



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

TŘENÍ TITANOVÝCH POVRCHŮ V IMPLANTOLOGII

FRICION OF TITANIUM SURFACES IN IMPLANTOLOGY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Matyáš Heto

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

BRNO 2024

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Matyáš Heto**
Studijní program: Základy strojního inženýrství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Matůš Ranuša, Ph.D.**
Akademický rok: 2023/24

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

Tření titanových povrchů v implantologii

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Slitina Ti6Al4V patří mezi často používané slitiny v endoprotetice díky svým dobrým mechanickým vlastnostem, biokompatibilitě a schopnosti osteointegrace při pórovitých strukturách. S rozvojem aditivních technologií je snahou vyvíjet jednovrstvkové individualizované implantáty schopné obnovit původní funkci kloubu. V tomto případě se u artikulujících povrchů setkáváme s vysokým třením, což může urychlit degradační procesy a způsobovat pacientovi nepříjemné zdravotní komplikace.

Typ práce: výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Cílem práce je dlouhodobě posoudit odolnost vůči otěru slitinu Ti6Al4V a popsat její chování pomocí koeficientu tření.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- provést rešerši vědeckých publikací zabývajících se využitím slitiny Ti6Al4V pro artikulární povrchy,
- připravit vzorky z slitiny Ti6Al4V vytvořené jak konvenční metodou, tak pomocí 3D tisku,
- realizovat dlouhodobé testy opotřebení pomocí simulátoru,
- zhodnotit získané poznatky a formulovat hlavní závěry.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, laboratorní protokol.

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

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

<https://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukoncenii/>

Seznam doporučené literatury:

STEWART, T. D. Tribology of artificial joints. Orthopaedics and Trauma [online]. 2010, 24(6), 435–440 [vid. 2023-05-15]. ISSN 1877-1327. Dostupné z: doi:10.1016/J.MPORTH.2010.08.002

LEWALLEN, Eric A., William H. TROUSDALE, Roman THALER, Jie J. YAO,
Wei XU, Janet M. DENBEIGH, Asha NAIR, Jean Pierre KOCHER, Amel
DUDAKOVIC, Daniel J. BERRY, Robert C. COHEN, Matthew P. ABDEL, David
G. LEWALLEN a Andre J. VAN WIJNEN. Surface Roughness of Titanium

Orthopedic Implants Alters the Biological Phenotype of Human Mesenchymal Stromal Cells.
Tissue engineering. Part A [online]. 2021, 27(23–24), 1503–1516. ISSN 1937-335X. Dostupné z:
doi:10.1089/TEN.TEA.2020.0369

SWAIN, Subhasmita a Tapash Ranjan RAUTRAY. Effect of Surface Roughness on Titanium
Medical Implants. Materials Horizons: From Nature to Nanomaterials [online]. 2021, 55–80. ISSN
25245392. Dostupné z: doi:10.1007/978-981-15-8307-0_3/COVER

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

V Brně, dne

L. S.

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

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zaměřuje na třecí vlastnosti a odolnost proti opotřebení slitiny Ti6Al4V. Tato slitina je vhodná pro použití v ortopedických implantátech, například u prvního metatarzofalangeálního (MTP) kloubu v palci u nohy. Cílem je zkoumat různé metody povrchových úprav, které mohou snížit tření a opotřebení tohoto materiálu. V práci je popisován účinek nanášení DLC povlaků a vytváření mikrotextur nebo mikrostruktur na povrch implantátů ze slitiny Ti6Al4V. Byly realizovány testy párů kov na kov pomocí profilometru a tribometru v konfiguraci pin-on-plate. Výsledky ukazují znatelně vyšší součinitel tření u slitiny Ti6Al4V než u porovnávané slitiny CoCrMo. DLC povlak významně pomohl při snížení tření a opotřebení slitiny Ti6Al4V. To se nedá říct o dvou testovaných mikrostrukturách, u kterých vliv na pozorované tribologické vlastnosti nebyl prokázán. Z výsledků vyplývá důležitost povrchové úpravy slitiny Ti6Al4V pro použití v implantátech.

KLÍČOVÁ SLOVA

Součinitel tření, Slitina Ti6Al4V, Implantáty typu kov na kov, Aditivní výroba, povlak DLC, Mikrostruktura

ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on the frictional properties and wear resistance of Ti6Al4V alloy. This alloy is suitable for use in orthopaedic implants such as the first metatarsophalangeal (MTP) joint in the big toe. The aim is to investigate different surface treatment methods that can reduce friction and wear of this material. The effect of applying DLC coatings and creating microtextures or microstructures on the surface is described. Metal on metal pair tests have been carried out using profilometer and tribometer in pin-on-plate configuration. The results show a noticeably higher coefficient of friction for the Ti6Al4V alloy than for the compared CoCrMo alloy. DLC coating significantly helped in reducing the friction and wear of Ti6Al4V. This cannot be said for the two microstructures tested, which did not have a significant effect on the observed tribological properties. The results indicate the importance of surface treatment of Ti6Al4V alloy for use in implants.

KEYWORDS

Friction coefficient, Ti6Al4V alloy, MoM implants, Additive manufacturing, DLC coating, Microstructure

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

PŘÍJMENÍ, Jméno. *Název diplomové práce*. Brno, 2018, 99 s. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Jméno Příjmení, Ph.D.

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	
ABSTRAKT	5
KLÍČOVÁ SLOVA	5
ABSTRACT	5
KEYWORDS	5
BIBLIOGRAFICKÁ CITACE	7
PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE	9
1 ÚVOD	13
2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	15
2.1 Klouby a kloubní náhrady	15
2.1.1 totální náhrada prvního metatarzofalangeálního (MTP) kloubu palce	16
2.2 Náhrady typu kov na kov	18
2.2.1 Zdravotní potíže způsobené MoM implantáty	19
2.2.2 Tribologie MoM implantátů	19
2.3 Titanová slitina Ti6Al4V jako biomateriál	21
2.3.1 Odolnost proti opotřevení titanu a jeho slitin	22
2.4 Metody úpravy povrchu titanových slitin	23
2.4.1 DLC povlakování	23
2.4.2 Texturování povrchu	27
2.5 Aditivní výroba Ti6Al4V v implantologii	30
2.5.1 Tribologické vlastnosti Ti6Al4V vyráběné aditivními technologiemi	31
3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	33
3.1 Analýza problému	33
3.2 Cíl práce	34
4 MATERIÁL A METODY	35
4.1 Experimentální zařízení	35
4.2 Použité materiály a mazivo	36
4.3 Experimentální a kinematické podmínky experimentu	38
4.4 Postup měření	38

4.5	Vyhodnocování výsledků	39
5	VÝSLEDKY	40
5.1	Součinitel tření	40
5.2	Topografie povrchu	46
6	DISKUZE	55
7	ZÁVĚR	58
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	60
9	SEZNAM PŘÍLOH	67

1 ÚVOD

S ohledem na demografické změny a zvyšující se počet ortopedických zákroků je zřejmé, že vývoj a optimalizace materiálů pro medicínské aplikace je více než nezbytný [1]. Tato práce se zabývá aktuálním a v současnosti stále více významným tématem využití titanových slitin v implantologii, zejména se zaměřuje na slitinu Ti6Al4V. Výběr tohoto materiálu vychází z rostoucí potřeby zlepšovat vlastnosti materiálů používaných pro výrobu ortopedických implantátů, což může zásadním způsobem přispět k lepší kvalitě života pacientů. U kloubních implantátů se nejčastěji používají materiály CoCr a Ti6Al4V. Při srovnatelných nákladech na výrobu má Ti6Al4V ve srovnání se slitinou z CoCr výrazně lepší biokompatibilitu, lepší mechanické vlastnosti a nižší hmotnost [2]. Hůře na tom jsou ale její tribologické vlastnosti jako jsou odolnost proti opotřebení a součinitel tření.

Jedno z hledisek životnosti implantátu je jeho chování na artikulačních površích. V těchto místech dochází k velkému opotřebení. Částice otěru se z materiálu implantátu pak dostávají do těla, kde mohou způsobovat zdravotní komplikace. Tato práce se zabývá dopady různých metod, které mohou být aplikovány na artikulační povrchy a měli by mít pozitivní vliv právě na opotřebení a tření v těchto místech. Jejich aplikování by mělo zlepšit funkcionalitu a životnost implantátů. Jednou z takových úprav může být nanosení povlaku. Pro tuto bakalářskou práci je vybrán hojně užívaný DLC povlak, který slibuje snížení součinitele tření a zvýšení odolnosti proti opotřebení v kombinaci s dobrou biokompatibilitou. S tímto povlakem jsou však spojeny problémy s jeho delaminací nebo abrazivním opotřebením [3]. Další úpravou ke zlepšení tribologických vlastností může být vytvoření mikrotextrur na povrchu, které zlepšují v místě kontaktu mazné podmínky a poskytují prostor zachycení úlomků opotřebení [4]. Tyto modifikace mohou být aplikovány i na produkty, které jsou vyrobené pomocí aditivní technologie.

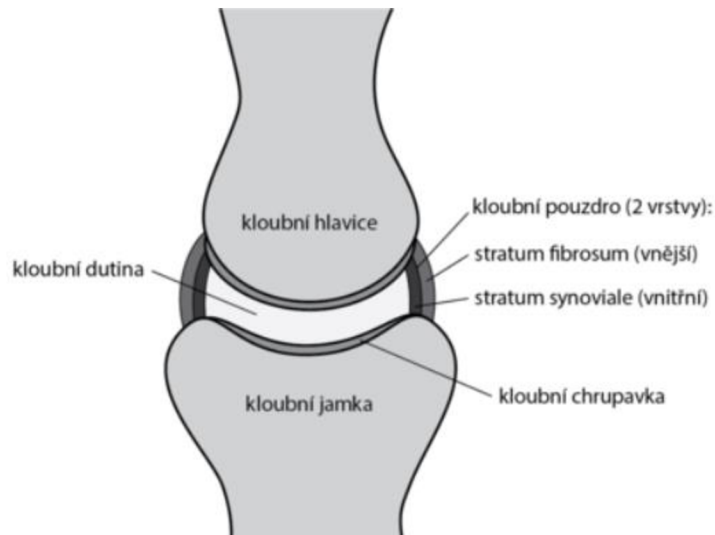
Ti6Al4V i CoCr jsou slitiny vhodné pro 3D tisk. Pozornost je tedy ve velké míře věnována i aditivním výrobním technologiím, které nabízejí nové možnosti v oblasti designu a výroby implantátů. Tyto metody, u kterých postupným vrstvením a spékáním prášku pomocí vysoce energetického zdroje, jako je laser (metoda SLM) nebo elektronový svazek (metoda EBM), umožňují výrobu složitých geometrií, které by tradičními metodami nebyly realizovatelné. Navíc, díky vysoké přesnosti a schopnosti přizpůsobení se individuálním anatomickým potřebám pacientů, aditivní výroba představuje významný posun ve zvyšování funkčnosti a životnosti medicínských implantátů [5].

Použitím aditivní technologie může být na produktech docíleno tvoření 3D mikrostruktur. Tyto mikrostruktury mohou být aplikovány na artikulační povrchy. Tato práce se snaží posoudit, jestli jsou schopné napodobit pozitivní vlastnosti na tření a opotřebení texturování povrchu. Budou provedeny dlouhodobé testy součinitele tření a podle nich budou vyhodnocovány vlastnosti na perspektivních materiálových dvojicích z titanu s různými povrchovými úpravami.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Klouby a kloubní náhrady

Kloub zajišťuje funkci pohyblivého spojení dvou nebo více kostí. Záleží na druhu kloubu, ale typicky se skládá z dvou povrchů, kloubní hlavice a kloubní jamky. Tyto povrchy jsou povlečené chrupavkou a nachází se uvnitř kloubního pouzdra [6].



Obrázek 2-1 Obecná stavba kloubu (převzato z [7])

Závažným problémem se může stát poškození chrupavky vinou artrózy, zlomeniny, vrozené deformity, nádorového postižení oblasti nebo jiného onemocnění. To se u pacienta projevuje hlavně bolestí v daném místě nebo omezením hybnosti [8]. Tento stav se dá při mírném poškození zlepšit fyzickou terapií, léky nebo úpravou fyzických aktivit. To jsou preferované způsoby, protože se při nich nezasahuje invazivně do kloubu. Pokud ale nevedou ke zlepšení, může být provedena totální náhrada poškozeného kloubu [9].

Nejvíce se provádějí náhrady kyčelního a kolenního kloubu, méně časté jsou pak náhrady jiných kloubů, včetně kotníku, zápěstí, ramene, lokte nebo malých kloubů na ruce nebo na noze [9].

Kloubní náhrady obsahují fixační část, tzv. dřík, který je upevněn do kosti, a artikulační část, skládající se z hlavice a jamky. Tam probíhá vzájemný pohyb a dochází ke tření. Tohle místo lze považovat za obvyklý tribosystém obsahující třecí pár, mazací kapalinu, a to vše obklopené okolním prostředím. Nejčastější materiály pro artikulační povrchy náhrad jsou polyethylen (s vysokým stupněm síťování), kov a keramika. V současnosti nepoužívanější třecí pár je typu kov na polyethylen (MoP). Dále se také používá kov na kov (MoM), keramika na keramiku (CoC), keramika na kov (CoM) či keramika na polyethylen (CoP) [10]. Dřík se obvykle vyrábí z kovu a jeho hlavní charakteristické vlastnosti od kterých se odvíjí jeho funkčnost jsou mikrostruktura, úprava povrchu a tvar. Bývá buď cementovaný s hladkým povrchem nebo necementovaný s drsným povrchem, který podporuje lepší oseointegraci [8].

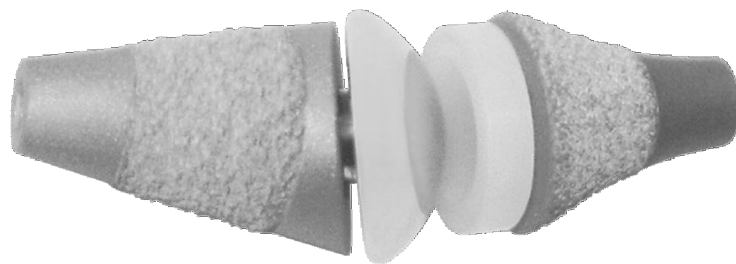
V oblasti velkých kloubů, jako jsou kolenní a kyčelní klouby, máme díky dlouholetému používání a výzkumu rozsáhlé znalosti o jejich fungování v lidském těle. Malé implantáty však byly dosud zkoumány méně. Některé základní informace o jejich působení v těle mohou být proto odvozovány z rozsáhlejších znalostí o velkých implantátech, nicméně specifické vlastnosti a reakce malých kloubů vyžadují samostatný výzkum pro dosažení optimálních výsledků a zajištění jejich dlouhodobé funkčnosti.

2.1.1 totální náhrada prvního metatarzofalangeálního (MTP) kloubu palce

Pro lidskou chůzi hraje významnou roli metatarzofalangeální (MTP) kloub v palci u nohy. Bývá výrazně zatěžován a může podléhat řadě onemocnění jako například hallux rigidus [11]. Toto postižení je definováno jako ztuhnutí palce, kdy je omezena jeho pohyblivost, což může vést například k bolesti při chůzi [12]. U pacientů trpících pokročilejšími stádii tohoto postižení, je jedna z možností léčby totální náhrada prvního MTP skloubení [13]. U tohoto zákroku je ale hlášen vysoký výskyt komplikací a mnohem osvědčenější metodou je artrodéza, což je pevné chirurgické spojení kostí v palci [14, 15]. Metoda s náhradou je pro pacienta výhodnější, protože poskytuje úlevu od bolesti a zachování hybnosti kloubu [15].

Většina těchto moderních implantátů je typu MoP s povrchy z oceli proti vysokomolekulárnímu polyetylenu. Jelikož existují znalosti o negativních účincích uvolňování malých polyetylenových částic opotřebením do těla, někteří výrobci mohou preferovat MoM náhrady u kterých je dokázáno menší opotřebením [16].

Mezi nejčastější problémy MTP náhrad patří jejich aseptické uvolnění [17]. Proto je snaha podpořit oseointegraci použitím titanu s porézním povrchem, s texturou na povrchu nebo s porézním nástřikem hydroxylapatitu [11].



Obrázek 2-2 Necementovaná náhrada MTP kloubu palce nohy s titanovým porézním povrchem, vložka je z UHMWPE od společnosti Medin (převzato z [18])

Společnost Anatomic Implants ve spolupráci s firmou AddUp vyvinula titanovou 3D tištěnou kovovou náhradu MTP kloubu. Tyto implantáty využívají pokročilé aditivní technologie k vytvoření detailních mřížkových struktur z titanu, což má za cíl co nejpřesnější replikaci lidského kloubu a podporu oseointegrace [19].



Obrázek 2-3 Náhrada od společnosti Anatomic Implants a AddUp s viditelnou mřížkovou strukturou na povrchu dřívku. (převzato z [19])

T.J. Joyce ve své studii [11] zkoumal CoCr implantát prvního MTP kloubu na jehož artikulacních povrchy byl nanesen povlak DLC za účelem menšího opotřebení. Byly provedené výpočty na modelu a posouzena náhrada získaná asi 4 roky po implantování. Na ní byly nalezeny škrábance a DLC vrstva byla většinou odstraněna. Modelové výpočty i pozorování potvrzují, že MoM náhrada fungovala převážně při mezním mazání s občasným přechodem ke smíšenému mazání zvláště u menších zatížení.

2.2 Náhrady typu kov na kov

Kyčelní MoM náhrady vyvinuli v šedesátých letech G. K. McKee a J. Watson-Farrar. Avšak ty vykazovaly v prvních 10 letech velké množství selhání aseptickým uvolněním, pravděpodobně způsobené špatnou konstrukcí a vysokým třením. Proto se přešlo na protézy typu kov na polyethylen vyvinuté Johnem Charnleym, které dosahovaly lepších výsledků tření [20]. V osmdesátých letech výzkum MoM implantátů znovu započal, poté co byly přesněji identifikovány problémy související s dlouhodobými negativními účinky MoP náhrad, které se týkalo uvolňování velkého množství otěrových částic polyethylenu do lidského těla. Weber představil MoM implantáty druhé generace s optimalizovanými výrobními postupy, které umožnily zlepšit vůle a drsnost povrchu. Také se začaly používat velké průměry hlavic, oproti doposud používaným malým průměrům u MoP náhrad, protože se potvrdilo jejich výrazně menší opotřebení. Použití těchto implantátů je však dodnes omezeno obavami z uvolňování kovových iontů a nanočástic vinou opotřebením do těla [21].

V současnosti se náhrady typu kov na kov (nejčastěji ze slitin kobaltu a chromu nebo slitin titanu) používají jako možná alternativa k nejběžněji užívaným náhradám MoP. To z důvodů výrazného snížení objemového opotřebení oproti náhradám typu MoP nebo CoP [16]. V některých případech bývá nutnost revize MoP implantátu někdy i do pěti let, ale standardní životnost je kolem 15 až 20 let, což zvláště pro mladé pacienty znamená riziko reoperace [22]. Proto je klíčové pro zlepšení životnosti implantátu a oddálení reoperace, snížení množství produktů opotřebení. Jedním z největších problémů implantátů je totiž reakce organismu na hromadění otěrových částic uvolněných z polyethylenové části implantátu na kosti pacienta [23]. To má za následek výrazný úbytek kostní tkáně, způsobený osteolýzou [24]. To může vést k uvolnění implantátu a zkrácení životnosti umělého kloubu [23].

Kromě dobré odolnosti proti opotřebení MoM párů patří mezi jejich výhody také schopnost poskytovat lepší stabilitu a rozsah pohybu, zejména při větším průměru kloubní hlavice. Kov má sám o sobě také vynikající mechanické vlastnosti, elektrickou a tepelnou vodivost [25]. Výbornou odolnost proti opotřebení dokazuje to, že generují přibližně stokrát menší opotřebení než MoP náhrady. Částičky vznikající opotřebením jsou mnohem menší, odhadem 60-90 nm a dostávají se tak krevním oběhem po celém těle [21].

2.2.1 Zdravotní potíže způsobené MoM implantáty

Velikost částic opotřebení má prokázaný vliv na různé zdravotní komplikace. Pojmem cytotoxicita rozumíme škodlivé účinky kovových částic a iontů uvolňovaných MoM implantáty. Velikost těchto částic ovlivňuje jejich dopad na životaschopnost buněk. Nanočástice, které spíše uvolňují MoM implantáty, se ve srovnání s mikročásticemi, které zase více produkují MoP páry, snáze vstřebávají a rychleji podléhají korozi. Tím způsobují větší odumírání buněk než v případě mikročástic [21]. Například kobaltové nanočástice vykazují vyšší cytotoxicitu než chromové a titanové nanočástice [29].

