cit. 2026-03-16]
- [48] NEČAS, David, GELNAR, Adam, ROTHAMMER, Benedict, MARIAN, Max, RANUŠA, Matúš, WARTZACK, Sandro, VRBKA, Martin, KŘUPKA, Ivan a HARTL, Martin. *Frictional Behaviour and Surface Topography Evolution of DLC-Coated Biomedical Alloys*. Biosurface and Biotribology. Online. 2025, roč. 11, č. 1. ISSN 24054518. Dostupné z: <https://doi.org/10.1049/bsb2.70004>. [cit. 2026-03-16]
- [49] ODEHNAL, Lukáš, RANUŠA, Matúš, ČÍPEK, Pavel, MALÝ, Martin, MAZÁNOVÁ, Veronika, DLOUHÝ, Antonín, KOUTNÝ, Daniel, HARTL, Martin a VRBKA, Martin. *Additively manufactured Ti6Al4V with controlled surface structure as a potential material for joint implants: Long-term wear performance and durability*. Tribology International. Online. 2026, roč. 216, s. 111599. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2025.111599>. [cit. 2026-03-16]
- [50] GHOSH, S., CHOUDHURY, D., DAS, N.S. a PINGGUAN-MURPHY, B. *Tribological role of synovial fluid compositions on artificial joints - A systematic review of the last 10 years*. Lubrication Science. Online. 2014, roč. 26, č. 6, s. 387–410. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/ls.1266>
- [51] MARIAN, M., SHAH, R., GASHI, B., ZHANG, S., BHAVNANI, K., WARTZACK, S. a ROSENKRANZ, A. *Exploring the lubrication mechanisms of synovial fluids for joint longevity – A perspective*. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. Online. 2021, roč. 206. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2021.111926>

- [52] MYANT, Connor a CANN, Philippa. *On the matter of synovial fluid lubrication: Implications for Metal-on-Metal hip tribology*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Online. 2014, roč. 34, s. 338–348. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2013.12.016>. [cit. 2024-04-21]
- [53] NEČAS, David, VRBKA, Martin, MARIAN, Max, ROTHAMMER, Benedict, TREMMEL, Stephan, WARTZACK, Sandro, GALANDÁKOVÁ, Adéla, GALLO, Jiří, WIMMER, Markus A., KŘUPKA, Ivan a HARTL, Martin. *Towards the understanding of lubrication mechanisms in total knee replacements – Part I: Experimental investigations*. Tribology International. Online. 2021, roč. 156, s. 106874. ISSN 0301-679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2021.106874>. [cit. 2024-04-21]
- [54] MARIAN, M., ORGELDINGER, C., ROTHAMMER, B., NEČAS, D., VRBKA, M., KŘUPKA, I., HARTL, M., WIMMER, M.A., TREMMEL, S. a WARTZACK, S. *Towards the understanding of lubrication mechanisms in total knee replacements – Part II: Numerical modeling*. Tribology International. Online. 2021, roč. 156. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2020.106809>
- [55] NEČAS, D., SADECKÁ, K., VRBKA, M., GALANDÁKOVÁ, A., WIMMER, M.A., GALLO, J. a HARTL, M. *The effect of albumin and γ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Online. 2021, roč. 113. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104117>
- [56] *Bruker 3D Optical Profiler ContourGT-X | HMC Sales & Service | Semiconductor Equipment Distributor Singapore*. Online. Dostupné z: <https://www.hmcasia.com/product/bruker-3d-optical-profiler-contourgt-x/>. [cit. 2024-11-03]
- [57] *Performing 3D Optical Profiling Surface Measurements*. Online. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=13423>. [cit. 2024-11-03]
- [58] ČÍPEK, Pavel, VRBKA, Martin, REBENDA, David, NEČAS, David a KŘUPKA, Ivan. *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. Online. 2020, roč. 13, č. 9, s. 2075. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/MA13092075>. [cit. 2024-11-03]
- [59] RANUŠA, Matúš, ČÍPEK, Pavel, VRBKA, Martin, PALOUŠEK, David, KŘUPKA, Ivan a HARTL, Martin. *Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: A pilot study*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Online. 2022, roč. 132, s. 105274. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2022.105274>. [cit. 2024-11-03]