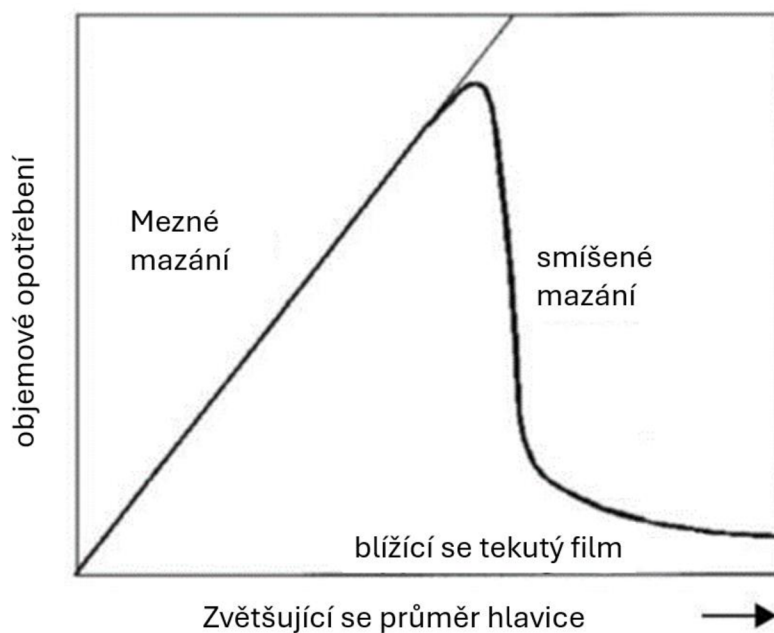
Mezi nejčastěji skloňovanými komplikacemi s implantáty je osteolýza. Je to stav, běžněji spojován s MoP implantáty, kdy imunitní reakce organismu na opotřebením uvolněné částice z implantátů způsobuje rozpad kostní tkáně, což vede k následnému selhání implantátu. U implantátů typu kov na kov, které produkují menší nanočástice, je tedy riziko osteolýzy obecně nižší. Vznik osteolýzy u MoM implantátů bývá spojován s hypersenzitivitou na daný kovový materiál. [21]

2.2.2 Tribologie MoM implantátů

Přírodní klouby jsou pokryty chrupavkou a jejich artikulační povrchy jsou mazány synoviální kapalinou, která je ohraničena synoviální membránou. Nízké tření a opotřebení při pohybu je způsobeno tím, že zde panují podmínky pro elastohydrodynamický mazací režim [21].

Mazací režim MoM

U umělých kloubů je situace odlišná. Z důvodů absence chrupavky u implantátů, mazací režim určuje kontakt mezi asperity ložiskových ploch a následné tření a opotřebení. U MoP a CoP náhrad je experimentálně dokázáno, že pracují v režimu mezného mazání [21]. U náhrad MoM popisují Smith et al. [30] režim mazání v závislosti na velikosti hlavice kloubu (viz obrázek 2-4).

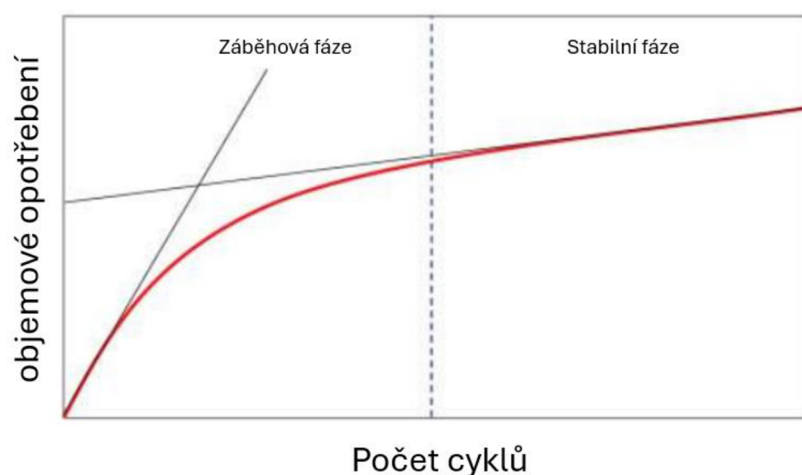


Obrázek 2-4 Vliv průměru hlavice femuru na mazání a opotřebení u kyčelní náhrady typu kov na kovu (převzato z [30])

Nimi vytvořený graf zobrazen na obrázku 2-4 ukazuje, jak u menších průměrů hlavic (testovány byly průměry 16 a 22 mm) dominuje mezní mazání. Zvětšení průměru hlavy na 28 mm posunulo mazací režim při chůzi na smíšené mazání. U větších femorálních hlavic (průměr 36 mm) dochází v některých fázích chůze k úplnému vyplnění kontaktu filmem, což vede minimálnímu opotřebení a ukazuje na příznivé tribologické chování [21; 30]. Zvětšením průměru hlavy se také snižuje intenzita kontaktu mezi asperity jednotlivých artikulárních povrchů a snižuje se tedy tření a opotřebení [31].

Opotřebení

Řada studií in vivo i studií pracujících se simulátory kyčelního kloubu potvrzují dvě různé fáze opotřebení. V počáteční záběhové fázi sledujeme vysokou rychlost opotřebení, v druhé fázi se rychlost opotřebení snižuje a dosahuje stabilnější úrovně (obrázek 2-5) [21]. Opotřebení umělých kloubních povrchů může probíhat různými způsoby, přičemž se nejčastěji setkáváme s abrazivním, adhezním a únavovým opotřebením. Kromě těchto základních typů existují i další formy, jako je například opotřebení korozní. To je typické hlavně pro MoM implantáty [21].



Obrázek 2-5 Schéma fází opotřebení na kovových implantátech (převzato z [21])

Koroze

Koroze je z významné části zodpovědná za uvolňování kovových iontů do těla. Odolnost proti korozi materiálů používaných pro biomedicínské účely závisí na pasivní vrstvě, která se na jejich povrchu vytváří při kontaktu s okolním korozivním prostředím. Ochranné vrstvy titanu a slitin titanu jsou tvořeny především oxidem titaničitým (TiO₂). Z biomateriálů korozi nejvíce podléhá nerezová ocel, téměř k ní nedochází u slitin CoCr, a ještě méně u slitin titanu, přičemž ale je za určitých podmínek stále možná. [21]

Může se stát, že se ochranná pasivní vrstva, která funguje u kovů jako ochrana proti korozi, se vlivem mechanického opotřebení poškodí a koroze se tak zvýší [21]. Koroze a mechanické opotřebení se tedy podporují a celkový úbytek materiálu je větší než za působení těchto dvou mechanismů samostatně. Tento jev se nazývá biotribokoroze [11].

2.3 Titanová slitina Ti6Al4V jako biomateriál

Slitina Ti6Al4V je $\alpha + \beta$ titanová slitina. Díky svým dobrým vlastnostem se stala mezi titanovými slitinami nejprodávanější na trhu s uplatněním v leteckém, automobilovém, energetickém, chemickém i biomedicínském průmyslu. [5]

Používání Ti6Al4V jako biomateriálu vychází z její vynikající biokompatibility, vynikající odolnosti proti korozi a díky dobrým mechanickým vlastnostem, jako je nízká hustota a modul pružnosti [32]. Ten je u titanových slitin nižší než u nerezové oceli a slitiny CoCrMo, a tím je z nich nejbližší modulu pružnosti reálné kosti. Díky tomu vykazují mechanické chování bližší chování kostí [33]. Slitinu Ti6Al4V tak běžně najdeme u různých kloubních náhrad (nejčastěji kyčelních a kolenních) nebo třeba u kostních šroubů a destiček [32].

2.3.1 Odolnost proti opotřebení titanu a jeho slitin

Běžně používané slitiny titanu typicky vykazují špatné tribologické vlastnosti. Je to zapříčiněno vysokým součinitelem tření, intenzivním adhezním opotřebením a nízkou odolností proti otěru [34]. Geetha a kol. [33] zjistili, že odolnost proti opotřebení titanové slitiny Ti6Al4V je nižší než u slitiny CoCrMo a nerezové oceli 316L. Kromě toho pozorovali vyšší koncentrace kovu v tkáních obklopujících protézy ze slitiny titanu ve srovnání s protézami ze slitiny CoCr a nerezové oceli. Jiná studie provedená De Viterim a Fuentesem [32] prokázala, že ochranná oxidová vrstva na titanových površích může být při velkém kontaktním zatížení odstraněna, což vede k interakci s okolním prostředím nebo materiálem protilehlé plochy. Tato interakce může mít za následek zvýšené tření, korozi nebo dokonce uvolnění implantátu [32].

Cvijović-Alagić a kol. [35] provedli testy pomocí tribometru v konfiguraci block-on-disk v Ringerově roztoku se zatížením 20 až 60 N a rychlostí posuvu 0,26–1,0 m/s. Zjistili, že u Ti6Al4V ELI (extra low interstitials, což znamená slitina s kontrolovanou hladinou intersticiálních prvků jako je kyslík a železo) opotřebení klesá s rostoucí tvrdostí. Naopak se zvyšuje s rostoucí kluznou rychlostí a působícím zatížením.

Základním mechanismem opotřebení titanových slitin je abraze následovaná adhezí a tvorba přenosové vrstvy [34]. Alam a Haseeb [36] simulovali zkoušku opotřebení v konfiguraci pin-on-disk za sucha s normálovým zatížením 45 N. Výsledky ukázaly, že dochází k masivnímu přenosu materiálu Ti6Al4V z pinu na ocelový protikus, což naznačuje silnou adhezi mezi těmito dvěma materiály. Tato přenosová vrstva pokrývala většinu míst na styčné ploše protikusu. Absence přenosové vrstvy by naznačovala, že dominantním mechanismem je abrazivní opotřebení [34]. Podle Cvijović-Alagić a kol. [35] tření a morfologie opotřebených povrchů ukázaly, že pozorované chování lze přisoudit převažujícímu mechanismu poškození opotřebením. Jejich testy odhalily, že rychlost posuvu ovlivňuje hlavní mechanismus opotřebení. Při nízké rychlosti posuvu je převládajícím mechanismem opotřebení tvorba přenosové vrstvy, zatímco abrazivní opotřebení se stává rozhodujícím pro úběr materiálu při vyšších kluzných rychlostech (0,5-1,0 m/s).

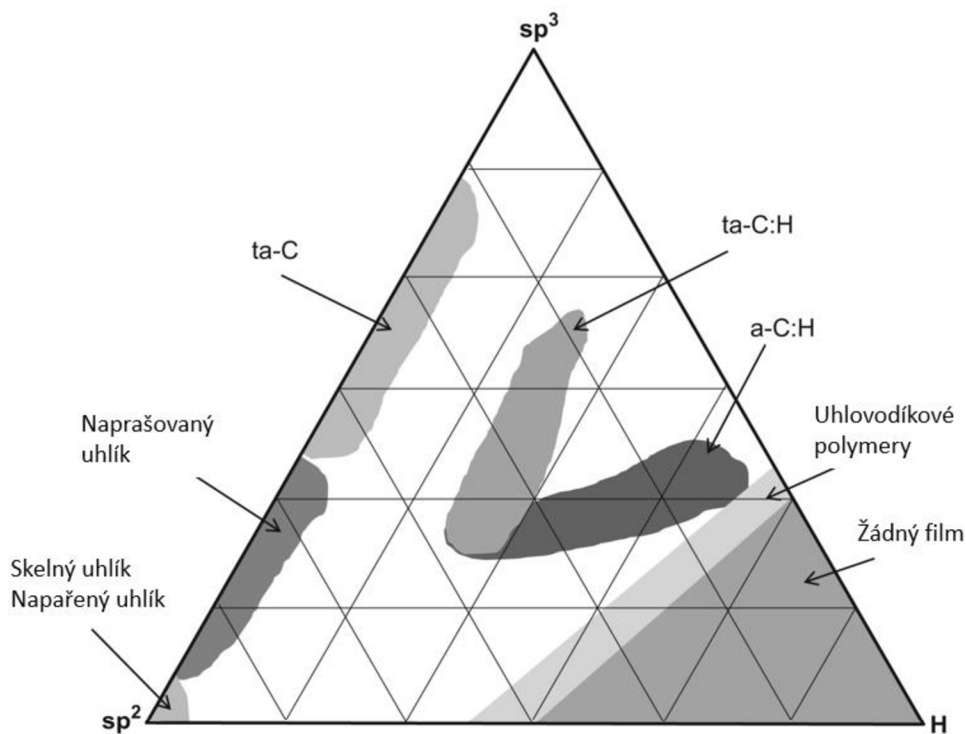
2.4 Metody úpravy povrchu titanových slitin

Kvůli rostoucí poptávce po implantátech s dlouhou životností v důsledku faktorů, jako je stárnutí populace, se u vývoje nových implantátů klade důraz na zvýšení odolnosti proti opotřebení a korozi [37]. Různé metody modifikace povrchu hrají významnou roli při zvyšování výkonnosti titanových implantátů několikanásobně nad jeho přirozené schopnosti. Hlavní cíle povrchových úprav spočívají především ve zlepšení tribologických a mechanických vlastností povrchu, biokompatibilitu, odolnosti proti korozi, a usnadnění lepší oseointegrace implantátu [32]. Mezi často skloňované techniky patří texturování povrchu, kdy se na povrchu materiálu vytváří například mikrodůlky, a povlakování povrchů, nejčastěji právě užitím DLC povlaků. Obvyklá je i jejich kombinace.

2.4.1 DLC povlakování

Povlaky DLC, se vyznačují tvrdostí, odolností proti korozi, biokompatibilitou a dobrou smáčivostí, takže jsou potenciálně cenné pro kloubní implantáty. DLC povlaky jsou také považovány jako jedny z nejlepších pevných maziv, díky čemu významně snižují tření a opotřebení. Mechanismus, jímž DLC funguje jako pevné mazivo, spočívá v jeho transformaci na grafit při kontaktu s protilehlou plochou. Tento proces vede k tvorbě přenosové vrstvy, která umožňuje snadný skluz mezi dotýkajícími se plochami [38]. Celkově se jeví, že DLC povlaky jsou efektivní pro implantáty, avšak kvůli různorodým výsledkům z dosud zveřejněných studií je potřeba dalších testů k potvrzení jejich praktického využití. [39]

Povlaky DLC se v podstatě skládají ze směsi sp^3 a sp^2 vázaného uhlíku a určitého množství obsaženého vodíku. Relativní množství těchto dvou fází uhlíku určuje většinu vlastností povlaku. Vazba sp^2 , typická pro grafit, obsahuje molekulu uhlíku s jednou dvojnou vazbou k jinému atomu, nejčastěji právě k dalšímu atomu uhlíku a dvěma jednoduchými vazbami k jinému atomu, což vede k rovinnému uspořádání. Atomy uhlíku s vazbou sp^3 , typickou pro diamant, mají tři jednoduché vazby, což vede k tetraedrickému uspořádání [39]. Z toho vychází označení pro jednotlivé povlaky, tedy ta-C (tetraedrický amorfni uhlík) pro povlaky s téměř výhradním obsahem sp^3 , a-C (amorfni uhlík) pro povlaky s vysokým obsahem sp^3 , mezi 40 a 80 %, a a-C:H (amorfni uhlík-hydrogenovaný) pro povlaky s větším množstvím vodíku, často spojeným se zvýšením obsahu sp^2 . Z provedených tribologických testů vyplývá, že povlaky a-C:H mají zřetelnější grafitické vlastnosti, což snižuje součinitel tření za sucha, ale jejich rychlost opotřebení bývá větší než u povlaků ta-C [39].

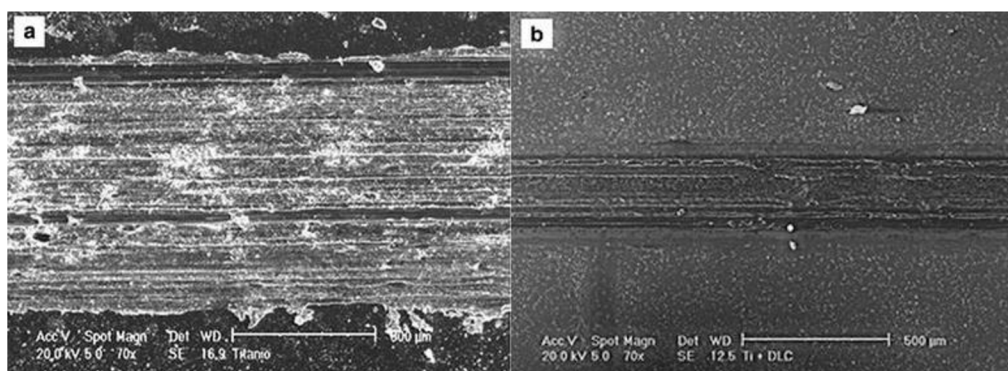


Obrázek 2-6 Ternární fázový diagram pro tvorbu DLC znázorňující vztah s ohledem na obsah sp^2 , sp^3 a vodíku (převzato z [39])

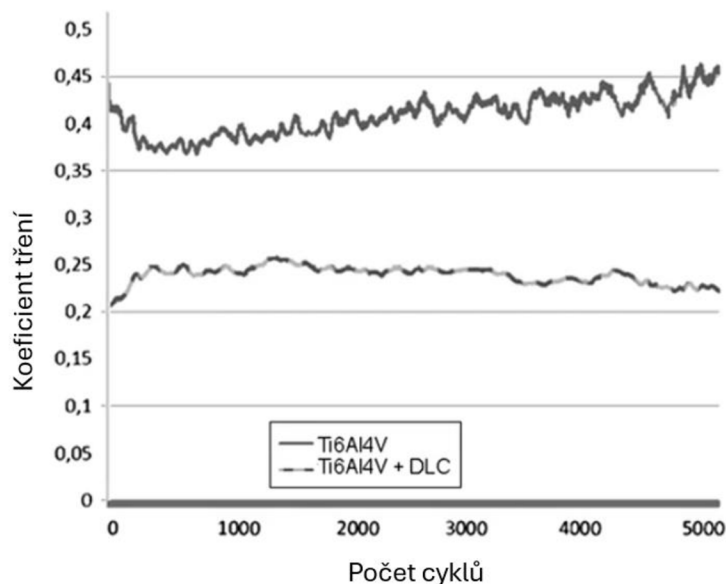
Jedna z největších slabín DLC povlaků je skutečnost, že při zpracování povlaku vznikají vysoká vnitřní napětí, a to zejména u povlaků s vysokým podílem sp^3 vůči sp^2 . Povlaky s vysokým vnitřním napětím jsou náchylné k delaminaci vedoucí k selhání. Problémy se špatnou přilnavostí DLC povlaků, se řeší nanášením tenkých mezivrstev, které jsou navrženy k posílení vazeb mezi substrátem a DLC povlaky. [39]

Povlaky DLC se nanášejí především technikami CVD (Chemical Vapour Deposition) a PVD (Physical Vapour Deposition). Moderní metody umožňují nanášení při nižších teplotách (tradiční CVD procesy obvykle probíhají při teplotách až 800-900 °C), díky čemu je možná aplikace na širší škálu substrátů. Tribologické vlastnosti povlaků jsou citlivé na teplotu a při teplotách nanášení i provozu nad 200 °C se začínají zhoršovat. [39]

Luciane Y. S. Oliveira a kol. v jejich výzkumu [40] zkoumali uvolňování úlomků pomocí tribologických testů disku vyrobeného ze slitiny Ti6Al4V potažené DLC (tloušťka vrstvy 2,5 μm) naneseným metodou naprašování. Jako protikus byl použit kulatý karbid wolframu (WC) o průměru 6 mm. Nanesený film obsahoval přibližně stejné množství sp^2 jako sp^3 . Testování bylo prováděno na vratném lineárním tribometru za následujících podmínek: počet cyklů byl 5000 s frekvencí 2 Hz a amplitudou 4 mm. Pro vzorky Ti6Al4V bylo použito zatížení 5 N a u DLC vzorků bylo zatížení zvýšeno na 10 N, protože 5 N nestačilo k vytvoření úlomků v dostatečném množství pro mikroskopickou analýzu. Po provedeném měření byl pozorován povrch. Šířka stopy opotřebení u povlakovaného vzorku (přibližně 250 μm) je i přes vyšší zatížení asi třikrát menší než u nepovlakované slitiny Ti6Al4V (přibližně 750 μm) (viz obrázek 2-7). Rychlost opotřebení se použitím DLC povlaku zlepšila přibližně 35krát. Součinitel tření je u holé Ti6Al4V vyšší a časem se dále zhoršuje tím, jak se hromadí částice opotřebení. Na druhou stranu třecí vlastnosti u povlakovaného vzorku jsou díky mazacím vlastnostem grafitického sp^2 nižší a s postupujícím časem stabilní (obrázek 2-8). Po analýze úlomků s povlakem DLC a bez povlaku elektronovým mikroskopem bylo možné pozorovat, že povlak DLC zvýšil průměrnou velikost částic. To snižuje imunologické reakce, které jsou intenzivnější u menších částic.



Obrázek 2-7 Dráha opotřebení vzorků a) Ti6Al4V a b) Ti6Al4V+ DLC (převzato z [40])



Obrázek 2-8 Součinitel tření vzorků Ti6Al4V a Ti6Al4V + DLC (převzato z [40])

Taeger a kol. [3] ve své studii porovnávali výkonnost Ti6Al4V hlavice potažené DLC s keramickými hlavicemi z Al_2O_3 . V obou případech byla jamka endoprotézy tvořena polyetylenem. Studie se zúčastnilo 202 pacientů operovaných v letech 1993 až 1995, přičemž 101 pacientů mělo implantát s povlakem a 101 pacientů mělo keramickou hlavici. Po průměrně 9 letech od operace bylo odebráno 178 vzorků. Ze zbývajících pacientů nebylo 10 (5 DLC a 5 Al_2O_3) k dispozici pro další sledování a dalších 14 pacientů (9 DLC a 5 Al_2O_3) během tohoto období zemřelo před odebráním vzorku. Za 9 let od implantace vyžadovalo 67 pacientů revizi jejíž důvody jsou rozepsány v tabulce 2-1. Revize byla vyžadována častěji u DLC povlaků než keramických hlavic.

Tab. 2-1 Indikace k revizi u implantátů DLC a Al_2O_3 (převzato z [3])

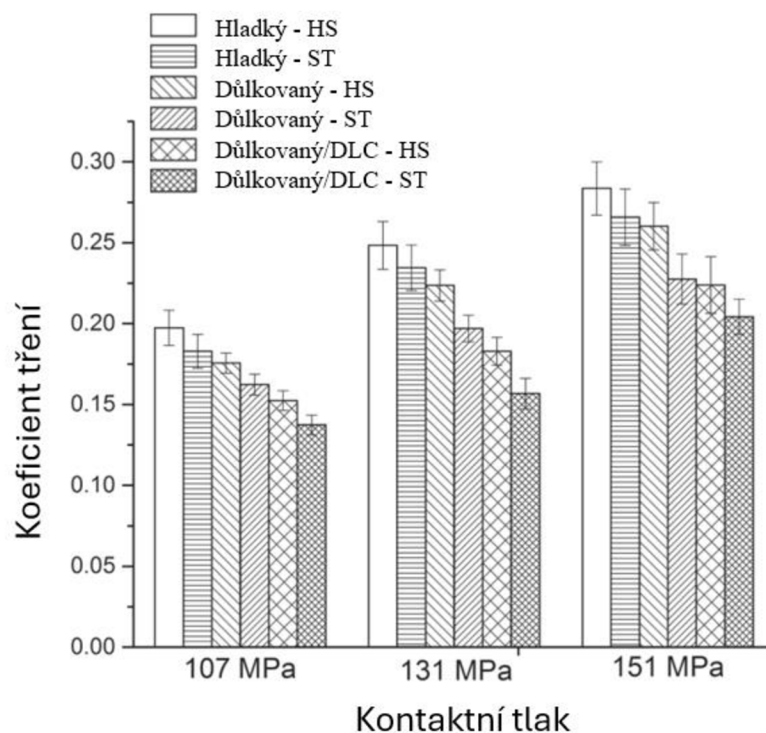
Indikace k revizní operaci	DLC	Al_2O_3
Jakýkoli důvod (ze 178 s následným sledováním)	46 (25.8%)	21 (11.8%)
Aseptické uvolnění	41	10
Osifikace	1	6
Dislokace	0	3
bolest	2	2
Infekce	1	0
Selhání implantátu	1	0

Povrchová analýza DLC implantátů ukázala u většiny blíže zkoumaných vzorků (16 z 19) nadměrné opotřebení. U asi třetiny (6 z 19) se projevilo silné odírání polyethylenu částicemi delaminovaných z povlaku DLC. Při zkoumání povrchu elektronovým mikroskopem se jako zdroj selhávání ukázala delaminace povlaku od kovového substrátu na více místech a také únavové lomy uvnitř DLC vrstvy. Autoři upozorňují na to, že ačkoli z mnoha předchozích výzkumů v laboratorním prostředí na simulátorech kyčelního kloubu opotřebení dosahuje vynikajících výsledků, v praxi se může chování DLC povlaků výrazně lišit. Důvodem mohou být různé mechanismy opotřebení (adheze, abraze, tribochemické reakce a únava povrchu), které v těle na rozdíl od laboratorních podmínek mohou působit současně. Zároveň povlak DLC byl v této studii nanesen přímo na substrát Ti6Al4V bez použití mezivrstvy. S novými technologiemi při nanášení mezivrstev by se výkonost povlakovaných náhrad však mohla zlepšit [39].

2.4.2 Texturování povrchu

Tato metoda modifikace povrchu má zajistit zvýšení tribologických vlastností materiálu. Na artikulačním povrchu titanové slitiny se tvoří mikrodůlky, které zajišťují zlepšený lubrikační účinek, zvýšený hydrodynamický tlak a zachycování úlomků opotřebení. Tyto vlastnosti snižují opotřebení a tření u implantátu. Jejich nevýhodou je, že po delším cyklickém zatěžování se důlky mohou rychle opotřebit. Mikrodůlky se také stávají méně užitečnými při vytváření tloušťky mazacího filmu za nízké kluzné rychlosti a za velkého tlaku (například při pomalé chůzi) [38]. V mnoha případech se kombinuje texturování s DLC povlakováním, aby se zlepšila tribologie artikulačních povrchů kombinací dobrých vlastností těchto dvou technik.

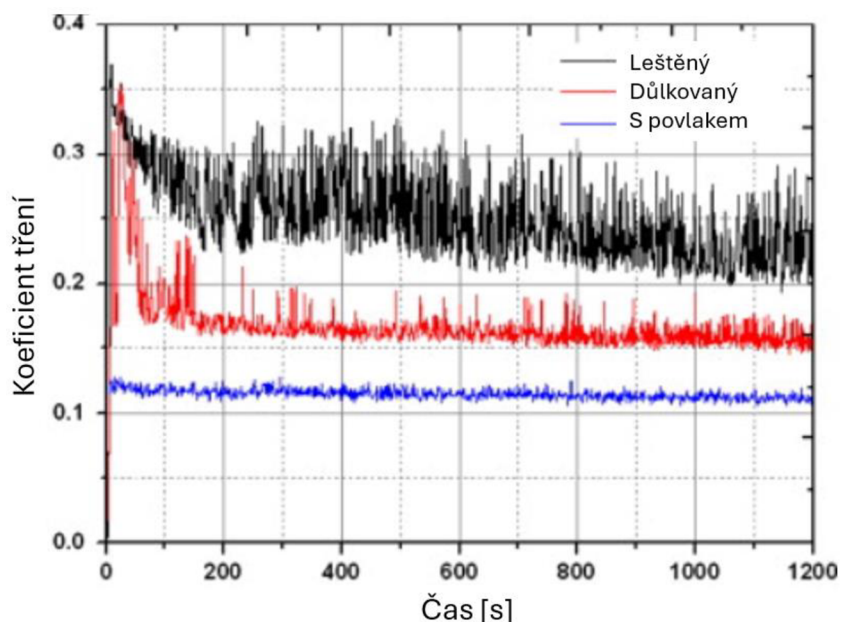
Subir Ghosh a kol. [38] se zabývali tribologickým chováním titanové slitiny s různými úpravami povrchu ve dvou různých lubrikantech – synoviální tekutině (ST) a hovězím séru (HS). Pin i disk při experimentu na tribometru, byly z konvenčně vyrobené titanové slitiny Ti6Al4V a pro měření byly připraveny tři modifikace vzorků, a to s hladkým povrchem, s důlkovaným povrchem a s důlkovaným povrchem povlakovaným DLC. Na tribometru byly nastaveny tři různá zatížení 10 N, 15 N a 20 N, odpovídající průměrným Hertzovým kontaktním tlakům 107 MPa, 131 MPa a 151 MPa. Měření probíhalo za teploty normální lidské teploty 37 °C. Celková doba měření pro každou zatěžovací podmínku činila 90 minut. Výsledky součinitele tření lze vidět na obrázku 2-9.



Obrázek 2-9 Hodnoty součinitele tření testovaných vzorků v závislosti na kontaktním tlaku (převzato z [38])

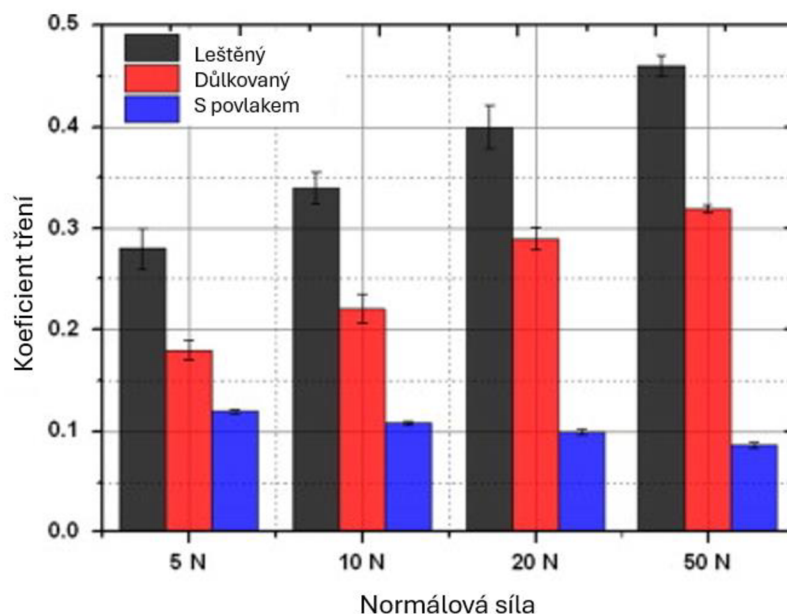
Z obrázku 2-9 vyplývá vliv mikrostruktury na součinitel tření. Srovnání různých povrchových podmínek ukazuje, že důlky v kombinaci s DLC povlakem snižují součinitel tření, pro kontaktní tlak 131 MPa při použití ST až o 33 % ve srovnání s hladkým povrchem, zatímco povrchy s důlky pouze o 16 %. Také lze vypočítat, že s rostoucím kontaktním tlakem roste i součinitel tření. Při nárůstu tlaku ze 107 MPa na 151 MPa vzroste součinitel tření přibližně o 45 %. Podle autorů studie dochází ke snižování tření použitím důlkovaného povrchu díky tomu, že důlky dodávají mazivo kontinuálně v oblasti kontaktu a mohou snižovat abrazi zachycováním úlomků vzniklým třením. Třecí chování důlků lze také přičíst tomu, že důlky snižují adhezi zmenšením kontaktní plochy. Takto upravený povrch má dále snižovat tření, protože zvyšuje hydrodynamický tlak v kluzných podmínkách [38].

Auezhan Amanov a Shinya Sasaki [4] též kombinovali texturování a DLC povlak za účelem dosažení nízkého součinitele tření a opotřebení při různých zatíženích v podmínkách kluzného mazání olejem. Jako měřící zařízení sloužil pin-on-disk tribometr při teplotě 50 °C. Pin byl vyroben z ložiskové oceli SAE 52100 s Cr povlakem o průměru 8 mm. Zkoumány byly 3 vzorky ze slitiny Ti6Al4V, první leštěný, druhý důlkovaný a třetí důlkovaný s následně aplikovaným DLC povlakem dopovaného Cr. Z obrázku 2-10 lze vysledovat poznatky, že součinitel tření leštěného vzorku ve srovnání s ostatními vzorky kolísal nejvíce a byl nejvyšší (průměrně 0,28). Lze to přisoudit lokalizovanému lomu přenosové vrstvy a interakci částic na styčném rozhraní. Texturovaný vzorek z počátku výrazně zvýšil hodnotu součinitele tření až na 0,35, nicméně po třech minutách se ustálil kolem hodnoty 0,17. Poslední vzorek se pohyboval nejstabilněji na hodnotě kolem 0,11 díky kombinaci dobrých vlastností mikrodůleků a DLC povlaku.



Obrázek 2-10 Změny součinitele tření leštěných vzorků, vzorků s důlky a povlakovaných vzorků s důlky v závislosti času při normálovém zatížení 5 N (převzato z [4])

Zajímavé výsledky ukazuje obrázek 2-11 z téže studie [4]. Vidíme, že u leštěného a důlkovaného vzorku součinitel tření se zvětšováním zátěžné síly roste, ale u důlkovaného povlakovaného vzorku je trend opačný. Růst u prvních dvou vzorků lze vysvětlit tím, že plochy, u kterých dochází ke tření, jsou odděleny mezním olejovým filmem vytvořeným adsorpcí mazacích molekul k povrchům, a že s rostoucím normálovým zatížením se tloušťka mezního olejového filmu zmenšuje a adhezní účinek se zesiluje. Klesající trend pak můžeme dle autorů zdůvodnit tím, že na povrchu s DLC dochází s většími silami k snadnější grafítizaci úlomků opotřebení a tvorbě přenosové vrstvy.

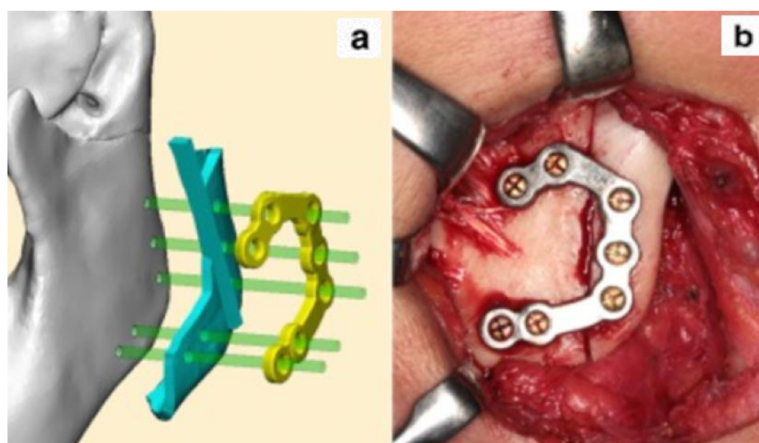


Obrázek 2-11 Změny součinitele tření leštěných, důlkovaných a převrstvených důlkovaných vzorků pro různá normálová zatížení (převzato z [4])

2.5 Aditivní výroba Ti6Al4V v implantologii

Konvenční výroba výrobků z Ti6Al4V spočívá v kování, odlévání a válcování sybkých výchozích materiálů, po nichž následuje obrábění, které bývá problematické z důvodu špatné tepelné vodivosti a vysoké chemické reaktivitě materiálu. Takový proces výroby je časově i ekonomicky náročný, generuje velké množství odpadu a geometrie, které se dá dosáhnout, je omezená. Alternativu nabízí aditivní výroba, která postupným přidáváním materiálu vrstvy po vrstvě, umožňuje vyrábět výrobky složitých tvarů přímo z CAD modelů [5].

V medicíně se konvenčními metodami vyrábí nejčastěji standardizované a levné díly například pro osteosyntézu, spojení kostí u komplikovaných zlomenin, jako jsou šrouby, destičky a dlahy. Pro specifické zdravotní problémy je však výhodné vytvářet kovové implantáty na míru, které odpovídají individuální anatomii v místě operace, a aditivní výroba se v tomto ukázala jako slibná technologie. Uplatnila se např. při výrobě chirurgických destiček nebo a fixačních zařízení pro rekonstrukci horní nebo dolní čelisti (viz obrázek 2-12). [5]



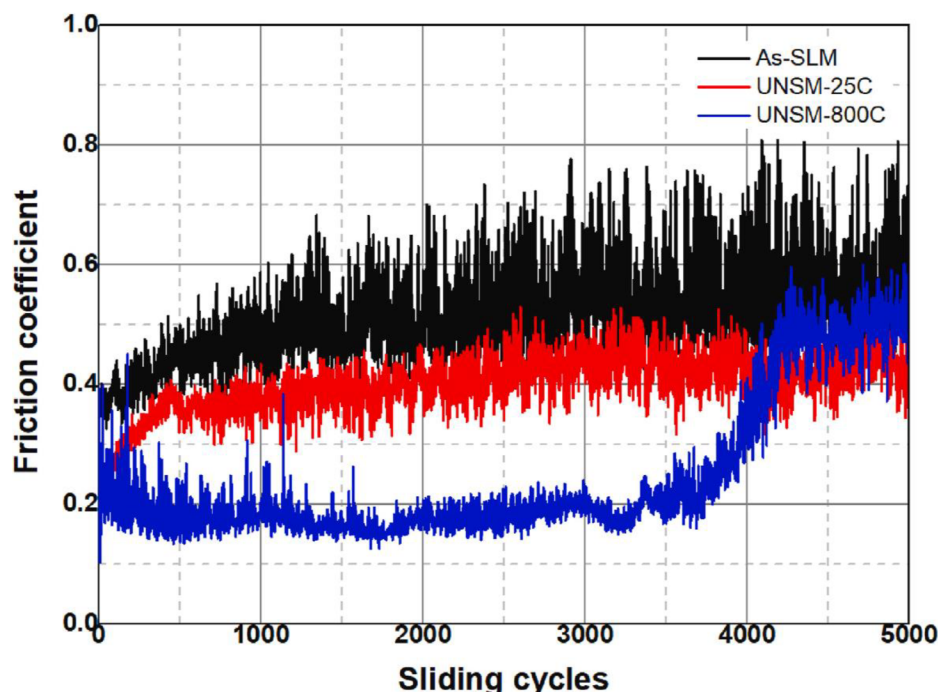
Obrázek 2-12 a) V programu CAD vymodelovaná součást, b) destička byla vytvořena pomocí 3D tisku přesně podle anatomických potřeb konkrétního pacienta a použita pro uchycení části čelisti na své původní místo (obrázek převzat z [41])

Mezi velmi často používané AM procesy patří SLM (Selective laser melting) a EBM (electron-beam melting). Tyto metody založené na kovových prášcích jsou běžně používány pro výrobu hustých kovových struktur. Tyto techniky fungují tak, že laserový nebo elektronový paprsek roztaví kovové prášky, které následně velmi rychle tuhnou. Kvůli těmto rychlým teplotním změnám v materiálu vzniknou velká zbytková napětí, které spolu s defekty způsobenými tiskem ovlivňují mechanické a únavové vlastnosti. Výhodou SLM procesu je to, že umožňují dosažení nižší drsnosti povrchu a menších tloušťek. EBM zase umožňuje vyrábět díly s menšími zbytkovými napětími a nižší kontaminací plyny. [42]

2.5.1 Tribologické vlastnosti Ti6Al4V vyráběné aditivními technologiemi

B. Sagbas [43] se zabýval tím, jak parametry tisku metodou SLM ovlivňují tribologické vlastnosti slitiny Ti6Al4V. Připraveno bylo 9 vzorků s různými kombinacemi úhlu a rychlostí skenování, výkonem laseru a vzdáleností šrafování. Zkoušky proběhly s titanovým diskem na ball-on-disk tribometru za sucha se zatížením 10 N proti korundovým kuličkám. Posuvná rychlost byla 60 mm/s a posuvná vzdálenost 200 mm. Součinitel tření, odolnost proti opotřebení, drsnost i tvrdost vzorků byly silně ovlivněny parametry procesu. Parametrem s nejvýraznějším vlivem na výsledek byl úhel skenování, dále pak postupně rychlost skenování, výkon laseru a vzdálenost šrafování. Součinitel tření se pohyboval od 0,4470 a 0,4871 v závislosti na parametrech.

Studie Auezhana Amanova [44] obsahuje ball-on-disk test součinitele tření za sucha pro slitinu Ti6Al4V vyráběnou metodou SLM ve třech variantách. Kulička z chromové oceli působila proti vzorku bez povrchové úpravy a proti vzorkům s ultrazvukovou modifikací povrchu nanokrystalickým způsobem (UNSM), která byla aplikována za pokojové teploty a za vysoké teploty. Tato modifikace výrazně snížila povrchovou drsnost a zvýšila tvrdost. Aplikované zatížení bylo 10 N, frekvence 2 Hz a zdvih 4 mm po dobu 5000 cyklů.