- [60] MATOVIČ, Martin. *Vliv mikrostruktur povrchu implantátu na mazací procesy v kontaktu*. Online. Brno, 2022. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/143823>. [cit. 2023-04-30]
- [61] GALANDÁKOVÁ, Adéla, ULRICHOVÁ, Jitka, LANGOVÁ, Kateřina, HANÁKOVÁ, Adéla, VRBKA, Martin, HARTL, Martin a GALLO, Jiri. *Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. Online. 2017, roč. 105, č. 6, s. 1422–1431. ISSN 1552-4981. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/JBM.B.33663>. [cit. 2023-05-14]
- [62] DURRANT, Michael, DURRANT, Lara a MCELROY, Tucker. *Establishing a common instantaneous center of rotation for the metatarso-phalangeal and metatarso-sesamoid joints: A theoretical geometric model based on specific morphometrics*. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. Online. 2019, roč. 14, č. 1, s. 1–10. ISSN 1749799X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/S13018-019-1110-4/FIGURES/10>. [cit. 2023-05-14]
- [63] FLAVIN, R, HALPIN, T, O’SULLIVAN, R, FITZPATRICK, D, IVANKOVIC, A a STEPHENS, M M. *A finite-element analysis study of the metatarsophalangeal joint of the hallux rigidus*. Online. 2008, s. 90–1334. Dostupné z: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.90B10>. [cit. 2024-11-03]
- [64] *ASTM F732-17, Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses*. West Conshohocken, PA: ASTM International. 2017.
- [65] SANDERSON, Michael J., SMITH, Ian, PARKER, Ian a BOOTMAN, Martin D. *Fluorescence Microscopy*. Cold Spring Harbor protocols. Online. 2014, roč. 2014, č. 10, s. pdb.top071795. ISSN 15596095. Dostupné z: <https://doi.org/10.1101/PDB.TOP071795>. [cit. 2024-11-03]

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

Zkratka	Význam
a-C	Amorfní uhlík (<i>Amorphous Carbon</i>)
a-C:H	Hydrogenovaný amorfní uhlík
a-C:H:W	Hydrogenovaný amorfní uhlík dopovaný wolframem
AM	Aditivní výroba / Aditivní technologie (<i>Additive Manufacturing</i>)
BCC	Krychlová prostorově centrovaná mřížka (<i>Body-Centered Cubic</i>)
CAD	Počítačem podporované projektování (<i>Computer-Aided Design</i>)
CoCrMo	Slitina kobaltu, chromu a molybdenu
CoF	Součinitel tření (<i>Coefficient of Friction</i>)
CrWC	Karbid chrómu a wolframu (adhezní mezivrstva)
CVD	Chemické napařování (<i>Chemical Vapor Deposition</i>)
DLC	Diamantu podobný uhlík (<i>Diamond-Like Carbon</i>)
FITC	Fluorescein-izothiokyanát (fluorescenční barvivo)
HA	Kyselina hyaluronová (<i>Hyaluronic Acid</i>)
HCP	Hexagonální těsně uspořádaná mřížka (<i>Hexagonal Close-Packed</i>)
IPA	Isopropylalkohol
KO	Kontaktní oblast
MoP	Kluzný pár kov-polyetylen (<i>Metal-on-Polyethylene</i>)
M-SF	Modelová synoviální kapalina (<i>Model Synovial Fluid</i>)
MTP	Metatarzofalangeální (kloub)
NaN	Neplatná hodnota / chybějící data (<i>Not a Number</i>)
Nd:YAG	Neodymem dopovaný yttritohlinitý granát (typ pevnolátkového laseru)
OA	Osteoartróza
PBF	Tavení v práškovém loži obecně (<i>Powder Bed Fusion</i>)
PBF-EB	Tavení elektronovým svazkem v práškovém loži (<i>Powder Bed Fusion – Electron Beam</i>)

PBF-L	Tavení laserovým svazkem v práškovém loži (<i>Powder Bed Fusion – Laser</i>)
PBS	Fosfátový pufr (<i>Phosphate-Buffered Saline</i>)
PECVD	Plazmatická chemická depozice z par (<i>Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition</i>)
PMMA	Polymethylmethakrylát
PRISMA	Metodika pro systematické rešerše (<i>Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses</i>)
PVD	Fyzikální napařování (<i>Physical Vapor Deposition</i>)
RBITC	Rhodamin B isothiokyanát (fluorescenční barvivo)
SDF	Standardizovaný formát povrchových dat (<i>Surface Data Format</i>)
SDS	Dodecylsírnan sodný (<i>Sodium Dodecyl Sulfate</i>)
SF	Synoviální kapalina (<i>Synovial Fluid</i>)
SS 316L	Nerezová ocel 316L (<i>Stainless Steel</i>)
ta-C	Tetraedrický amorfni uhlík
Ti6Al4V	Slitina titanu, hliníku a vanadu
TiN	Nitrid titanu
TRITC	Tetrametylrhodamin-izothiokyanát (fluorescenční filtr/barvivo)
UHMWPE	Vysokomolekulární polyetylen (<i>Ultra-High Molecular Weight Polyethylene</i>)