Obrázek 2-13 součinitel tření v závislosti na počtu cyklů (převzato z [44])

Součinitel tření čistého SLM vzorku z Ti6Al4V začal na úrovni přibližně 0,36 a během testu stoupal až na hodnotu 0,52 během přibližně 2000 cyklů. Tento součinitel tření zůstal stabilní až do konce testu s mírným nárůstem až k hodnotě 0,58. UNSM-25 °C vzorek vykazoval zlepšené tribologické vlastnosti v důsledku povrchové úpravy, tedy nižší a méně fluktuující součinitel tření. U posledního vzorku byl součinitel tření velmi nízký, asi 0,19 po dobu přibližně 3600 cyklů. Poté výrazně stoupl na 0,51 a na této hodnotě už zůstal. Nižší tření bylo zpočátku ovlivňováno primárně počáteční drsností vzorků.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Slitina Ti6Al4V je v implantologii široce používaná díky své vhodnosti k výrobě pomocí aditivní technologie a díky svým příznivým mechanickým vlastnostem blízkým reálným kostem, korozní odolnosti a biokompatibilitě. Tyto vlastnosti mohou výrobkům z této slitiny zaručit dlouhodobou životnost. Proto se začala používat i pro malé implantáty jako je náhrada prvního MTP skloubení. S Ti6Al4V slitinou se však pojí i některé významné nevýhody z hlediska tribologie.

Titan a jeho slitiny mají tendenci k vyššímu součiniteli tření a horší odolnosti proti abrazivnímu a adheznímu opotřebení [34]. U implantátů typu MoM při kontaktu s tvrdými protilehlými kovovými povrchy to může vést k rychlejšímu opotřebení artikulačních povrchů a následnému selhání implantátu [40]. Proto je nutné zlepšovat vlastnost jejich povrchů pomocí určitých modifikací.

V současné době existuje několik přístupů ke zlepšení tribologických vlastností Ti6Al4V, a tedy prodloužení životnosti MoM implantátů. Jedním z nich je aplikace DLC povlaků, které u tvrdých párů snižují součinitel tření a zvyšují odolnost proti opotřebení. Vysoké vnitřní napětí v DLC povlacích však může vést k delaminaci a selhání povlaku [3]. Na použití DLC povlaku tak v implantologii stále nepanuje stejný názor. Studie, které vyhodnocovaly účinnost DLC povlaku pro tvrdé páry pouze na tribometru se prokazují pozitivní účinky na tření a opotřebení [4, 38, 40], data pocházející z výzkumů in vivo pozorují významné problém se selháváním takto modifikovaných implantátů [3, 11].

Další metodou je vytváření mikrotextrur, často v podobě důlků, na povrchu pro zlepšení mazacích charakteristik a zlepšení třecích vlastností v důsledku zachytávání částic opotřebení. Studie ukázaly, že kombinace obou metod vytváří synergický efekt, který výrazně zlepšuje tribologické vlastnosti.

Popsané studie ukazují, jakým způsobem výsledné opotřebení ovlivňuje, v jakých podmínkách daný implantát pracuje. Většina studií se shoduje v tom, že se zvyšujícím se zatížením se zvyšuje tření. Výjimkou může být například práce Auezhana Amanova a Shinya Sasakiho [4], kdy u vzorku s DLC povlakem a mikrotextrurou se tření s přibývajícím tlakem snižuje. To rozporuje Subira Ghoshe a kol. [38], kde jsou provedeny experimenty v delším časovém úseku a v jiných lubrikantech.

V studiích podobných této práci se nejčastěji testované vzorky porovnávají oproti jednomu referenčnímu vzorku. Tato práce se na rozdíl od nich zabývá třením párů, kde proti sobě působí vždy stejné kovové materiály s různými modifikacemi. Materiálem použitým pro referenční pár je CoCrMo, protože se jedná v současnosti o nejpoužívanější kovovou slitinu pro kloubní náhrady. Ti6Al4V jako hlavní materiál výzkumu byl zvolen, protože má lepší biokompatibilitu, jeho výroba aditivní technologií je už rozšířená a dají se s ním vytisknout výrobky s přesnou mikrostrukturou. Taková mikrostruktura se nemusí vyskytovat jen na povrchu jako textura, ale i uvnitř materiálu. Tato práce se pokouší zjistit, jestli může mít mikrostruktura z dlouhodobého hlediska podobný pozitivní vliv na tribologické vlastnosti jako mikrotextura. Dále má nabídnout srovnání mezi slitinami CoCrMo a Ti6Al4V s různými povrchovými úpravami a zhodnotit potenciální metodu, kdy textura je už předem vtištěná do materiálu a není třeba ji dodatečně vytvářet.

3.2 Cíl práce

Hlavním cílem práce je posoudit dlouhodobý vývoj součinitele tření a odolnost proti opotřebení slitiny Ti6Al4V. Povrch vzorků z této slitiny bude modifikován různými metodami a následovat bude jejich porovnání. Dílčí cíle práce zahrnují provedení rešerše vědeckých publikací, které se zabývají využitím slitiny Ti6Al4V pro artikulační povrchy, přípravu vzorků z této slitiny vytvořených jak konvenčními metodami ale i pomocí 3D tisku, a realizaci dlouhodobých testů opotřebení s využitím simulátoru. Výsledky měření pak mají být konfrontovány s vědeckými publikacemi a zhodnoceny. Modifikacemi vzorků jsou DLC povlak a mikrostruktury, které mají napodobovat chování technologie texturování povrchu.

4 MATERIÁL A METODY

4.1 Experimentální zařízení

Experimenty byly prováděny na tribometru Anton Paar TRB³, který se celosvětově standardně používá pro měření tření. Může zajišťovat vzájemný pohyb v konfiguraci pin-on-plate nebo pin-on-disk. Experimentální zařízení je znázorněno na obrázku 4-1. Tribometr je vybaven modulárním příslušenstvím, které lze snadno vyměňovat a adaptovat pro specifické podmínky testu. Parametry testu jako amplituda i rychlost vzájemného pohybu se dají jednoduše nastavit. Normálová síla se nastavuje mechanicky pomocí závaží připevněného nad vzorek. Přístroj obsahuje také integrovaný snímač teploty. [45]

Pro tuto práci byla použita konfigurace pin-on-plate. Upnutý kovový pin vykonával vratný pohyb proti destičce, která byla pevně uchycena ve vaničce vytisknuté z PETG. Kontaktní oblast byla plně zaplavena náhradou synoviální kapaliny. U materiálu PETG je potvrzena biokompatibilita a snášenlivost materiálu s živými tkáněmi a tím i například jeho vhodnost pro lékařské a farmaceutické obaly [46]. Tudíž by neměl mít vliv na náhradu synoviální kapaliny používanou při měření, a tedy ani na konečné výsledky součinitele tření.



Obrázek 4-1 Anton Paar TRB³ (převzato z [47])

Pro měření drsnosti a zjištění textury povrchu byl použit optický profilometr Bruker Contour GT X8 (viz obrázek 4-2). Tento přístroj využívá nedestruktivní a bezkontaktní technologii interferometrie bílého světla k vytváření vysoce přesných 3D map povrchů. [48]



Obrázek 4-2 Bruker Contour GT X8 (převzato z [49])

4.2 Použité materiály a mazivo

Pro účely práce bylo testováno pět různých párů vzorků kov na kov v konfiguraci pin-on-plate. V daném páru proti sobě vždy působili pin a destička ze stejného kovového materiálu s různými modifikacemi (viz Tab. 4-1).

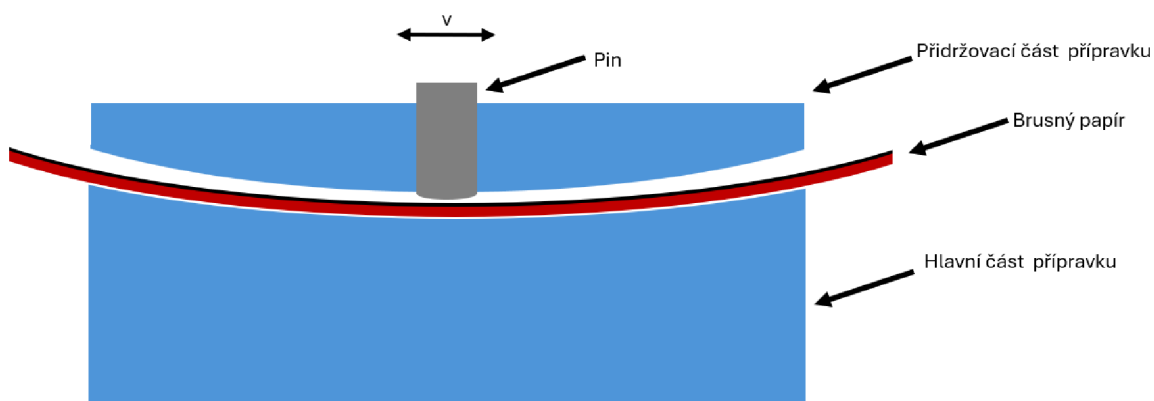
Tab. 4-1 třecí páry

Materiál	Pin		Materiál	Destička	
	Výroba	modifikace		Výroba	modifikace
CoCrMo	Konvenční	–	CoCrMo	Konvenční	–
Ti6Al4V	3D tisk	–	Ti6Al4V	3D tisk	–
Ti6Al4V	3D tisk	Liniová mikrostruktura	Ti6Al4V	3D tisk	–
Ti6Al4V	3D tisk	Mřížková mikrostruktura	Ti6Al4V	3D tisk	–
Ti6Al4V	konvenční	DLC	Ti6Al4V	3D tisk	DLC

Piny neobsahující mikrostrukturu byly dodány společností Prospan zabývající se vývojem implantátů. Ti6Al4V byl vyroben na tiskárně Concept Laser M2 s laserem o výkonu 200 W metodou SLM. Vzorky z CoCrMo a pin ze slitiny Ti6Al4V s povlakem DLC byly vyrobeny tažením za studena, následně byly soustruženy a leštěny na konečné rozměry a drsnost.

Zbylé piny obsahují mikrostrukturu, které bylo dosaženo pomocí tisku. Ten byl prováděn na 3D tiskárně SLM 280HL (Nikon SLM Solutions AG, Lübeck, Německo). Laser byl nastaven na výkon 100 W, rychlost 450 mm/s, výšku vrstvy 30 μm a vzdálenost drah 0,179 mm.

Mikrostruktura se nachází nejen na povrchu ale i v materiálu. Při dokončování povrchu vrchlíků však docházelo k jejímu viditelnému zahlazování. Proto byl na 3D tiskárně z PLA vytištěn hranol, do kterého byla z jedné strany "vyhloubena" površka s požadovaným rádiusem 100 mm. Na ni byl přidržován brusný papír. Stabilní svislá poloha pinu proti brusné ploše byla zajištěna hranolem s dírou uprostřed pro pin s minimální vůlí. Brusný papír byl po dosažení určité drsnosti vyměněn za papír s vyšší zrnitostí. Takto bylo postupováno až na zrnitost 7000.



Obrázek 4-3 schéma přípravy pinu, průřez přípravkem s pinem

Při přípravě bylo dbáno na to, aby struktury na povrchu byly dostatečně patrné při požadované drsnosti povrchu a rádiusu. Uvedená metoda přípravy pinů měla své nedostatky, protože po broušení pinů jsme získali rádiusy v rozmezí 60 mm až 65 mm. Nepomohlo ani zvětšení rádiusu na přípravku. Tento nedostatek byl způsoben tím, že mezi pinem a přidržovací částí přípravku byla malá vůle a pin tedy nebyl dostatečně zajištěn ve svislé pozici. Díky této metodě však byly získány piny se zřetelnou viditelnou strukturou na povrchu.

Pro přiblížení se reálným podmínkám v kloubu při testech tření bylo kontaktní místo zaplaveno náhradou synoviální kapaliny. Ta byla laboratorně získána na základě odebraných vzorků pacientů po totální endoprotéze [50].

4.3 Experimentální a kinematické podmínky experimentu

Kinematické podmínky byly zvoleny shodně s dalšími pracemi, které požívají tribometry v tribologické laboratoři pro lepší srovnání výsledků a také na základě možností a limitací používaných zařízení. Byla zvolena frekvence 0,5 Hz, jelikož vyšší frekvence 1 Hz způsobovala větší odchylky v součinitele tření, což by mohlo při filtraci výsledků způsobit ztrátu více dat. Délka dráhy pohybu byla 20 mm. Zatížení bylo zvoleno 10 N, protože při předběžných testech se zatížením 5 N na vzorcích nedošlo k výraznému opotřebení. 10 N odpovídalo tlakům 149,6 MPa pro CoCrMo a 93 MPa pro Ti6Al4V. Počet cyklů byl nastaven na 7300, což odpovídalo 4 hodinám. Tato doba byla dostatečná na to, aby se projevil dlouhodobý vývoj součinitele tření. Měření probíhalo za pokojové teploty 24 °C (± 2 °C). Vstupní parametry měření jsou shrnuty v tabulce 4-2 a 4-3.

Tab. 4-2 Parametry měření

Zatížení	frekvence	Délka dráhy v jednom směru	Počet cyklů
10 N	0,5 Hz	20 mm	7300

Tab. 4-3 charakteristiky materiálu, výsledná kontaktní plocha při zatížení 10 N

Třecí pár	Youngův modul	Poissonův poměr	Kontaktní plocha	Kontaktní tlak
CoCrMo	241 GPa	0,29	0,357 mm	149,6 MPa
Ti6Al4V	114 GPa	0,34	0,453 mm	93,0 MPa

4.4 Postup měření

Na začátku každého experimentu byly vzorky důkladně očištěny a na profilometru byl naskenován jejich povrch. Následně byly oba protikusy připevněny na tribometr. Dále byl experiment rozdělen na dvě poloviny. V polovině měření byl pin vyňat, znovu oskenován a vložen zpět do tribometru. Pro zabezpečení vrácení pinu do původní pozice, na něm byla před začátkem měření vyjiskřena značka, podle které se dalo orientovat při jeho vrácení do uchycovacího přípravku. Po dalších dvou hodinách byly pin i destička vyňaty a naposledy naskenovány.

4.5 Vyhodnocování výsledků

U každého páru bylo provedeno jedno měření. Data součinitele tření byla získávána z tribometru Anton Paar TRB³. Na něm byla nastavena pro měření vzorkovací frekvence 90 Hz. Z důvodů očekávaného velkého objemu dat za dobu jednoho měření se zaznamenávala pouze každá desátá perioda.

Kvůli k tomu, že tribometr konal vratný pohyb, během periody se vždy jednou změnil směr pohybu. Když byl pin velmi blízko bodu zvratu, součinitel tření se přibližoval nulové hodnotě, protnul ji a následně po změně směru pohybu se dostal na podobné hodnoty jako při původním směru, ovšem s opačným znaménkem. Z toho důvodu byly tyto hodnoty blízké místu přechodu vyfiltrovány a zbylé zobrazeny do kladné poloviny. Pro vykreslení shrnujícího grafu byly pro větší přehlednost jednotlivé periody v polovině rozděleny a z jednotlivých polovin byly vytvořeny průměry. Tyto hodnoty tak byly vykresleny na obrázcích 5-1 a 5-2.

Data byla zpracována v programovacím jazyku Python a Excel a následně byl proces analýzy dat zjednodušen a zautomatizován za pomoci generativní umělé inteligence ChatGPT, konkrétně jeho specializované verze „Statistics Stats“. Tento nástroj, vyvinutý společností OpenAI, je přímo určený k interpretaci výsledků, tvorbě grafů, přičemž zvládá i pokročilé statistické analýzy. K vizualizaci grafů je ChatGPT schopný použít vykreslovací knihovny Matplotlib, Seaborn v Pythonu nebo ggplot2 v prostředí R [51]. Do programu byla nahrána data, zadány parametry filtrace, způsob, jak s daty pracovat a požadovaný vzhled výsledného grafu (barva, název grafu, názvy os atd.). To vše v rámci jednoho příkazu. ChatGPT poté při jeho zpracování postupně vypisoval, jak s daty aktuálně pracuje.

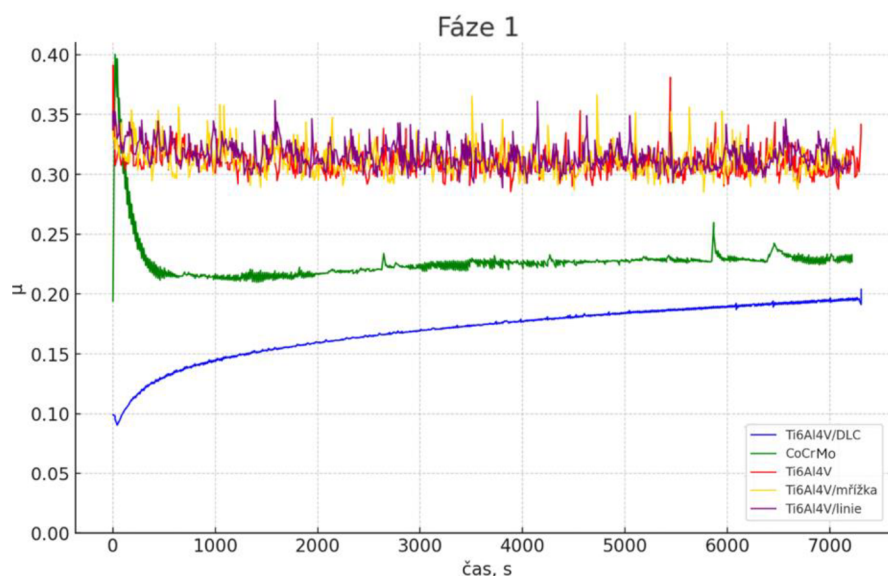
Kód v Pythonu vykresloval stejné grafy jako Statistics Stats a proto se k vytváření grafů závislosti součinitele tření na čase pokračovalo s používáním této metody, přičemž výstupy byly stále ověřovány. Hlavní rozdíl byl v tom, že vytváření vlastního kódu trvalo násobně déle. Pro další ověření správnosti procesu analýzy dat byl stejný příkaz zadán vícekrát, vždy se stejným výsledkem.

Topografie povrchu byla vyhodnocována pomocí profilometru Bruker Contour GT X8. Pomocí jeho softwaru Vision64 byly získány fotografie povrchu, rádius vrchlíku a drsnost povrchů. Pro každý pin vždy před měřením, uprostřed a na konci měření. U destiček pouze před a po konci měření. Z fotografií povrchu byla vyhodnocována kontaktní oblast. Na některých vzorcích se na povrchu vyskytovaly různé nerovnosti (vady materiálu a mikrostruktury). Aby nezkreslovaly výsledky byly pro vyhodnocení drsnosti tyto nerovnosti pomocí masky zakryty. U pinů v průběhu a po měření byla vyhodnocována oblast pouze uvnitř místa opotřebení. U destiček byla drsnost vyhodnocována v pásu odpovídajícím šířce místa opotřebení na protikusku.

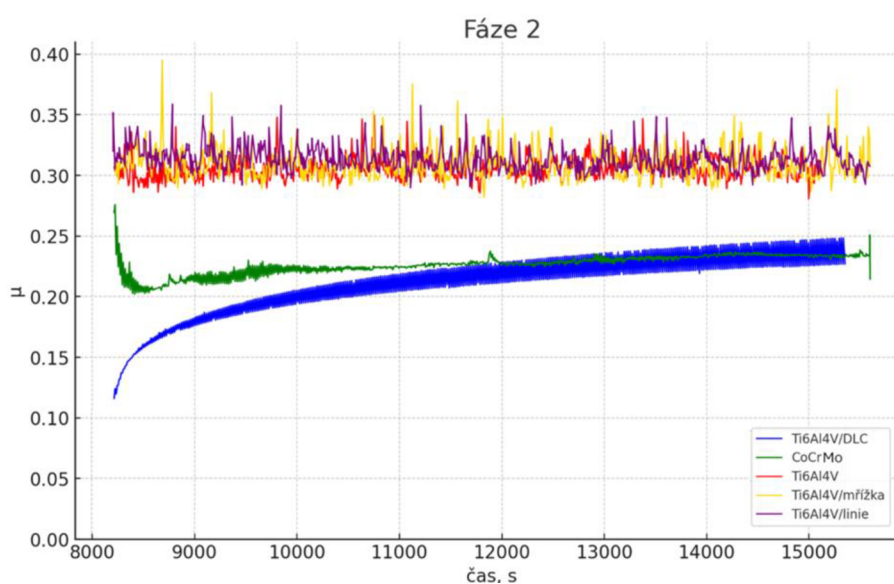
5 VÝSLEDKY

5.1 Součinitel tření

Z výsledků testů na tribometru byla získaná data rozdělena do dvou částí, protože se vzorek musel v polovině měření vyjmout, očistit a vložit zpět do měřicího zařízení. Sledujeme tak dvě fáze vývoje tření. Obrázek 5-1 a 5-2 ukazuje zprůměrované hodnoty součinitele tření. Z obrázků je patrné, že nejlepší třecí vlastnosti má třecí pár s aplikovaným DLC povlakem. Mírně hůř je na tom pár z kobalt-chromu. U vykreslených závislostí nepovlakovaných vzorků z Ti6Al4V je průběh součinitele tření velmi podobný.



Obrázek 5-1 Zprůměrované hodnoty pro zkoumané všechny páry ve fázi 1



Obrázek 5-2 Zprůměrované hodnoty pro zkoumané všechny páry ve fázi 2

Pro lepší orientaci je přiložena tabulka 5-1, která uvádí aritmetické průměry součinitele tření pro všechny páry.

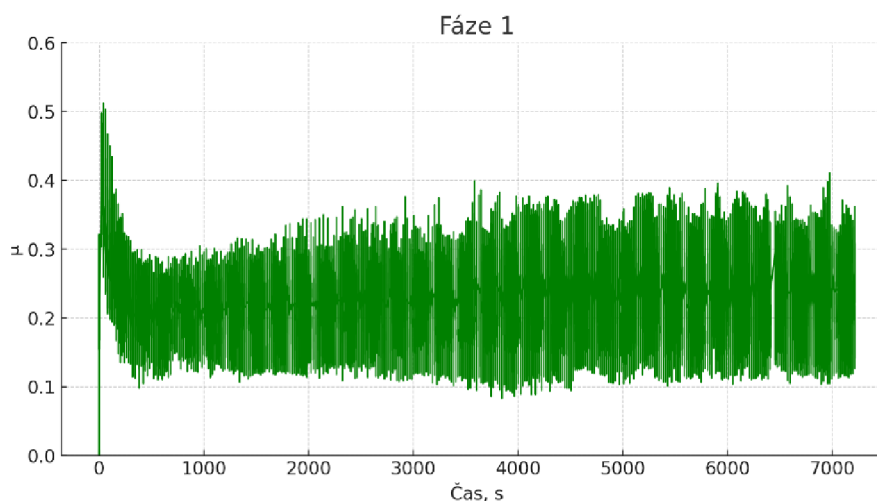
Tab. 5-1 Aritmetické průměry součinitele tření μ za dané období

pár	μ 1. fáze	μ 2. fáze
CoCrMo na CoCrMo	0,227	0,223
Ti6Al4V na Ti6Al4V	0,305	0,301
Ti6Al4V/linie na Ti6Al4V	0,310	0,309
Ti6Al4V/mřížka na Ti6Al4V	0,307	0,305
Ti6Al4V/DLC na Ti6Al4V/DLC	0,167	0,209

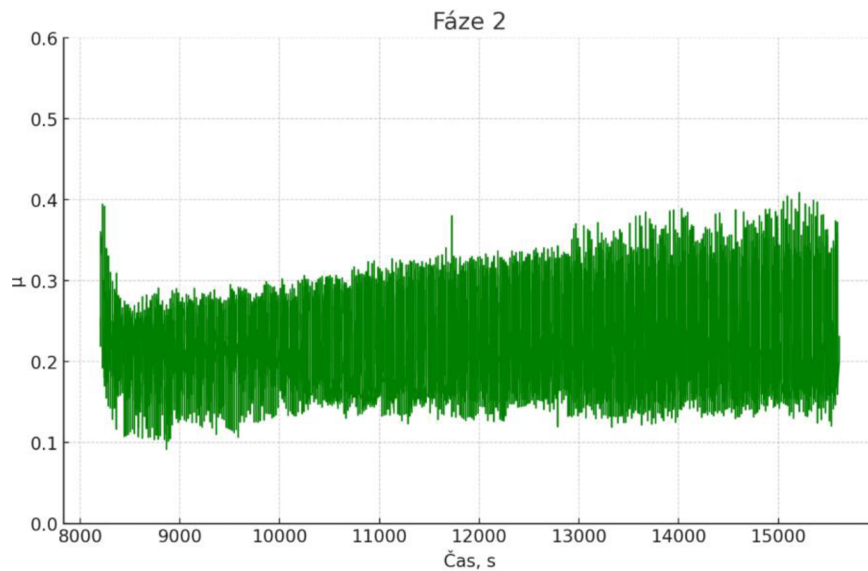
V následujících odstavcích jsou shrnuty informace o jednotlivých párech a u každého jsou zobrazeny grafy závislosti součinitele tření na čase. Součinitel zde není průměrován jako na obrázcích 5-1 a 5-2, ale jsou na nich data, která přímo naměřil tribometr. Poskytují lepší představu o rozptylu hodnot součinitele tření během experimentů.

Pár CoCrMo proti CoCrMo

U páru se slitinou CoCrMo vidíme prudký pokles ze začátku z hodnoty 0,4. Po přibližně 500 sekundách se součinitel ustálí na hodnotě 0,22. Během dvou hodin můžeme sledovat velmi pomalý růst na hodnotu přibližně 0,23. Při opětovném spuštění pozorujeme ze začátku podobný trend. Pokles je však kratší, trvá asi 300 sekund a z nižší hodnoty 0,27. Tentokrát se dostane na nižší hodnotu 0,21. Na konci měření je ale znovu na hodnotě 0,23. Rozptyl hodnot součinitele tření je zde největší mezi ostatními páry.



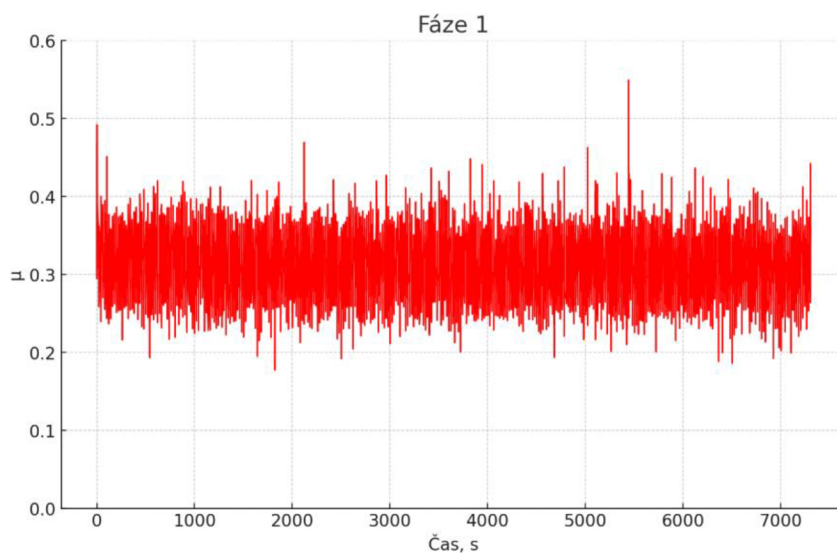
Obrázek 5-3 hodnoty součinitele tření páru CoCrMo na CoCrMo ve fázi 1



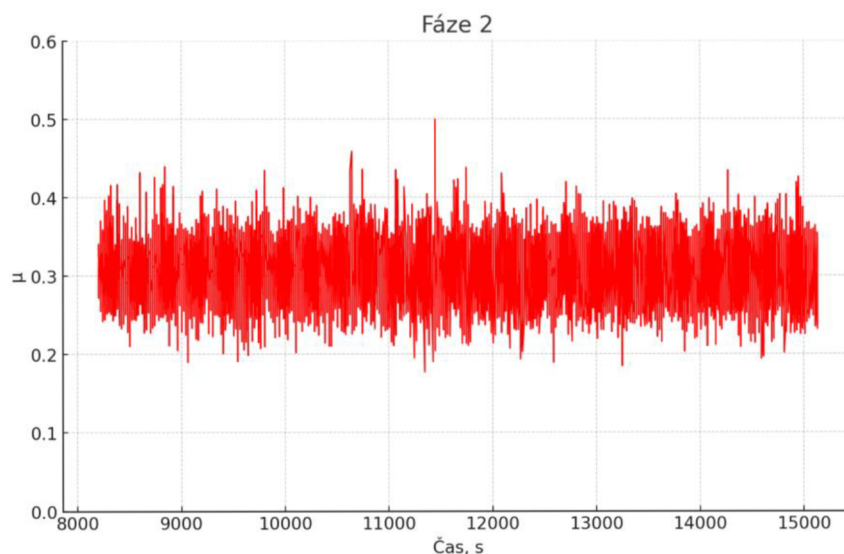
Obrázek 5-4 hodnoty součinitele tření páru CoCrMo na CoCrMo ve fázi 2

Pár Ti6Al4V proti Ti6Al4V

U páru Ti6Al4V proti Ti6Al4V je na úplném začátku 1. fáze zaznamenán velmi krátký mírný pokles. Kromě toho se pohybuje stále kolem stejné hodnoty v obou fázích. 0,305 ve fázi první a 0,301 ve fázi druhé. Rozptyl hodnot není tak vysoký jako u předchozího páru, dochází zde ale častěji k velkým lokálním výkyvům součinitele tření.



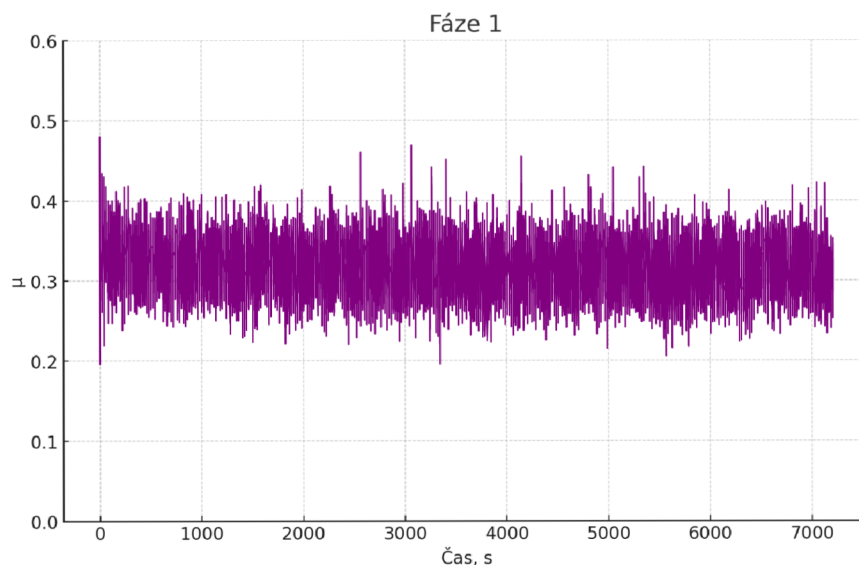
Obrázek 5-5 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V na Ti6Al4V ve fázi 1



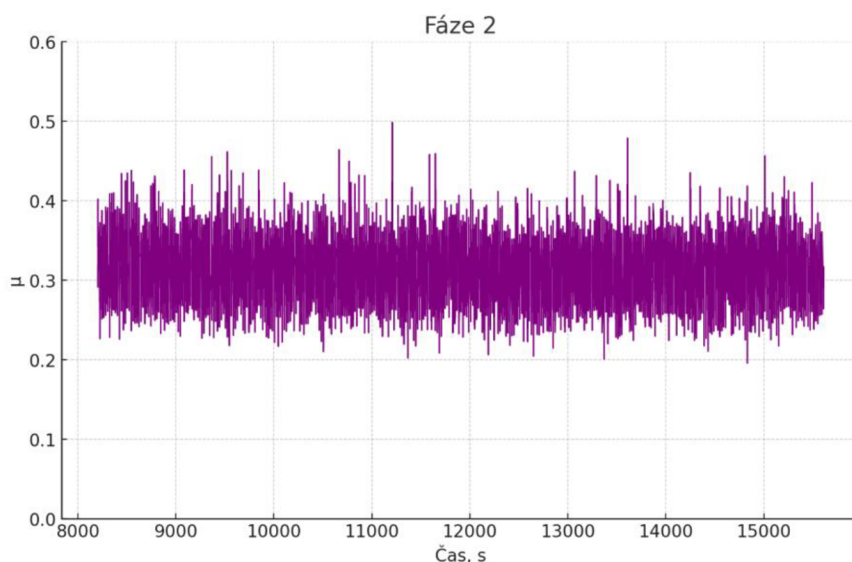
Obrázek 5-6 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V na Ti6Al4V ve fázi 2

Pár Ti6Al4V s liniovou mikrostrukturou proti Ti6Al4V

U pinu s liniovou mikrostrukturou na Ti6Al4V je trend velmi podobný. Na počátku je zaznamenán mírný pokles součinitele tření a dále se obdobně pohybuje na průměrných hodnotách 0,310 a 0,309 v první a druhé fázi.



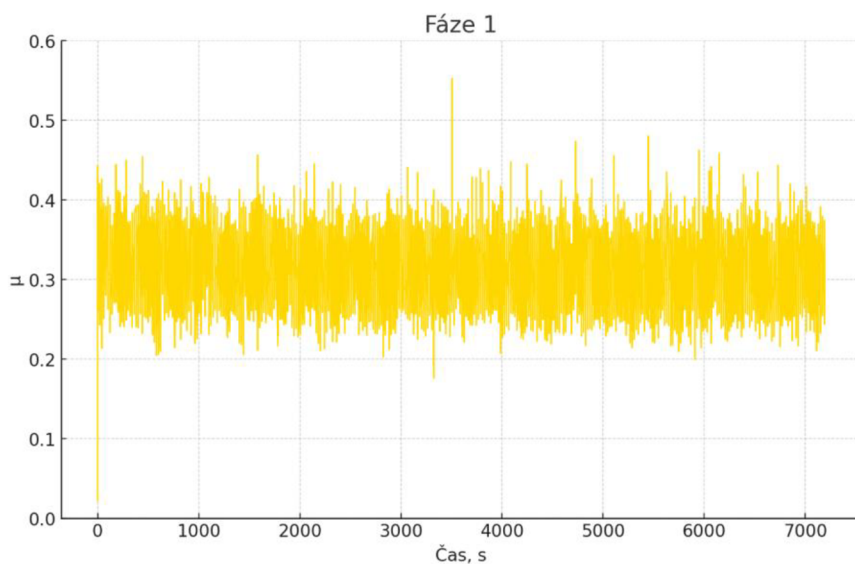
Obrázek 5-7 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V/linie na Ti6Al4V ve fázi 1



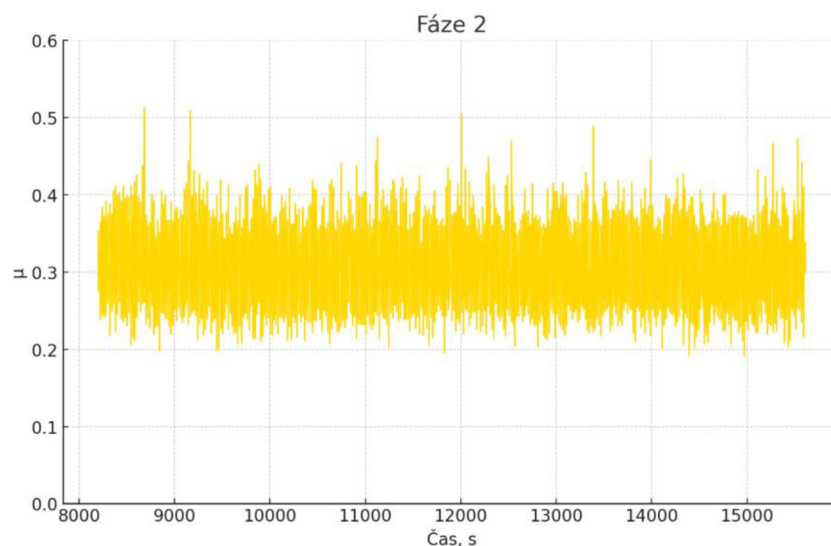
Obrázek 5-8 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V/linie na Ti6Al4V ve fázi 2

Pár Ti6Al4V s mřížkovanou mikrostrukturou proti Ti6Al4V

U posledního páru vzorků s Ti6Al4V bez povlaku dostáváme znovu téměř stejný výsledek jako u předchozích dvou párů. Aritmetický průměr součinitele tření je v první fázi 0,307 a ve druhé fázi 0,305. U tohoto páru dochází ze všech ostatních k nejvyšším lokálním výchytkám. U žádných jiných vzorků součinitel tření nepřesáhl hranici 0,5 více jak jednou, zde se tak stalo čtyřikrát.



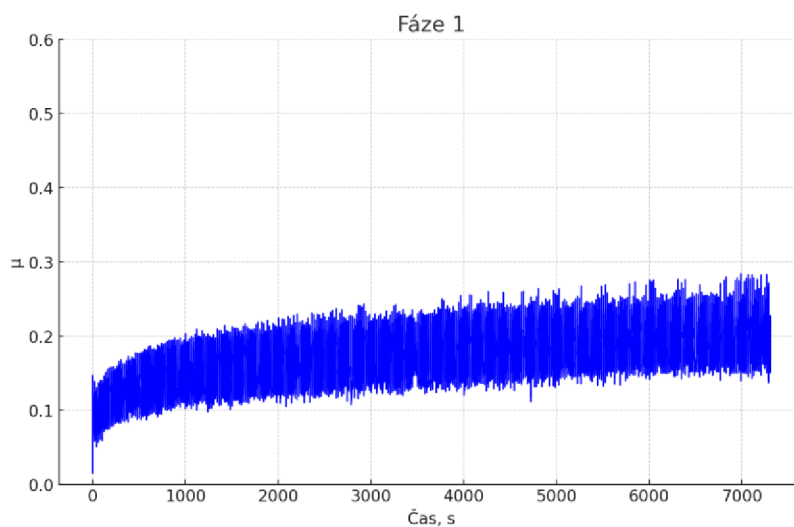
Obrázek 5-9 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V/mřížka na Ti6Al4V ve fázi 1



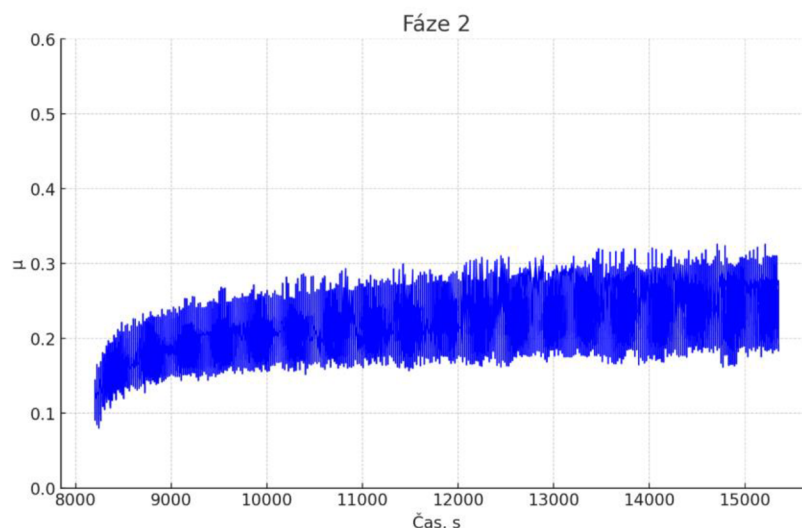
Obrázek 5-10 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V/mřížka na Ti6Al4V ve fázi 2

Pár Ti6Al4V/DLC proti Ti6Al4V/DLC

Poslední pár s povlakovanými vzorky má nejnižší a nejstabilnější výsledky. U obou fází dochází od začátku nejdříve k výraznému a po zhruba 1000 sekundách k pomalejšímu růstu bez žádných velkých odchylek. Mezi jednotlivými fázemi měření dochází nicméně k posunu. Součinitel tření v první fázi končí na hodnotě 0,19. V druhé fázi se dostává o něco výš na 0,22.