Symbol	Jednotka	Veličina
a	μm	Poloměr kontaktní oblasti (Hertzova teorie) nebo šířka obdélníkové drážky
d	mm	Dvojnásobek poloměru zaoblení kontaktní plochy pinu
E_1, E_2	GPa	Youngův modul pružnosti příslušných materiálů
F	N	Zátěžná (normálová) síla
h_p	μm	Hloubka textury (důlku/drážky)
I	–	Průměrná intenzita fluorescence
I_0	–	Referenční (počáteční) intenzita fluorescence pro normalizaci
n	–	Velikost statistického souboru (počet opakování)
p_{max}	MPa	Maximální Hertzův kontaktní tlak
R	mm	Skutečný poloměr zaoblení sférické plochy pinu
R	–	Pearsonův korelační koeficient
r_1	μm	Poloměr oblasti / rozteč definující hustotu textur
r_p	μm	Poloměr textury (důlku)
Sa	nm, μm	Průměrná plošná drsnost povrchu
ΔSa	nm	Změna plošné drsnosti povrchu (konečný stav minus počáteční stav)
S_p	%	Hustota plošného pokrytí povrchu texturami
ε	%	Poměr hloubky a šířky textury
μ_1, μ_2	–	Poissonovo číslo příslušných materiálů

11 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1 PRISMA diagram systematické rešerše	18
Obr. 2-2 Kloubní náhrada prvního MTP kloubu [6]	19
Obr. 2-3 Zjednodušené schéma buněčné kaskády částicové nemoci vedoucí k periprotetické osteolýze a aseptickému uvolnění implantátu. (Zpracováno a upraveno podle [9, 10])	20
Obr. 2-4 Povrch vzorku sestaveného (a) vertikálně, PBF-L (b) horizontálně, PBF-L (c) vertikálně, PBF-EB, (d) horizontálně, PBF-EB [18]	21
Obr. 2-5 (a) PBF-L, lamelární ($\alpha + \beta$) struktura, (b) PBF-L, převážně jehlovitý α' martenzit [19]	22
Obr. 2-6 Mikrotextury – zásobárna maziva a zachytávání opotřebovaných částic [25]	23
Obr. 2-7 (a–d) Jednotlivé typy textur, (e) opotřebení – hmotnostní ztráty [29]	23
Obr. 2-8 (a–d) Typy uspořádání textur podle Alvarez-Vera et al. [30], (e–f) podle Shen et al. [31]	24
Obr. 2-9 (a) Čtvercové, (b) trojúhelníkové, (c) mřížkové uspořádání [33]	24
Obr. 2-10 Vytváření materiálových valů při laserovém texturování [29]	25
Obr. 2-11 3D izometrický pohled na (a) důlkový a (b) drážkový texturovaný povrch 316L SS [34]	25
Obr. 2-12 (a) Měrná rychlost opotřebení, (b) součinitel tření v mazaných podmínkách [34]	26
Obr. 2-13 Schémata Voroného struktur (a), (e), snímky řezů (b), (f) a binarizované snímky CAD geometrie (c), (d) a vzorku (g), (h). Zobrazená Voroného struktura odpovídá konfiguraci 0,5&0,25. [35]	26
Obr. 2-14 Povrchová struktura testovaných pinů a schematické znázornění strategie 3D tisku pro mřížkovou a liniovou geometrii. [28]	27
Obr. 2-15 Ternární fázový diagram pro tvorbu DLC s ohledem na obsah sp ² , sp ³ a vodíku [38]	28
Obr. 2-16 Součinitel tření vzorků Ti6Al4V a Ti6Al4V + DLC [41]	29
Obr. 2-17 Synergický efekt kombinace textur a povlaků na zlepšení tribologických vlastností [37]	30
Obr. 2-18 (a) Konkrétní rozměry součásti s povrchovou texturou Ti6Al4V, (b) délky strany kosočtverce, (c) výšky kosočtverce [43]	30
Obr. 2-19 (a) Textura povrchu, (b) průměrný součinitel tření [44]	31