Obrázek 5-11 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V/DLC na Ti6Al4V ve fázi 1



Obrázek 5-12 hodnoty součinitele tření páru Ti6Al4V/DLC na Ti6Al4V ve fázi 2

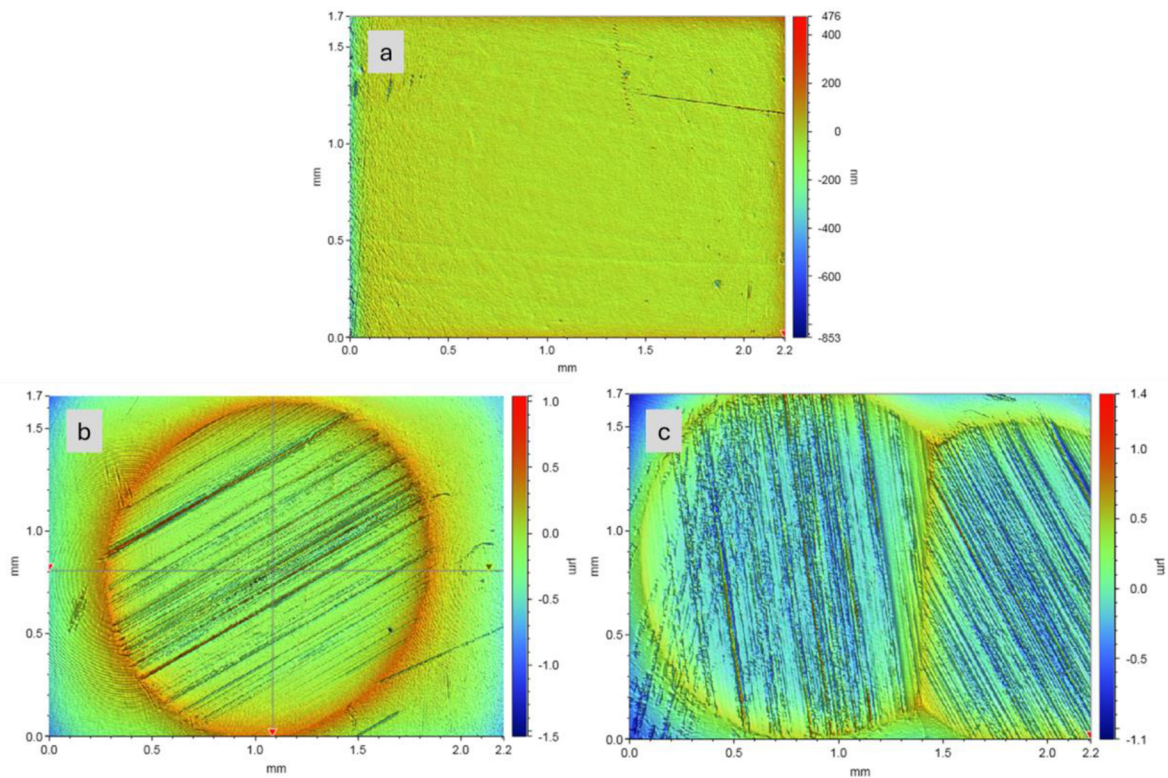
5.2 Topografie povrchu

Na profilometru byla vyhodnocována topografie povrchu. Všechny zjištěné hodnoty jsou shrnuté v tabulce 5-2 a tabulce 5-3.

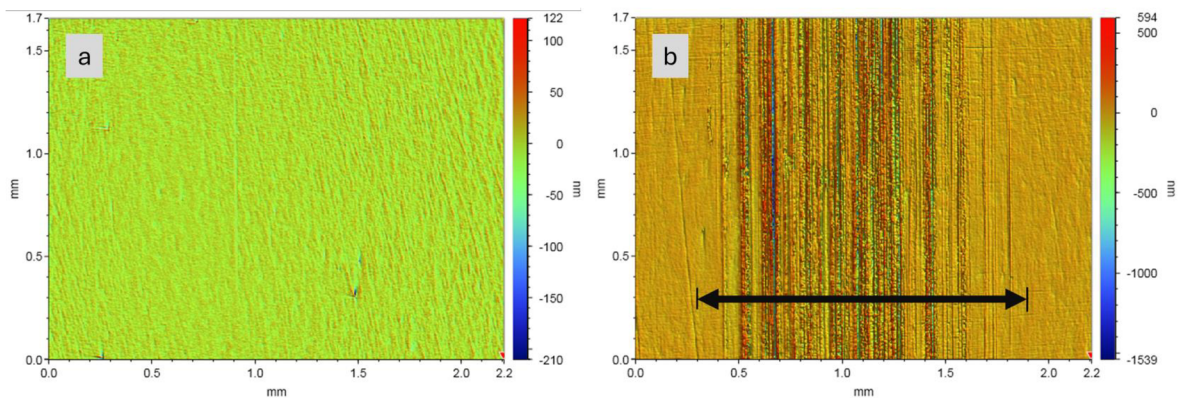
Pár CoCrMo proti CoCrMo

Pin i destička CoCrMo páru měli oba ze všech vzorků nejlepší původní drsnost. Na obrázku 5-13 lze vidět povrchy pinu v průběhu měření. Po dvou hodinách bylo místo opotřebení téměř kruhové s jasně ohraničeným tvarem. Bohužel ze snímku je patrné, že pin nebyl před druhou fází měření ustaven na přesně stejné místo a na povrchu pinu po konci měření lze vidět druhá nepatrně větší kruhovitá plocha opotřebení částečně spojená s tou původní.

Na obrázku 5-14 b) je pro srovnání proložena kóta dráhou opotřebení na destičce, která odpovídá šířce plochy opotřebení po 4 hodinách. Na krajích, kde již nepůsobil takový tlak, k opotřebení téměř nedocházelo.



Obrázek 5-13 Povrch pinu z CoCrMo a) před začátkem měření, b) Po 2 hodinách měření, c) po 4 hodinách měření



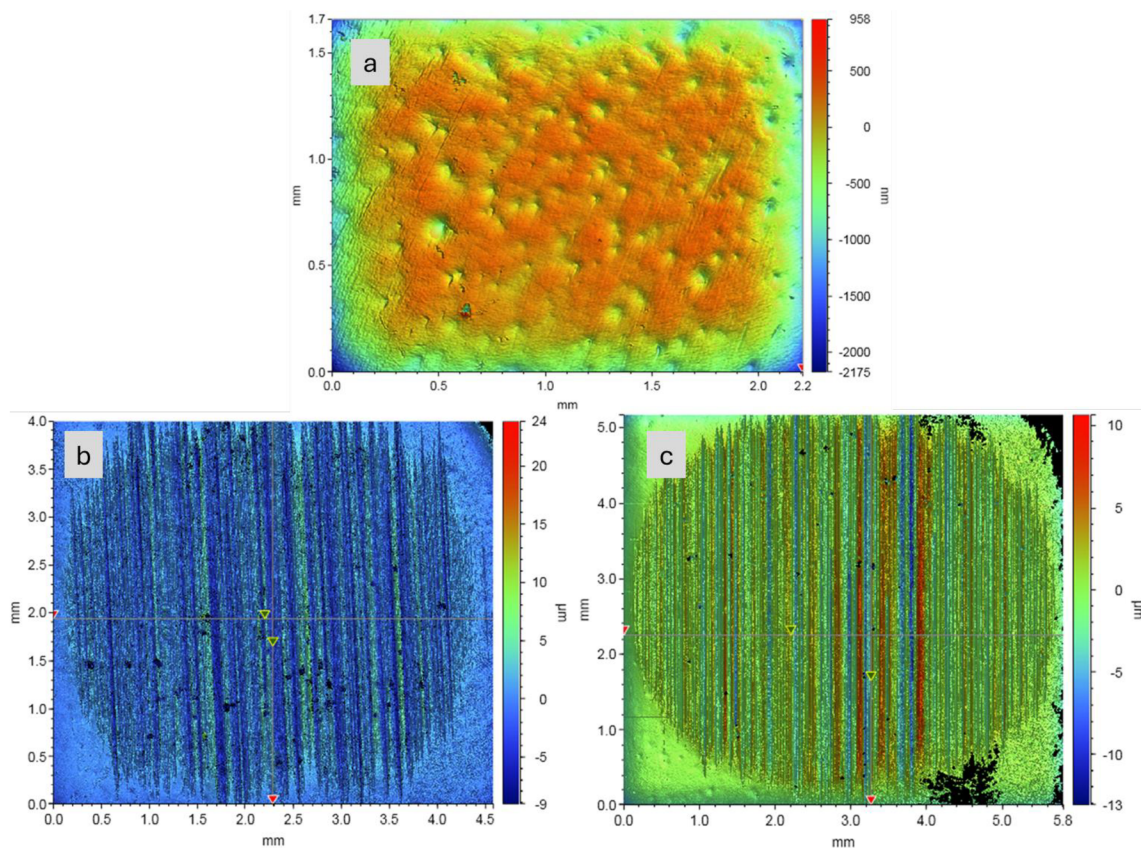
Obrázek 5-14 Povrch CoCrMo destičky a) před měřením, b) po skončení měření. Kóta ukazuje pro srovnání šířku místa opotřebení po 4 hodinách na protikus.

Pár Ti6Al4V proti Ti6Al4V

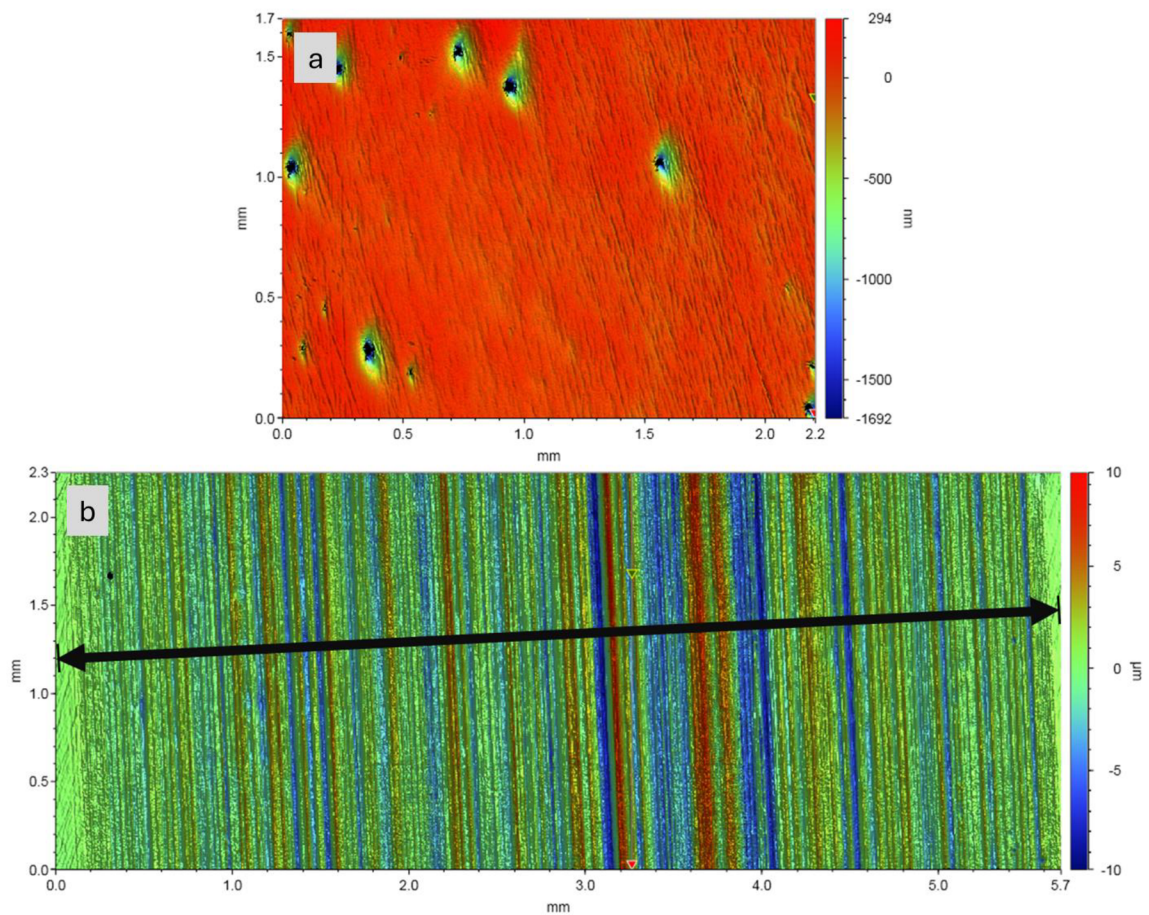
U vzorků vyrobených aditivní technologií lze na obrázku 5-15 a 5-16 sledovat porézní povrch. To mírně ovlivnilo vyhodnocování drsnosti u pinů, protože vzhledem k četnosti a nejasnému ohraničení těchto prohlubní je bylo obtížné maskovat.

Pozorujeme, že po dvou hodinách se objevila výrazně větší plocha opotřebení než u přechozího páru. Postupem času se stále více zvětšovala, hlavně do šířky. Na rozdíl od CoCrMo pinu tato plocha nebyla tak jasně ohraničená a některé rýhy vybíhají za pomyslnou hranici plochy opotřebení.

Obrázek 5-16 ukazuje dráhu opotřebení na titanové destičce. V tomto případě šířka dráhy opotřebení dosahovala téměř šířky plochy opotřebení na pinu.



Obrázek 5-15 Povrch pinu ze slitiny Ti6Al4V vyrobené pomocí 3D tisku a) před začátkem měření, b) Po 2 hodinách měření, c) po 4 hodinách měření.

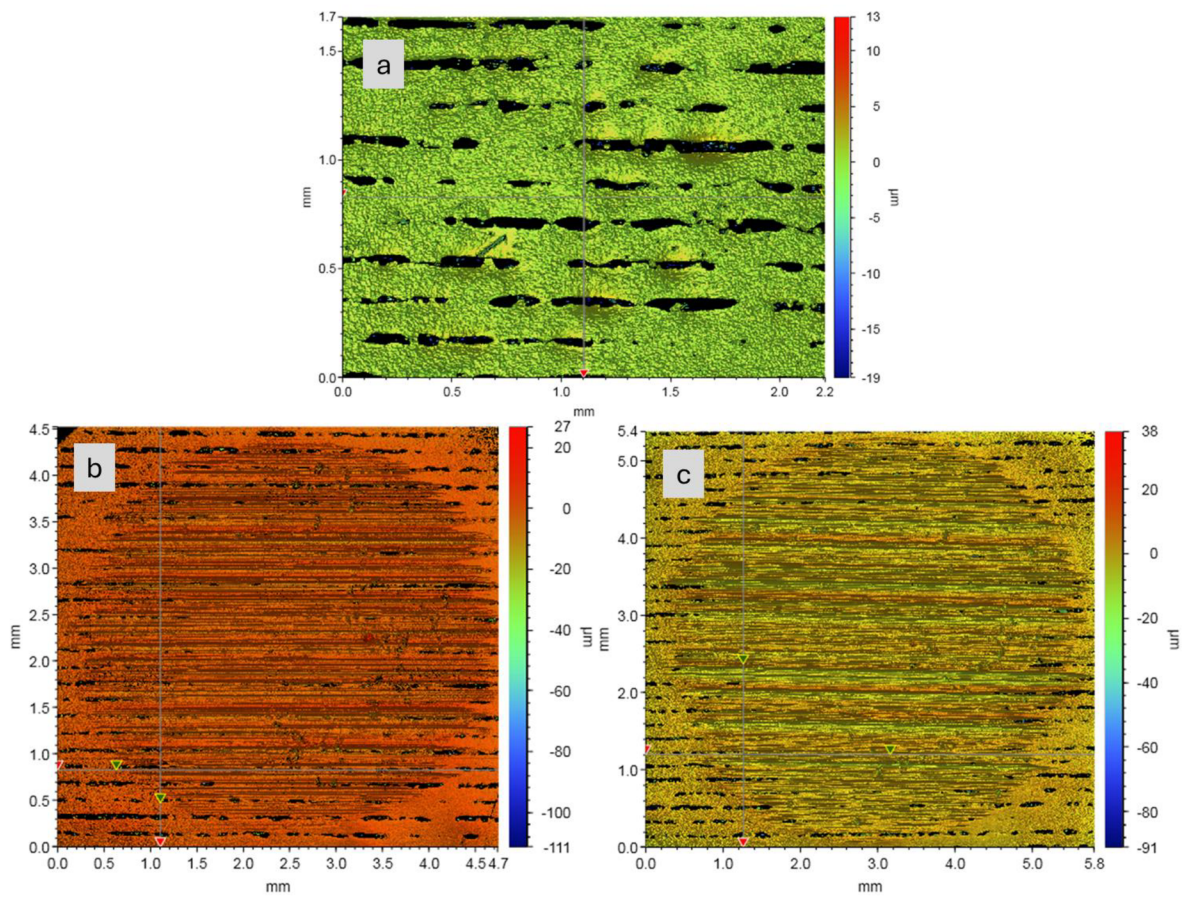


Obrázek 5-16 Povrch Ti6Al4V destičky vyrobené 3D tiskem a) před měřením, b) po skončení měření. Kóta ukazuje pro srovnání šířku místa opotřebení po 4 hodinách na protikusku.

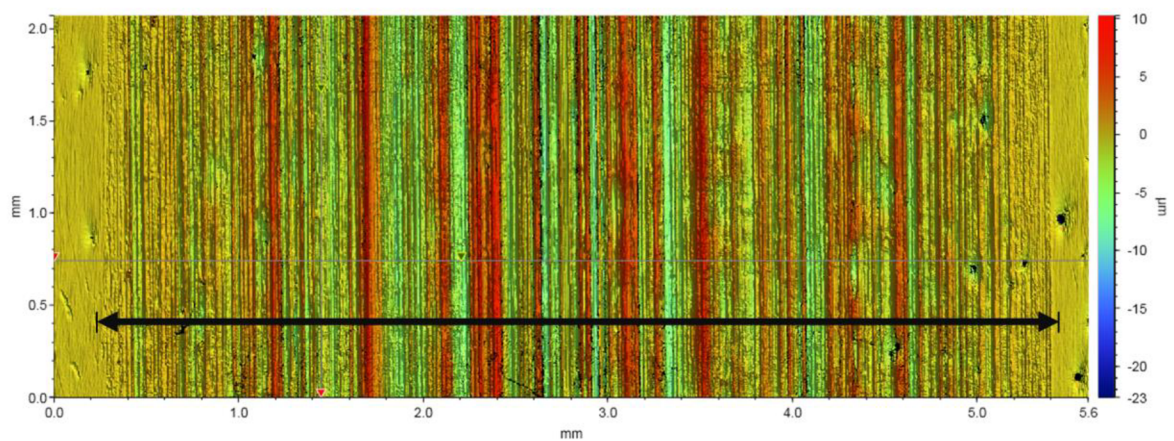
Pár Ti6Al4V s liniovou mikrostrukturou proti Ti6Al4V

Na obrázku 5-17 je velmi zřetelně patrná vybroušená liniová mikrostruktura. Bohužel vlivem broušení je drsnost znatelně větší než u ostatních vzorků. Velikost místa opotřebení přibližně v obou případech kopíruje předchozí pár Ti6Al4V proti Ti6Al4V. Má pouze mírně kruhovitější tvar.

Kóta značící šířku plochy opotřebení na obrázku 5-18 je téměř stejně velká jako šířka vydřené dráhy. Snímek před měřením není přiložen, protože se jedná o stejný vzorek jako na obrázku 5-16 a).



Obrázek 5-17 Povrch pinu ze slitiny Ti6Al4V vyrobené pomocí 3D tisku s liniovou mikrostrukturou a) před začátkem měření, b) Po 2 hodinách měření, c) po 4 hodinách měření.

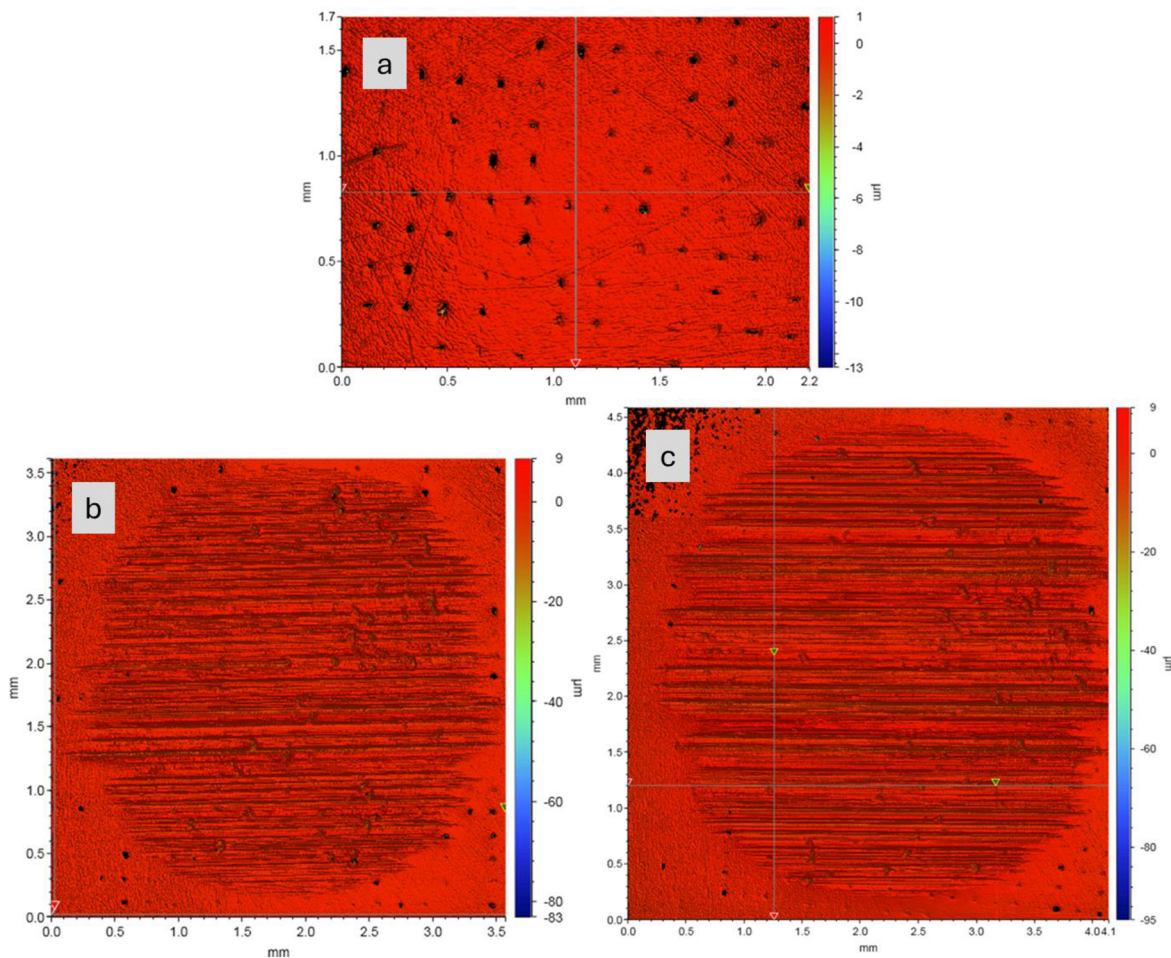


Obrázek 5-18 Povrch Ti6Al4V destičky vyrobené 3D tiskem po skončení měření. Kóta ukazuje pro srovnání šířku místa opotřebení po 4 hodinách na protikusů.