Obr. 2-20 (a–d) Typy textur, (e) součinitel tření, (f) míra opotřebení v mazaných podmínkách [45].....	31
Obr. 2-21 (a) Schéma synoviálního kloubu, (b) složení synoviální kapaliny u zdravého a osteoartritického pacienta [50]	32
Obr. 2-22 (a) Stribeckova křivka, (b) reprezentativní náčrt kontaktu [52]	33
Obr. 2-23 Ilustrativní model chování jednotlivých složek SF při pohybu kolenního implantátu [53]	34
Obr. 3-1 Schématické znázornění hypotézy 1	38
Obr. 3-2 Schématické znázornění hypotézy 2	39
Obr. 3-3 Schématické znázornění hypotézy 3	40
Obr. 4-1 Konceptní mapa diplomové práce – využitá experimentální zařízení a výsledné výstupy	41
Obr. 4-2 Kompletní experimentální design a logistika testovaných vzorků rozdělená do tří na sebe navazujících fází.....	42
Obr. 4-3 Optický profilometr Contour GT-X (Bruker) využitý pro 3D topografickou analýzu povrchů: (a) celkový pohled na zařízení [56], (b) zjednodušené optické schéma využívající principu koherenční skenovací interferometrie s Mirauovým interferometrem [57]	43
Obr. 4-4 3D model recipročního tribometru zkonstruovaného pro <i>in situ</i> experimenty, s vyznačením klíčových konstrukčních uzlů: pohybového a zátěžového systému, senzoru třecí síly a vyhřívané vany pro simulaci fyziologických podmínek [58].	44
Obr. 4-5 Schéma uspořádání <i>in situ</i> optického systému pro fluorescenční mikroskopii, znázorňující dráhu excitačního a emisního paprsku skrz dichroické zrcadlo a transparentní PMMA destičku přímo do tribologického kontaktu [59].....	45
Obr. 4-6 Simulátor opotřebení použitý pro dlouhodobé tribologické testy (300 000 cyklů): (a) celkový náhled na dvoustaniční zařízení, (b) detailní řez testovací stanicí s vyznačením aplikovaného zatížení a hermeticky uzavřené zkušební komory. [39]	46
Obr. 4-7 Laserové mikroobráběcí pracoviště ÚPT AV ČR (systém Perla 100): (a) fotografie experimentální sestavy, (b) blokové schéma vedení pikosekundového laserového paprsku přes atenuátor a skenovací hlavu na testovaný vzorek [60].....	47
Obr. 4-8 Výkresová dokumentace znázorňující nominální rozměry a topologii povrchových textur: (a) síť kruhových důlků, (b) paralelní obdélníkové drážky.....	48
Obr. 4-9 Kinematika prvního metatarzofalangeálního (MTP) kloubu během cyklu chůze, znázorňující (a) počáteční deklinaci 15° a (b) konečnou deklinaci 80° [62]	51
Obr. 4-10 Referenční vizuální škála pro semikvantitativní optické hodnocení míry opotřebení pinu (stupně 1, 3 a 5).....	54

Obr. 4-11 Vizualní výstup výpočetní rutiny v jazyce Python pro detekci a plošné vyhodnocení povrchových textur. (a) Surová topografická data s označenými chybějícími pixely (NaN), (b) binární maska po morfologickém vyplnění, (c) aplikace plošného prahování pro odstranění šumu a (d) finální extrakce charakteristických rozměrů.....	55
Obr. 4-12 Vizualizace metodiky adaptivních soustředných prstenců (<i>Dual-Ring</i>) pro přesné vyhodnocení hloubky textur a výšky okrajů (materiálových valů): (a) Lokální topografie, (b) <i>Dual-Ring</i> , (c) Výškový profil s vyhodnocením parametrů	55
Obr. 4-13 Algoritmický postup zpracování tribologických dat. (a–e) Filtrace signálu a ořez úvrátí v softwaru MATLAB, (f–h) následná agregace a vizualizace dat v jazyce Python.	57
Obr. 4-14 Algoritmický postup zpracování obrazových dat z fluorescenční mikroskopie. Ukázka definice tří analytických zón (celková stopa, mimo textury, uvnitř textur) a následná extrakce časové řady intenzity pro jeden cyklus (a–g), a výsledné trendy (h).	60
Obr. 4-15 Metodický postup pro stanovení objemového opotřebení polymerní destičky. (a–e) Rozdělení sešitého skenu na dílčí segmenty, (f) extrakce 2D profilu opotřebené stopy vůči referenční neovlivněné rovině a (g) finální 3D rekonstrukce objemového úbytku materiálu.	61
Obr. 5-1 Souhrnné výsledky počáteční topografické analýzy povrchu pinů. (a) Počáteční plošná drsnost S_a , (b) skutečný poloměr zaoblení pinu R (červená čára značí nominální hodnotu 100 mm), (c) teoretický poloměr Hertzova kontaktu a (d) teoretický maximální kontaktní tlak p_{max} . Sloupce porovnávají nepovlakované (plná výplň) a DLC povlakované vzorky (šrafovaná výplň).	65
Obr. 5-2 Ukázka profilometrické analýzy textur. (a, b) 2D výškový profil pro laserové (a) a AM důlky (b). (c) Reprezentativní 3D snímky povrchů zkoumaných modifikací (1–3 označují nezávislá opakování měření).	66
Obr. 5-3 Geometrické a prostorové charakteristiky textur extrahované z profilometrických dat metodou adaptivních prstenců. Grafy zobrazují plošné pokrytí (a), charakteristický rozměr (b), úspěšnost detekce dna (c), průměrnou naměřenou hloubku (d), průměrnou výšku okraje (e) a jeho radiální vzdálenost od hrany textury (f).	68
Obr. 5-4 Zprůměrovaný radiální profil okraje textur (<i>pile-up</i>) vyjadřující relativní převýšení materiálu vůči lokální nulové rovině v závislosti na vzdálenosti od fyzické hrany textury pro nepovlakované (a) a DLC povlakované (b) vzorky.....	68
Obr. 5-5 Kvantitativní zhodnocení stavu povrchu po krátkodobých testech. (a) Index intenzity opotřebení na škále 1–5 pro jednotlivé modifikace. (b) Změna plošné drsnosti ΔS_a (rozdíl mezi konečnou a počáteční hodnotou). Chybové úsečky reprezentují směrodatnou odchylku měření.	69

Obr. 5-6 Reprezentativní snímky kontaktních stop z optického profilometru po tribologických testech. Vlevo: nepovlakované vzorky. Vpravo: vzorky opatřené DLC povlakem.	70
Obr. 5-7 Srovnání parametrů kontaktu získaných analytickým výpočtem a přímým <i>in situ</i> pozorováním. (a) Poloměr kontaktní oblasti a , (b) maximální kontaktní tlak p_{max} vypočtený pro konstantní normálové zatížení 5 N.....	71
Obr. 5-8 Časový vývoj normalizované fluorescenční intenzity vyhodnocený uvnitř textur v závislosti na počtu proběhlých cyklů pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy. Křivky reprezentují klouzavý průměr, poloprůhledná pásma vyznačují směrodatnou odchylku.....	72
Obr. 5-9 Souhrnné sloupcové grafy průměrné normalizované intenzity fluorescence vyhodnocené uvnitř textur pro fázi (a) záběhu a (b) ustáleného stavu.....	73
Obr. 5-10 Časový vývoj normalizované fluorescenční intenzity na kontaktním plató (mimo textury) pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy. Šedá svislá pásma vyznačují 5minutové statické pauzy pod zatížením.	73
Obr. 5-11 Souhrnné sloupcové grafy průměrné normalizované intenzity mimo textury ve fázi záběhu (a) a ustáleného stavu (b).....	74
Obr. 5-12 Časový vývoj normalizované fluorescenční intenzity agregovaný pro celkovou kontaktní oblast (textury + plató) pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy.	75
Obr. 5-13 Souhrnné sloupcové grafy průměrné normalizované intenzity v celkové kontaktní oblasti ve fázi záběhu (a) a ustáleného stavu (b).....	75
Obr. 5-14 Časová sekvence reprezentativních snímků z <i>in situ</i> fluorescenční mikroskopie (záběry z počátku experimentu (–25) a z poloviny jednotlivých experimentů (–13, 13, 38 a 63)). Světlejší oblasti odpovídají vyšší koncentraci značeného proteinu. Vodorovná šipka vpravo značí směr relativního pohybu PMMA disku vůči pinu pro daný půl-cyklus.	76
Obr. 5-15 Detailní <i>in situ</i> fluorescenční vizualizace chování maziva. (a, b) Formování fluorescenčních „chvostů“ za texturami proti směru pohybu. (c, d) Srovnání prostorového plnění pro (c) laserové důlky (modré kroužky) a (d) aditivně vyráběné důlky (oranžové kroužky).	77
Obr. 5-16 Časový vývoj součinitele tření v závislosti na počtu proběhlých cyklů pro (a) nepovlakované a (b) DLC povlakované povrchy. Křivky reprezentují klouzavý průměr, poloprůhledná pásma vyznačují celkovou směrodatnou odchylku měření pro danou skupinu vzorků.	78

Obr. 5-17 Souhrnné sloupkové grafy průměrného součinitele tření agregované pro fázi záběhu (a) a ustáleného stavu (b). Sloupce reprezentují nepovlakované modifikace (plná barva) s DLC povlakovanými ekvivalenty (šrafovaná výplň). Chybové úsečky reprezentují směrodatnou odchylku.	79
Obr. 5-18 Souhrnné výsledky korelační analýzy vyjádřené Pearsonovým korelačním koeficientem (R). Grafy (a–c) zobrazují vztah mezi normalizovanou intenzitou v jednotlivých zónách a součinitelem tření. Grafy (d–f) kvantifikují vzájemnou korelaci intenzit mezi zónami.	80
Obr. 5-19 Vyhodnocení dlouhodobých testů opotřebení. (a) Souhrnné grafy specifické rychlosti opotřebení pro polymerní destičky UHMWPE. (b) Reprezentativní optické snímky kontaktních ploch kovových pinů.	82

12 SEZNAM TABULEK

Tab. 4-1 Systematická nomenklatura testovaných vzorků	49
Tab. 4-2 Základní mechanické vlastnosti testovaných materiálů využité pro analytický výpočet Hertzova kontaktního tlaku.	51
Tab. 4-3 Komparace kinematických a zatěžovacích parametrů pro <i>in situ</i> fluorescenční měření a dlouhodobé testy opotřebení.	52
Tab. 5-1 Výsledky dlouhodobého opotřebení testovaných pinů a UHMWPE destiček	82