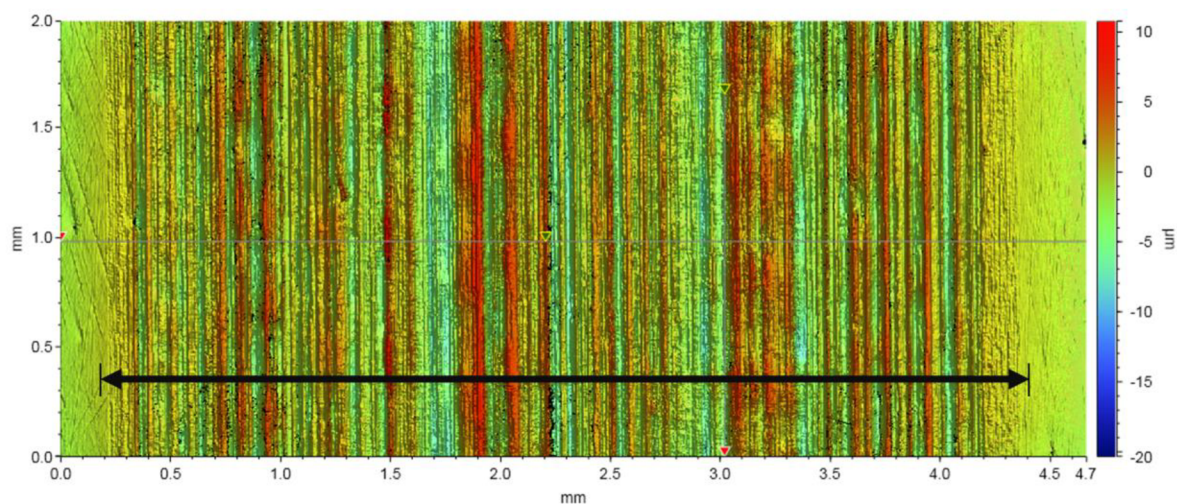
Pár Ti6Al4V s mřížkovanou mikrostrukturou proti Ti6Al4V

Obrázek 5-19 a) jasně ukazuje požadovanou mikrostrukturu. Drsnost se zde podařilo dostat na srovnatelnou hodnotu s titanovým pinem dodaným Prospanem. V místě opotřebení lze stále v menší míře vidět původní strukturu. Plocha opotřebení je dále nejmenší z titanových vzorků bez DLC. Dosažené drsnosti na konci měření u tohoto i u dvou předešlých titanových párů výrazně převyšují zbylé dva páry.

Kóta značící šířku dráhy opotřebení je znovu srovnatelná s šířkou plochy opotřebení na pinu.



Obrázek 5-19 Povrch pinu ze slitiny Ti6Al4V vyrobené pomocí 3D tisku s mřížkovou mikrostrukturou a) před začátkem měření, b) Po 2 hodinách měření, c) po 4 hodinách měření.

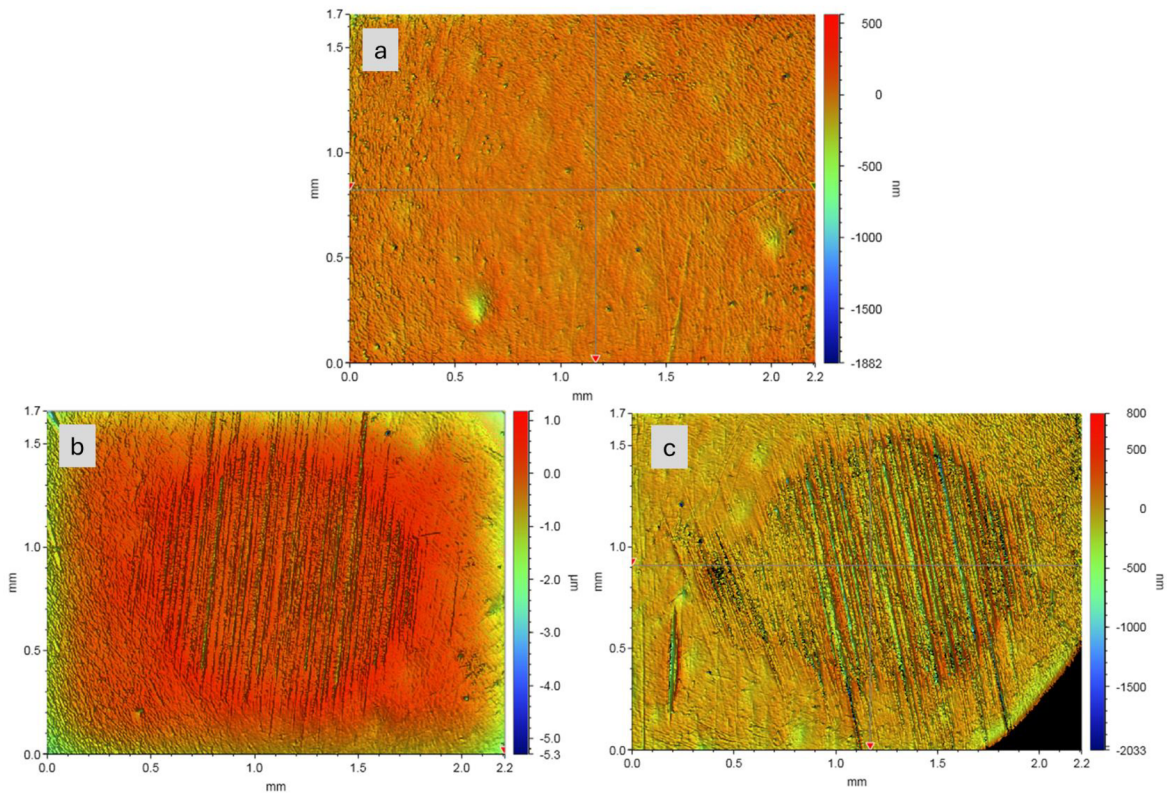


Obrázek 5-20 Povrch Ti6Al4V destičky vyrobené 3D tiskem po skončení měření. Kóta ukazuje pro srovnání šířku místa opotřebení po 4 hodinách na protikus. Snímek před měřením není pořízen, protože se jedná o stejný vzorek jako na Obrázek 5-16 a).

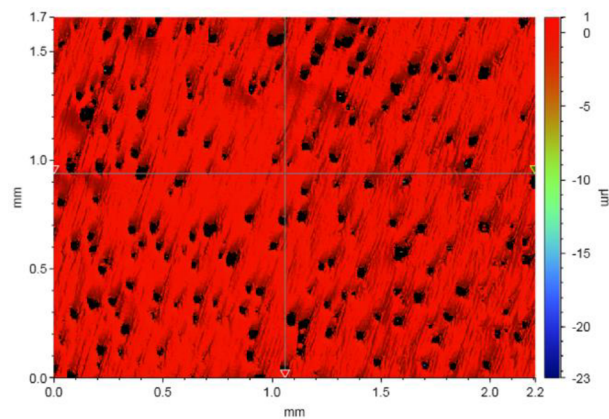
Pár Ti6Al4V/DLC proti Ti6Al4V/DLC

U povlakovaných vzorků se na povrchu pinu objevují také viditelné prohlubně jako u pinu bez DLC, ale v mnohem menší míře. Plocha opotřebení je viditelně ze všech vzorků nejmenší. Vychází z ní po obou stranách dlouhé rýhy, ale kromě toho se její tvar blíží kruhu. Mezi jednotlivými fázemi nedošlo k jeho velkému rozšíření, jako tomu bylo u předchozích vzorků. Nicméně na obrázku 5-21 c) se v levé části objevila malá plocha s lehce vydřeným povrchem. Rýhy v tomto místě jsou mírně vychýlené od větších rýh v hlavním místě. Pravděpodobně to je způsobené tím, že pin byl před druhou fází mírně pootočen od původní pozice.

Na obrázku 5-22 je vidět plocha destičky vyrobené z Ti6Al4V s DLC povlakem, která obsahuje největší množství pórů ve srovnání s ostatními vzorky. Snímek po měření nebyl pořízen, protože nebyla nalezena žádná viditelná stopa po opotřebení.



Obrázek 5-21 Povrch pinu ze slitiny Ti6Al4V s DLC povlakem a) před začátkem měření, b) Po 2 hodinách měření, c) po 4 hodinách měření.



Obrázek 5-22 Povrch destičky ze slitiny Ti6Al4V s DLC povlakem.

V následujících tabulkách jsou pro každý pár shrnuty jejich drsnosti v průběhu měření a rozměry ploch opotřebení. Platí značení, že šířka plochy opotřebení je vzdálenost kolmá na směr rýh a délka je měřena podél jejich směru.

Tab. 5-2 Ra vzorků v průběhu měření

vzorek	Pin			vzorek	Destička	
	Před měřením	V polovině	Po měření		Před měřením	Po měření
CoCrMo	8,4 nm	66,9 nm	90,9 nm	CoCrMo	6,9 nm	50,8 nm
Ti6Al4V	39,9 nm	1 510 nm	1 840 nm	Ti6Al4V	30,3 nm	1 180 nm
Ti6Al4V/linie	114,9 nm	1 850 nm	2 070 nm	Ti6Al4V	30,3 nm	2 130 nm
Ti6Al4V/mřížka	36,1 nm	1 150 nm	1 930 nm	Ti6Al4V	30,3 nm	2 260 nm
Ti6Al4V/DLC	28,8 nm	171,4 nm	164,6 nm	Ti6Al4V/DLC	64,0 nm	64,0 nm

Tab. 5-3 Velikost oblasti opotřebení na pinu v průběhu měření

vzorek	V půlce měření		Po měření	
	šířka	délka	šířka	délka
CoCrMo	1,50 mm	1,65 mm	1,60 mm	1,70 mm
Ti6Al4V	4,25 mm	4,10 mm	5,70 mm	5,00 mm
Ti6Al4V/linie	4,20 mm	4,50 mm	5,20 mm	5,20 mm
Ti6Al4V/mřížka	3,45 mm	3,15 mm	4,25 mm	3,90 mm
Ti6Al4V/DLC	1,25 mm	1,25 mm	1,35 mm	1,25 mm

6 DISKUZE

Tato práce se zaměřuje na využití titanové slitiny Ti6Al4V pro výrobu ortopedických implantátů. Význam tohoto tématu je nepopíratelný, protože s rostoucím počtem ortopedických zákroků a stárnutím populace je neustálý vývoj a inovace materiálů pro medicínské aplikace více než nezbytný.

Výsledky proběhlých experimentů na tribometru ověřují některé předpokládané hypotézy. Povlak DLC aplikovaný na slitině Ti6Al4V výrazně snížil její součinitel tření stejně jako tomu bylo v již popsaných studiích [38, 4]. Trend součinitele tření zde nejvíce odpovídá obrázku 2-6. Záběhová fáze se po asi 1000 sekundách dostává do fáze se stabilnějším růstem.

Slitina CoCrMo vykazovala zprvu vyšší součinitel tření než DLC pár. Součinitel tření CoCrMo páru při dlouhodobých experimentech však téměř nerostl a na konci čtyřhodinového měření se hodnoty DLC páru dostaly mírně nad a stále měly mírně větší tendenci k růstu.

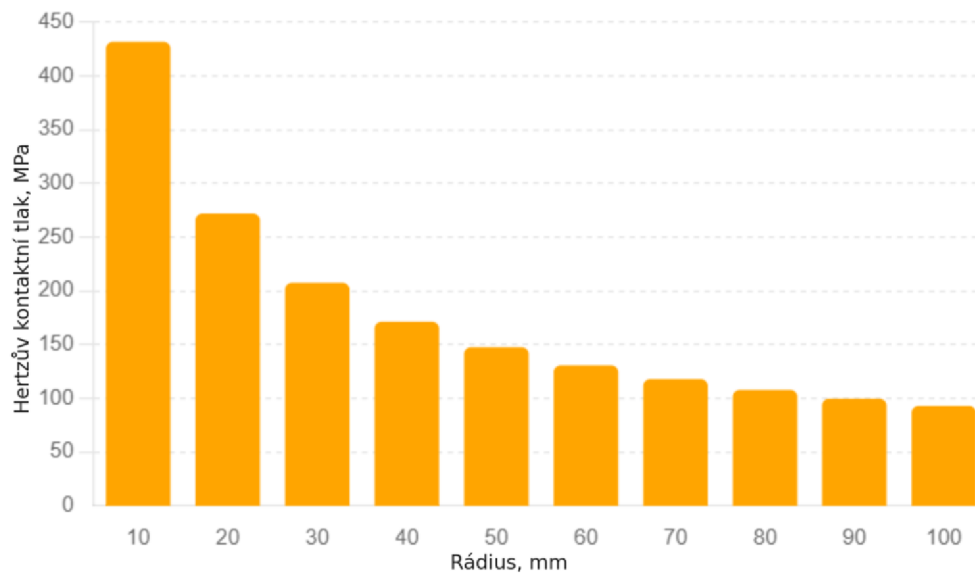
Nepovlakované titanové vzorky dopadly podle očekávání nejhůře. Docela překvapivé je ale zjištění, že u párů s piny s mikrostrukturou na povrchu vypadá vývoj součinitele tření velmi podobně jako u pinu bez mikrostruktury. Piny s mikrostrukturou na povrchu tedy neměly požadovaný efekt jako laserem vytvořené mikrotextury. Přitom studie, které porovnávaly tření u konvenčně vyrobené slitiny Ti6Al4V bez a s mikrotexturou jasně ukazují snížení tření při aplikování mikrotextr [38, 4]. Mohlo to být způsobeno tím, že se struktury z titanové slitiny poměrně rychle opotřebovaly. Jak je vidět na obrázcích 5-15, 5-17 a 5-19, opotřebování materiálu u titanových pinů postupuje velmi rychle. Co naopak mohlo přiblížit pin bez textury zbylým dvou vzorkům se strukturou, jsou malé důlky v povrchu vytvořené jako defekty při 3D tisku, které mohly nahradit funkci důlků vytvořených ať už jako mikrostruktura nebo mikrotextura.

Větší kolísání nepovlakovaných vzorků titanu oproti tomu s DLC může být způsobeno interakcí částic na styčném rozhraní a lokalizovaným lomem přenosové vrstvy, což je pro titanové slitiny, ve styku jiným kovem typické [4]. Mírný pokles součinitele tření na začátku, který byl sledován na prvních pár stovkách sekund měření u titanových vzorků bez DLC se podobá výsledkům experimentů v popsaných studiích [40, 4]. Studie Auezhana Amanova [44] ukazuje postupný růst vzorku ze slitiny Ti6Al4V hned od začátku. Rozdíl oproti předchozím dvěma studiím je v tom, že tady ale měření probíhalo za sucha. Dále u měření v této práci postupuje součinitel konstantně a během 4 hodin se nezhoršuje ani s výrazně rostoucí plochou opotřebení. K takovému chování u podobných vzorků nedochází v žádné z popsaných studií. Většinou součinitel postupem času mírně roste kvůli hromadění částic opotřebení [40, 44].

Na základě hodnocení topografie opotřebovávaných povrchů je zřejmé, že plocha opotřebení je největší u páru s titanovým pinem bez žádné modifikace a s liniovou strukturou. Šířka i délka plochy opotřebení u obou párů přesáhly 5 mm. U nemodifikovaného vzorku je hlavní rozdíl v tom, že místo opotřebení má více roztáhlý tvar do šířky. Nepatrně lépe je na tom vzorek s mřížkovanou strukturou. Zde je konečná šířka 4,25 mm a délka 3,9 mm. Rozdíl velikostí místa opotřebení mikrostrukturovaných pinů může být zdůvodněn tím, že zde působí při zatížení vyšší tlak. Liniová mikrostruktura je výraznější než ta mřížkovaná, jak je vidět na obrázcích 5-17 a 5-19, tedy materiálu dostávajícího se při testech do kontaktu je méně. Jak popisuje Manabu Wakuda a kol. [52], se zvyšující se hustotou mikrotextr na povrchu se zmenšuje plocha přímého kontaktu mezi vzorky v páru a skutečný kontaktní tlak narůstá. S velikostí plochy opotřebení následuje CoCrMo, kde rozměry nedosahují ani 2 mm a DLC vzorek, kde se dostáváme pod hodnotu délky i šířky 1,5 mm.

Nabízí se srovnání se studií Auezhana Amanova a Shinya Sasakiho [4]. Jejich texturování povrchu se na rozdíl od této práce týkalo povrchu disku, přesto ale u jejich výsledků byl sledován podobný trend. U vzorku z Ti6Al4V byla plocha opotřebení největší, následoval texturovaný povrch, se vzorem připomínajícím mřížkovanou mikrostrukturu v této práci. Výrazně nejlépe dopadly povrchy s kombinací DLC a mikrotextrury. Dle autorů vytvořené důlky mikrotextrury mohou fungovat jako zásobárna maziva a zachycovat zbytky opotřebení během zkoušky. To pak má za následek lepší chování těchto vzorků z hlediska tření a opotřebení. Tyto zkoušky trvaly však jen 20 min a důlky uprostřed oblasti opotřebení, na které působil největší tlak, už vypadaly značně opotřebované. Nabízí se tedy otázka, jestli by důlky stále plnily svoji funkci v delším časovém horizontu. Ve studii L. Y. S. Oliveira a kol. [40] pozorovali podobné výsledky. DLC povlak zlepšující mazací vlastnosti způsobuje, že dráhy opotřebení jsou u těchto vzorků výrazně menší i při dvakrát větším zatížení než u nepovlakovaného vzorku (viz obrázek 2-8).

Co snižuje porovnatelnost těchto testů je, že piny dodané společností Prospan měly všechny rádius 100 mm a u ručně broušených pinů jsme se dosáhli jen rádiusů mezi 60 mm a 65 mm. U pinů s menším rádiusem tak docházelo k vyšším kontaktním tlakům při jinak stejných podmínkách zkoušky. Na obrázku 6-1 je vidět, jak kontaktní tlak se zmenšujícím se rádiusem roste. Při změně rádiusu ze 100 mm na 60 mm vzroste tlak o 41 %.



Obrázek 6-1 Závislost kontaktního tlaku na rádiusu pinu proti destičce, když je zatížení 10 N a materiál obou vzorků je slitina Ti6Al4V.

U vzorku z Ti6Al4V bylo provedeno ověřovací měření druhého, stejně připraveného pinu za stejných podmínek. Výsledný průměrný součinitel tření byl 0,304, tedy prakticky shodný se součinitelem zjištěným z prvotního měření (0,305). Tím bylo ověřeno, že při opakování testů dochází k minimálním odchýlkám.

7 ZÁVĚR

V rámci této práce byl proveden výzkum zaměřený na analýzu třecích vlastností a odolnosti proti opotřebení slitiny Ti6Al4V. Ta byla porovnávána se standardně používanou konvenčně vyrobenou slitinou CoCrMo. Obě slitiny vykazují velký potenciál pro použití v implantologii u náhrad typu kov na kov a zároveň jsou vhodné pro výrobu aditivní technologií. Vzorky z Ti6Al4V použité v této práci byly vyrobeny pomocí aditivní technologie SLM. Na některých pinech ze slitiny Ti6Al4V byly provedeny určité modifikace, které měli mít pozitivní vliv na zkoumané vlastnosti, tedy součinitel tření a odolnost proti opotřebení.