13 SEZNAM PŘÍLOH

Vložené přílohy

<i>Příloha A:</i> Topografické charakteristiky a parametry textur	119
<i>Příloha B:</i> Retence maziva a fluorescence – souhrnné hodnoty	123
<i>Příloha C:</i> Součinitel tření – souhrnné hodnoty fází.....	124
<i>Příloha D:</i> Výsledky statistické korelační analýzy	125

Externí přílohy

<i>Příloha E:</i> Výpočetní skripty	
-------------------------------------	--

Vložené přílohy:

Příloha A: Topografické charakteristiky a parametry textur

Tab. A. 1: Souhrnné topografické parametry artikulačních povrchů a charakteristiky kontaktu

Typ	$Sa_{před}$ (nm)	R (mm)	a_{Hertz} (μm)	$p_{max,Hertz}$ (MPa)	Sa_{po} (nm)	ΔSa (nm)	Index opotř. (–)	a_{fluor} (μm)	$p_{max,fluor}$ (MPa)
AC	44,9 ± 15,9	111,5 ± 3,2	460,1 ± 4,5	11,3 ± 0,2	47,8 ± 18,0	3,0 ± 6,5	2,7 ± 2,1	236,0 ± 12,9	43,1 ± 4,8
AD	50,9 ± 17,0	109,1 ± 7,4	456,6 ± 10,4	11,5 ± 0,5	49,2 ± 17,8	–1,7 ± 1,7	2,0 ± 0,0	235,5 ± 9,2	43,2 ± 3,4
BC	46,8 ± 3,5	103,9 ± 5,1	449,3 ± 7,5	11,8 ± 0,4	49,7 ± 5,4	2,9 ± 2,8	2,3 ± 1,5	224,4 ± 23,1	48,5 ± 10,5
BD	61,3 ± 6,4	115,4 ± 10,3	465,1 ± 14,1	11,0 ± 0,7	54,3 ± 7,9	–7,0 ± 14,3	1,0 ± 0,0	248,3 ± 12,0	38,9 ± 3,7
CC	48,6 ± 9,1	88,4 ± 7,6	425,6 ± 12,4	13,2 ± 0,8	51,2 ± 16,0	2,6 ± 7,9	3,0 ± 1,0	237,4 ± 8,5	42,5 ± 3,0
CD	57,9 ± 22,9	108,5 ± 16,1	455,1 ± 22,3	11,6 ± 1,1	51,7 ± 8,0	–6,2 ± 16,4	1,3 ± 0,6	221,9 ± 22,0	49,5 ± 10,5
DC	26,8 ± 7,4	104,8 ± 8,7	450,4 ± 12,3	11,8 ± 0,6	30,5 ± 7,4	3,7 ± 7,2	2,3 ± 1,5	230,4 ± 11,7	45,2 ± 4,4
DD	42,0 ± 13,7	104,9 ± 11,7	450,4 ± 17,0	11,8 ± 0,9	27,6 ± 1,5	–14,4 ± 12,8	1,0 ± 0,0	234,0 ± 18,2	44,1 ± 6,8
EC	34,7 ± 11,2	94,9 ± 13,3	435,4 ± 19,9	12,7 ± 1,1	37,3 ± 11,3	2,6 ± 1,3	1,6 ± 0,6	231,7 ± 14,3	44,8 ± 5,4
ED	43,0 ± 8,7	90,0 ± 5,8	428,4 ± 9,3	13,0 ± 0,6	37,8 ± 11,6	–5,2 ± 3,5	1,3 ± 0,6	215,9 ± 6,0	51,3 ± 2,8

Tab. A. 2: Dílčí topografické parametry pro jednotlivé testované vzorky

Vzorek	$Sa_{před}$ (nm)	R (mm)	a_{Hertz} (μm)	$p_{max,Hertz}$ (MPa)	Sa_{po} (nm)	Index opotř. (–)	a_{fluor} (μm)	$p_{max,fluor}$ (MPa)
AC1	60,0	113,3	462,5	11,2	59,6	2	222,0	48,4
AC2	28,3	113,5	462,8	11,1	27,2	1	238,5	42,0
AC3	46,3	107,8	454,9	11,5	56,7	5	247,5	39,0
AD1	64,2	109,1	456,8	11,4	64,3	2	225,8	46,8
AD2	31,7	101,7	446,2	12,0	29,6	2	244,1	40,1
AD3	56,7	116,6	466,9	11,0	53,5	2	236,7	42,6
BC1	47,6	98,0	440,7	12,3	53,6	4	244,1	40,1
BC2	49,8	106,7	453,4	11,6	51,9	1	230,2	45,1
BC3	43,0	107,0	453,8	11,6	43,6	2	199,0	60,3
BD1	64,3	120,1	471,6	10,7	51,5	1	245,4	39,6
BD2	54,0	122,5	474,8	10,6	63,3	1	238,1	42,1
BD3	65,6	103,6	448,9	11,8	48,2	1	261,5	34,9
CC1	42,2	79,7	411,4	14,1	36,0	4	235,0	43,2
CC2	59,0	92,0	431,5	12,8	67,8	2	230,3	45,0

Vzorek	Sa_{pred} (nm)	R (mm)	a_{Hertz} (μm)	$p_{max,Hertz}$ (MPa)	Sa_{po} (nm)	Index opotř. (–)	a_{fluor} (μm)	$p_{max,fluor}$ (MPa)
CC3	44,6	93,6	434,0	12,7	49,9	3	246,8	39,2
CD1	38,6	105,7	451,9	11,7	42,8	2	231,0	44,7
CD2	83,1	125,8	478,9	10,4	58,0	1	196,9	61,6
CD3	51,8	94,0	434,6	12,6	54,2	1	237,9	42,2
DC1	35,2	98,9	442,1	12,2	33,5	1	243,8	40,2
DC2	21,3	100,6	444,6	12,1	22,1	2	225,5	46,9
DC3	24,0	114,8	464,5	11,1	35,8	4	222,0	48,5
DD1	39,7	92,0	431,5	12,8	26,2	1	216,1	51,1
DD2	29,7	114,7	464,5	11,1	27,6	1	233,3	43,9
DD3	56,8	107,9	455,1	11,5	29,1	1	252,5	37,4
EC1	47,6	110,1	458,1	11,4	50,2	2	219,3	49,6
EC2	28,0	89,4	427,4	13,1	29,3	1	228,4	45,8
EC3	28,6	85,3	420,7	13,5	32,5	2	247,3	39,0
ED1	53,0	93,0	433,1	12,7	51,1	1	210,1	54,1
ED2	39,2	93,8	434,3	12,7	30,2	1	222,0	48,4
ED3	36,8	83,4	417,7	13,7	32,0	2	215,5	51,4

Tab. A. 3: Geometrické a prostorové charakteristiky textur

Typ	Pokrytí texturou (%)	Charakteristický rozměr (μm)	Úspěšnost detekce hloubky (%)	Průměrná hloubka textury (μm)	Výška okraje (μm)	Vzdálenost vrcholu okraje (μm)
BC	5,8 ± 0,4	49,0 ± 4,0	13,0 ± 11,1	0,6 ± 1,0	0,4 ± 0,1	2,1 ± 0,2
BD	4,9 ± 0,3	40,8 ± 1,6	67,9 ± 14,8	30,5 ± 12,9	0,3 ± 0,1	3,2 ± 0,7
CC	17,0 ± 0,7	36,8 ± 5,9	59,8 ± 39,0	4,1 ± 5,2	0,3 ± 0,0	2,0 ± 0,0
CD	9,8 ± 0,6	23,3 ± 7,5	62,9 ± 29,9	37,0 ± 11,0	2,6 ± 0,4	3,8 ± 0,5
DC	1,6 ± 0,4	25,7 ± 4,4	57,0 ± 9,3	9,6 ± 3,3	0,1 ± 0,0	7,7 ± 0,7
DD	4,9 ± 2,7	34,4 ± 8,6	65,5 ± 13,5	13,6 ± 3,8	0,2 ± 0,1	9,4 ± 3,1
EC	19,2 ± 11,5	45,0 ± 21,7	64,9 ± 18,1	24,6 ± 12,8	0,2 ± 0,0	7,5 ± 4,5
ED	24,8 ± 8,2	49,4 ± 11,5	79,5 ± 9,1	43,4 ± 7,1	0,2 ± 0,0	10,2 ± 4,3

Příloha B: Retence maziva a fluorescence – souhrnné hodnoty

Tab. B. 1: Vyhodnocení relativní změny fluorescenční intenzity synoviálního albuminu v závislosti na sledované funkční zóně a fázi experimentu