Zadaných cílů práce bylo dosaženo prostřednictvím experimentů na profilometru a na tribometru v konfiguraci pin-on-plate. Pro dlouhodobé testy bylo použito celkem pět experimentálních konfigurací.

Bylo zjištěno že u neupravené slitiny Ti6Al4V dochází k výraznějšímu opotřebení a na ploše vzniklé opotřebením je mnohem větší drsnost než u slitiny CoCrMo. Hodnota drsnosti na pinu ze slitiny CoCrMo vzrostla po 4 hodinách z 8 nm na 91 nm. U titanové slitiny tento nárůst byl razantně vyšší a z 39,9 nm vyrostla drsnost až na konečných 1840 nm. U dalších dvou vzorků s mikrostrukturou pozorujeme podobný, ještě mírně vyšší nárůst drsnosti ke dvěma tisícům nanometrů. Z toho důvodu se osvědčil povlak DLC, který zajistil za 4 hodiny nárůst z původních 29 nm jen na 165 nm.

Nejmenší byla po čtyřech hodinách plocha opotřebením na pinu ze slitiny Ti6Al4V s DLC povlakem, navíc jeho protikus zůstal úplně nepoškozen. O něco větší byla plocha na pinu z CoCrMo. Zde byl protikus poškozen nejvíce ve středu dráhy a směrem ke kraji hustota vrypů slábla. Šířka i délka opotřebovaných ploch u těchto vzorků byla do 2 mm. Výrazně větší byla u vzorku z Ti6Al4V s mřížkovou mikrostrukturou. Šířka a délka byla na konci měření 4,25 mm a 3,9 mm, respektive. nejvýraznější byla plocha u Ti6Al4V vzorků bez modifikace a s liniovou mikrostrukturou. U obou finální rozměry přesahovaly 5 mm.

Součinitel tření byl průměrně nejnižší na površích s DLC povlakem, avšak v průběhu vykazoval neustálý růst a po čtyřech hodinách měření se dostal na hodnotu součinitele tření páru CoCrMo 0,23. Ten až na počáteční prudký pokles u obou fází jen rostl mnohem mírněji. Součinitel tření u zbylých párů z titanové slitiny se všechny pohybovaly je těsně nad hodnotou 0,3 přičemž nebyl pozorován vliv mikrostruktur na jeho hodnotu.

Z výsledků plyne, že slitina Ti6Al4V má horší tribologické vlastnosti než slitina CoCrMo. Tím se potvrdilo, že pro použití titanové slitiny pro implantáty je nutné povrchy chránit různými úpravami povrchu. DLC povlak se osvědčil nejvíce jako možná povrchová úprava pro aditivně vyrobenou Ti6Al4V kloubní náhradu v konfiguraci kov na kov, přičemž vliv mikrostruktur na součinitel tření ani odolnost proti opotřebení nebyl prokázán. V dalších studiích by mohly být provedeny experimenty s různými hustotami vzorů v mikrostruktuře a také by měli být optimalizovány dokončovací postupy pro dosažení přesnějších rádiusů u testovacích vzorků nebo potencionálních malých implantátů.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] BRIGHT, Richard, Andrew HAYLES, Daniel FERNANDES, et al. In Vitro Bactericidal Efficacy of Nanostructured Ti6Al4V Surfaces is Bacterial Load Dependent. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. 2021, 2021-08-18, **13**(32), 38007-38017 [cit. 2024-05-23]. ISSN 1944-8244. Dostupné z: doi:10.1021/acscami.1c06919
- [2] RAJTUKOVA, Viktoria, Alena FINDRIK BALOGOVIÁ a Teodor TOTH. A comparison of the quality of dental crowns from Ti-6Al-4V and CoCr alloys made with slm technology. *Lékař a technika - Clinician and Technology*. 2018, **48**(1), 22-28.
- [3] TAEGER, G., L.E. PODLESKA, B. SCHMIDT, M. ZIEGLER a D. NAST-KOLB. Comparison of Diamond-Like-Carbon and Alumina-Oxide articulating with Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* [online]. 2003, **34**(12), 1094-1100 [cit. 2024-04-13]. ISSN 0933-5137. Dostupné z: doi:10.1002/mawe.200300717
- [4] AMANOV, Auezhan a Shinya SASAKI. A study on the tribological characteristics of duplex-treated Ti-6Al-4V alloy under oil-lubricated sliding conditions. *Tribology International* [online]. 2013, **64**, 155-163 [cit. 2024-04-14]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2013.03.015
- [5] LIU, Shunyu a Yung C. SHIN. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. *Materials & Design* [online]. 2019, **164** [cit. 2024-04-12]. ISSN 02641275. Dostupné z: doi:10.1016/j.matdes.2018.107552
- [6] MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR. Pohyby v kloubu a jeho druhy. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Pohyby_v_kloubu_a_jeho_druhy
- [7] AUTOR, Nenalezený. OBECNÁ ARTHROLOGIE - obecný popis kloubu pomocná kloubní zařízení. *Quizlet* [online]. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://quizlet.com/512082335/obecna-arthrologie-obecny-popis-kloubu-pomocna-kloubni-zarizeni-flash-cards/>
- [8] MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR. Totální endoprotéza kyčelního kloubu.

- WikiSkripta* [online]. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Tot%C3%A1ln%C3%AD_endoprot%C3%A9za_ky%C4%8Deln%C3%ADho_kloubu
- [9] AUTOR, Nenalezený. Total Joint Replacement. *AAOS* [online]. 1995 [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://www.orthoinfo.org/en/treatment/total-joint-replacement/>
- [10] KUBA, M., J. GALLO a D. MILDE. Trendy studia uvolňování kovů z kloubních náhrad. *Chemické Listy*. 2020, **114**(6), 382–388.
- [11] JOYCE, T.J. Examination of failed ex vivo metal-on-metal metatarsophalangeal prosthesis and comparison with theoretically determined lubrication regimes. *Wear* [online]. 2007, **263**(7-12), 1050-1054 [cit. 2024-05-19]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2006.11.045
- [12] MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR. Hallux rigidus. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Hallux_rigidus
- [13] BARTÁK, MUDr. Vladislav. *Vývoj náhrady prvního metatarzofalangeálního kloubu*. Praha, 2011. Autoreferát disertační práce. Univerzita Karlova v Praze 1. lékařská fakulta.
- [14] AUTOR, Nenalezený. Artrodéza. *Velký lékařský slovník On-Line* [online]. 1998 [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://lekarske.slovníky.cz/pojem/artrodeza>
- [15] SO, Eric, Matt WILSON, Anson K. CHU, John M. THOMPSON a Mark A. PRISSEL. Incidence of Nonunion of the First Metatarsophalangeal Joint Arthrodesis After Failed Implant Arthroplasty: A Systematic Review. *Foot & Ankle Specialist* [online]. 2024, **17**(1), 78-86 [cit. 2024-05-24]. ISSN 1938-6400. Dostupné z: doi:10.1177/19386400231169364
- [16] TOPOLOVEC, Matevž, Andrej CÖR a Ingrid MILOŠEV. Metal-on-metal vs. metal-on-polyethylene total hip arthroplasty tribological evaluation of retrieved components and periprosthetic tissue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2014, **34**, 243-252 [cit. 2024-05-24]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.02.018
- [17] POPELKA ML., S., R. HROMÁDKA, V. BARTÁK, J. KLOUDA, I. LANDOR a S. POPELKA. Naše zkušenosti s totální náhradou prvního metatarzofalangeálního kloubu palce PH-flex Medin. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2017, **84**(5), 380–385.

- [18] EBRÁNA S.R.O., www.ebrana.cz. MEDIN Náhrada MTP kloubu palce nohy. *Nenalezený vydavatel* [online]. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://eshop.medin.cz/medin-nahrada-mtp-kloubu-palce-nohy#>
- [19] GARTNER, Lucia. AddUp and Anatomic Implants produce the world's first 3D-printed toe joint replacement. *3Printr.com* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: <https://www.3printr.com/addup-and-anatomic-implants-produce-the-worlds-first-3d-printed-toe-joint-replacement-5068804/>
- [20] MUNEMOTO, Mitsuru, George GRAMMATOPOULOS, Yasuhito TANAKA, Max GIBBONS a Nicholas A. ATHANASOU. The pathology of failed McKee-Farrar implants: correlation with modern metal-on-metal-implant failure. *PubMed Central (PMC)* [online]. 2017, **28**(5), 66 [cit. 2024-04-07]. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-017-5882-y
- [21] HU, X, N EMAMI a J Rituerto SIN. Tribology, corrosion and tribocorrosion of metal on metal implants. *Taylor* [online]. 2013, **7**(1), 1-12 [cit. 2024-04-07]. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1179/1751584X13Y.0000000022>
- [22] INTERACTIVE, Esmedia. Jaká je životnost kloubních náhrad? Může ji pacient ovlivnit? *Pardubická nemocnice* [online]. 2022 [cit. 2024-04-07]. Dostupné z: <https://pardubice.nempk.cz/novinky/jaka-je-zivotnost-kloubnich-nahrad-muze-ji-pacient-ovlivnit>
- [23] GOHAR, R. a Homer RAHNEJAT. *Fundamentals of tribology*. London: Imperial College Press, 2008. ISBN 978-1-84816-184-9.
- [24] MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR. Osteolýza. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2024-04-15]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Osteol%C3%BDza>
- [25] GHOSH, Subir a Sylvester ABANTERIBA. Status of surface modification techniques for artificial hip implants. *Science and Technology of Advanced Materials* [online]. 2016, 2016-01-01, **17**(1), 715-735 [cit. 2024-04-07]. ISSN 1468-6996. Dostupné z: doi:10.1080/14686996.2016.1240575
- [26] MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR. Nekróza. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2024-04-15]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Nekr%C3%B3za>
- [27] AUTOR, Nenalezený. Fibróza. *Velký lékařský slovník On-Line* [online]. 1998 [cit.

2024-04-15]. Dostupné z: <https://lekarske.slovníky.cz/pojem/fibroza>

- [28] LEE, Anderson, Guy D. PAIEMENT, Brad L. PENENBERG a Sean S. RAJAE. Metallosis in Total Hip Arthroplasty. *JBJS Reviews* [online]. 2023, **11**(10) [cit. 2024-04-07]. ISSN 2329-9185. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.RVW.23.00105
- [29] LIU, Zhao, Hui LIU, Rachel VOWDEN, et al. Combination of cobalt, chromium and titanium nanoparticles increases cytotoxicity in vitro and pro-inflammatory cytokines in vivo. *Journal of Orthopaedic Translation* [online]. 2023, **38**, 203-212 [cit. 2024-04-07]. ISSN 2214031X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jot.2022.10.013
- [30] SMITH, S. L., D DOWSON a A. A. J. GOLDSMITH. The lubrication of metal-on-metal total hip joints: A slide down the Stribeck curve. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2001, 2001-05-01, **215**(5), 483-493 [cit. 2024-04-07]. ISSN 1350-6501. Dostupné z: doi:10.1243/1350650011543718
- [31] DOWSON, D a Z-M JIN. Metal-on-metal hip joint tribology. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2006, 2006-02-01, **220**(2), 107-118 [cit. 2024-04-07]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/095441105X69114
- [32] DE VITERI, Virginia Senz a Elena FUENTES. Titanium and Titanium Alloys as Biomaterials. In: GEGNER, Jrgen, ed. *Tribology - Fundamentals and Advancements* [online]. InTech, 2013 [cit. 2024-04-12]. ISBN 978-953-51-1135-1. Dostupné z: doi:10.5772/55860
- [33] GEETHA, M., A.K. SINGH, R. ASOKAMANI a A.K. GOGIA. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science* [online]. 2009, **54**(3), 397-425 [cit. 2024-04-11]. ISSN 00796425. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmatsci.2008.06.004
- [34] KAUR, GHADIRINEJAD a OSKOUEI. An Overview on the Tribological Performance of Titanium Alloys with Surface Modifications for Biomedical Applications. *Lubricants* [online]. 2019, **7**(8), 65 [cit. 2024-04-11]. ISSN 2075-4442. Dostupné z: doi:10.3390/lubricants7080065
- [35] CVIJOVIĆ-ALAGIĆ, I., Z. CVIJOVIĆ, S. MITROVIĆ, M. RAKIN, Đ. VELJOVIĆ a M. BABIĆ. Tribological Behaviour of Orthopaedic Ti-13Nb-13Zr and Ti-6Al-4V Alloys. *Tribology Letters* [online]. 2010, **40**(1), 59-70 [cit. 2024-04-12]. ISSN 1023-8883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-010-9639-8

- [36] ALAM, Md.Ohidul a A.S.M.A. HASEEB. Response of Ti–6Al–4V and Ti–24Al–11Nb alloys to dry sliding wear against hardened steel. *Tribology International* [online]. 2002, **35**(6), 357-362 [cit. 2024-04-12]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/S0301-679X(02)00015-4
- [37] LOVE, C.A., R.B. COOK, T.J. HARVEY, P.A. DEARNLEY a R.J.K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. *Tribology International* [online]. 2013, **63**, 141-150 [cit. 2024-04-12]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2012.09.006
- [38] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Taposh ROY, Azuddin BIN MAMAT, H H MASJUKI a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Tribological investigation of diamond-like carbon coated micro-dimpled surface under bovine serum and osteoarthritis oriented synovial fluid. *Science and Technology of Advanced Materials* [online]. 2016, 2016-01-11, **16**(3) [cit. 2024-04-12]. ISSN 1468-6996. Dostupné z: doi:10.1088/1468-6996/16/3/035002
- [39] LOVE, C.A., R.B. COOK, T.J. HARVEY, P.A. DEARNLEY a R.J.K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. *Tribology International* [online]. 2013, **63**, 141-150 [cit. 2024-04-13]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2012.09.006
- [40] OLIVEIRA, Luciane Y. S., Neide K. KUROMOTO a Carlos J. M. SIQUEIRA. Treating orthopedic prosthesis with diamond-like carbon: minimizing debris in Ti6Al4V. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* [online]. 2014, **25**(10), 2347-2355 [cit. 2024-04-13]. ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-014-5252-y
- [41] YANG, Wei-fa, Wing Shan CHOI, Yiu Yan LEUNG, Justin Paul CURTIN, Ruxu DU, Chun-yu ZHANG, Xian-shuai CHEN a Yu-xiong SU. Three-dimensional printing of patient-specific surgical plates in head and neck reconstruction: A prospective pilot study. *Oral Oncology* [online]. 2018, **78**, 31-36 [cit. 2024-04-14]. ISSN 13688375. Dostupné z: doi:10.1016/j.oraloncology.2018.01.005
- [42] POPOV JR., Vladimir V., Gary MULLER-KAMSKII, Aleksey KOVALEVSKY, Georgy DZHENZHERA, Evgeny STROKIN, Anastasia KOLOMIETS a Jean RAMON. Design and 3D-printing of titanium bone implants: brief review of approach and clinical cases. *Biomedical Engineering Letters*. 2018, **8**, 337–344.
- [43] SAGBAS, Binnur, Goktug GENCELLI a Ahmet SEVER. Correction to: Effect of

- Process Parameters on Tribological Properties of Ti6Al4V Surfaces Manufactured by Selective Laser Melting. *Journal of Materials Engineering and Performance* [online]. 2021, **30**(7), 4974-4974 [cit. 2024-05-19]. ISSN 1059-9495. Dostupné z: doi:10.1007/s11665-021-05637-z
- [44] AMANOV, Auezhan. Advancement of tribological properties of Ti–6Al–4V alloy fabricated by selective laser melting. *Tribology International* [online]. 2021, **155**, 106806 [cit. 2024-05-19]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2020.106806
- [45] AUTOR, Nenalezený. Tribometr typu Pin-on-disk: TRB³. *Anton Paar* [online]. [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: <https://www.anton-paar.com/cz-cs/produkty/detaily/trb3-tribometr-pin-on-disk/>
- [46] AUTOR, Nenalezený. Regulatory, Performance. *Nenalezený vydavatel* [online]. [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: <https://blog.impactplastics.co/blog/regulatory-performance-compliance-testing-for-impacts-new-petg>
- [47] AUTOR, Nenalezený. Tribometr typu Pin-on-disk: TRB³. *Anton Paar* [online]. <https://www.anton-paar.com/cz-cs/> [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: <https://www.anton-paar.com/cz-cs/produkty/detaily/trb3-tribometr-pin-on-disk/>
- [48] STAFF, Lfw. Optical profiler from Bruker features 3D microscope. *Laser Focus World* [online]. [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: <https://www.laserfocusworld.com/software-accessories/software/article/16562646/optical-profiler-from-bruker-features-3d-microscope>
- [49] AUTOR, Nenalezený. ContourGT 3D Optical Microscopes. *Nenalezený vydavatel* [online]. [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: https://www.m3.tuc.gr/EQUIPMENT/CONTOUR%20GT-K/ContourGT_3D_Optical_Microscopes-Brochure-B514-RevC0.pdf
- [50] GALANDÁKOVÁ, Adéla, Jitka ULRICHOVÁ, Kateřina LANGOVÁ, Adéla HANÁKOVÁ, Martin VRBKA, Martin HARTL a Jiri GALLO. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [online]. 2017, **105**(6), 1422-1431 [cit. 2024-05-17]. ISSN 1552-4973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.33663
- [51] OPENAI. *Response to data processing inquiry using Statistics Stats* [online]. 2024

[cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://www.openai.com/chatgpt>

- [52] WAKUDA, Manabu, Yukihiro YAMAUCHI, Shuzo KANZAKI a Yoshiteru YASUDA. Effect of surface texturing on friction reduction between ceramic and steel materials under lubricated sliding contact. *Wear* [online]. 2003, **254**(3-4), 356-363 [cit. 2024-05-23]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(03)00004-8

9 SEZNAM PŘÍLOH

Skript pro vykreslení grafů součinitele tření

```
import matplotlib.pyplot as plt
```

```
import csv
```

```
import numpy as np
```

```
def load_csv(filename='linie1.csv'):
```

```
    time, cof, cycle = [], [], []
```

```
    with open(filename, 'r') as csvfile:
```

```
        csvreader = csv.reader(csvfile)
```

```
        for row in csvreader:
```

```
            data_list = row[0].split(';')
```

```
            data_array = [float(value) for value in data_list]
```

```
            time.append(data_array[0])
```

```
            cof.append(data_array[1])
```

```
            cycle.append(data_array[2])
```

```
    return time[10:], cof[10:], cycle[10:]
```

```
def plot_graph(x_values, y_values, title="Graph", x_label="X-axis", y_label="Y-axis"):
```

```
    """
```

```
    Plot a graph using Matplotlib with one set of y-values.
```

```
    Parameters:
```

```
    y_values (list): List of y-axis values for the data.
```

```
    title (str): Title of the graph (default is "Graph").
```

```
    x_label (str): Label for the x-axis (default is "X-axis").
```

```

    y_label (str): Label for the y-axis (default is "Y-axis").
    """

# Generate x-values based on the size of y_values
# x_values = np.arange(len(y_values))

# Plot the data
plt.plot(x_values, y_values, label='Y Data')
plt.ylim(0.15, 0.4)
# Set the title and axis labels
plt.title(title)
plt.xlabel(x_label)
plt.ylabel(y_label)

# Display the grid and legend
plt.grid(True)
plt.legend()

# Show the plot
plt.savefig('mriz1.png')
plt.show()

if __name__ == '__main__':
    time, cof, cycle = load_csv()
    time = np.array(time)
    cof = np.array(cof)
    cycle = np.array(cycle)

    mask = [(cof <= -0.1) | (cof >= 0.1)]
    cycle = cycle[mask[0]]

```

```

time = time[mask[0]]
filtered_cof = cof[mask[0]]
filtered_cof = filtered_cof[cycle != 0]
time = time[cycle != 0]
cycle = cycle[cycle != 0]

filtered_cof = abs(filtered_cof)

dict = {}
for item in cycle:
    if str(item) not in dict.keys():
        dict[str(item)] = 1

unique_cycles = list(dict.keys())

average = []
cof_tmp, time_tmp = [], []
graph_x, graph_y = [], []

for cyc in unique_cycles:
    for i in range(len(filtered_cof)):
        if cycle[i] == float(cyc):
            cof_tmp.append(filtered_cof[i])
            time_tmp.append(time[i])

mid = len(cof_tmp) // 2

graph_x.append(np.mean(time_tmp[:mid]))
graph_y.append(np.mean(cof_tmp[:mid]))

```

```
graph_x.append(np.mean(time_tmp[mid:]))
```

```
graph_y.append(np.mean(cof_tmp[mid:]))
```

```
time_tmp = []
```

```
cof_tmp = []
```

```
plot_graph(graph_x, graph_y)
```