Typ	Záběhová fáze (<i>Run-in</i>)			Ustálený stav (<i>Steady-state</i>)		
	Uvnitř textur (–)	Mimo textury (–)	Celková oblast (–)	Uvnitř textur (–)	Mimo textury (–)	Celková oblast (–)
AC	–	–	$-0,293 \pm 0,089$	–	–	$-0,206 \pm 0,067$
AD	–	–	$-0,139 \pm 0,370$	–	–	$-0,221 \pm 0,110$
BC	$-0,136 \pm 0,062$	$-0,124 \pm 0,125$	$-0,138 \pm 0,067$	$0,037 \pm 0,063$	$-0,083 \pm 0,054$	$0,021 \pm 0,050$
BD	$-0,138 \pm 0,009$	$0,032 \pm 0,060$	$-0,112 \pm 0,017$	$0,176 \pm 0,171$	$0,032 \pm 0,046$	$0,148 \pm 0,147$
CC	$-0,193 \pm 0,040$	$-0,292 \pm 0,168$	$-0,227 \pm 0,067$	$0,058 \pm 0,031$	$0,432 \pm 0,298$	$0,158 \pm 0,108$
CD	$-0,169 \pm 0,018$	$-0,340 \pm 0,088$	$-0,218 \pm 0,048$	$0,096 \pm 0,111$	$-0,201 \pm 0,068$	$0,020 \pm 0,113$
DC	$-0,011 \pm 0,124$	$0,259 \pm 0,772$	$-0,075 \pm 0,115$	$0,233 \pm 0,307$	$1,209 \pm 1,012$	$0,481 \pm 0,345$
DD	$-0,147 \pm 0,009$	$-0,255 \pm 0,075$	$-0,192 \pm 0,030$	$-0,061 \pm 0,044$	$-0,312 \pm 0,055$	$-0,158 \pm 0,055$
EC	$-0,236 \pm 0,037$	$-0,364 \pm 0,068$	$-0,259 \pm 0,042$	$0,257 \pm 0,192$	$0,290 \pm 0,084$	$0,259 \pm 0,141$
ED	$-0,453 \pm 0,046$	$-0,423 \pm 0,081$	$-0,450 \pm 0,047$	$0,422 \pm 0,188$	$-0,232 \pm 0,138$	$0,325 \pm 0,144$

Příloha C: Součinitel tření – souhrnné hodnoty fází

Tab. C. 1: Průměrné hodnoty makroskopického součinitele tření μ a jejich směrodatné odchylky v záběhové a ustálené fázi

Typ	Záběhová fáze (<i>Run-in</i>) (–)	Ustálený stav (<i>Steady-state</i>) (–)
AC	0,328 ± 0,023	0,311 ± 0,006
AD	0,400 ± 0,016	0,413 ± 0,007
BC	0,339 ± 0,009	0,327 ± 0,005
BD	0,331 ± 0,034	0,315 ± 0,022
CC	0,359 ± 0,007	0,287 ± 0,038
CD	0,337 ± 0,007	0,331 ± 0,027
DC	0,329 ± 0,004	0,309 ± 0,003
DD	0,367 ± 0,007	0,357 ± 0,012
EC	0,337 ± 0,016	0,304 ± 0,007
ED	0,392 ± 0,011	0,365 ± 0,003

Příloha D: Výsledky statistické korelační analýzy

Tab. D. 1: Výsledné hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu (R) kvantifikující vztah mezi distribucí maziva a makroskopickým třením – **Záběhová fáze (*Run-in*)**

Typ	Uvnitř vs. CoF (–)	Mimo vs. CoF (–)	Celkem vs. CoF (–)	Uvnitř vs. Celkem (–)	Mimo vs. Celkem (–)	Uvnitř vs. Mimo (–)
AC	–	–	–0,305	–	–	–
AD	–	–	–0,269	–	–	–
BC	–0,397	–0,019	–0,371	0,993	0,416	0,307
BD	–0,454	–0,227	–0,488	0,992	0,176	0,051
CC	–0,858	0,010	–0,765	0,873	0,435	–0,036
CD	–0,840	0,033	–0,816	0,942	0,217	–0,107
DC	0,362	–0,215	0,177	0,606	0,532	–0,212
DD	–0,643	–0,140	–0,614	0,958	0,419	0,154
EC	–0,373	–0,418	–0,379	0,996	0,818	0,763
ED	–0,375	–0,562	–0,407	0,999	0,809	0,780

Tab. D. 2: Výsledné hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu (R) kvantifikující vztah mezi distribucí maziva a makroskopickým třením – **Ustálený stav (Steady-state)**

Typ	Uvnitř vs. CoF (–)	Mimo vs. CoF (–)	Celkem vs. CoF (–)	Uvnitř vs. Celkem (–)	Mimo vs. Celkem (–)	Uvnitř vs. Mimo (–)
AC	–	–	–0,415	–	–	–
AD	–	–	–0,108	–	–	–
BC	–0,195	–0,467	–0,258	0,991	0,018	–0,115
BD	–0,463	–0,242	–0,477	0,978	0,381	0,283
CC	–0,498	–0,662	–0,770	0,848	0,936	0,690
CD	–0,561	–0,122	–0,590	0,973	0,709	0,586
DC	0,115	0,097	–0,009	0,940	0,967	0,954
DD	–0,249	0,215	–0,003	0,878	0,864	0,550
EC	0,291	–0,556	0,165	0,979	0,259	0,058
ED	–0,473	0,435	–0,469	0,995	–0,786	–0,824