



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# STRUKTURY POVRCHŮ U IMPLANTÁTŮ VYROBENÝCH 3D TISKEM

SURFACE STRUCTURES OF IMPLANTS PRODUCED BY 3D PRINTING

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Michael Koutný

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

BRNO 2024



# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Michael Koutný**  
Studijní program: Základy strojího inženýrství  
Studijní obor: Základy strojího inženýrství  
Vedoucí práce: **Ing. Matuš Ranuša, Ph.D.**  
Akademický rok: 2023/24

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

## Struktury povrchů u implantátů vyrobených 3D tiskem

### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Aditivní technologie v současnosti nachází své uplatnění i v endoprotetice. Výhoda výroby pórovitých struktur umožňuje efektivní srůstání implantátu s kostí, díky čemuž se vytváří pevnější vazba. Problém však nastává u artikulárních povrchů, kdy defekty mohou ovlivnit mazací procesy.

Typ práce: výzkumná

### Cíle bakalářské práce:

Cílem práce je pomocí fluorescenční metody posoudit vliv defektů na povrchu implantátu na mazací vlastnosti.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- zpracovat rešerši vědeckých publikací v oblasti 3D tisku implantátů,
- popsat vliv defektů a opotřebením v povrchové struktuře vzniklé 3D tiskem,
- pomocí fluorescence pozorovat chování proteinů v kontaktu,
- konfrontovat získané poznatky s dosud publikovanými studiemi zabývajícími se texturováním vzorků.

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-ukonceni/>

### Seznam doporučené literatury:

VISHNOI, Mohit, Paras KUMAR a Qasim MURTAZA. Surface texturing techniques to enhance tribological performance: A review. Surfaces and Interfaces [online]. 2021, 27, 101463. ISSN 2468-0230. Dostupné z: doi:10.1016/J.SURFIN.2021.101463

SHEN, Gang, Jufan ZHANG, Chengwei KANG a Fengzhou FANG. Study on surface texture patterns for improving tribological performance of bioimplants. *Surface and Coatings Technology* [online]. 2021, 422, 127567. ISSN 0257-8972. Dostupné z: doi:10.1016/J.SURFCOAT.2021.127567

RANUŠA, Matúš; ČÍPEK, Pavel; VRBKA, Martin; PALOUŠEK, David; KŘUPKA, Ivan; HARTL, Martin. Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: A pilot study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2022, roč. 105274, č. 132, ISSN: 1751-6161.

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

Aditivní technologie v současnosti nachází své uplatnění i v endoprotetice, při které se pacientovi nahradí poškozená nebo nemocná část kloubu umělými implantáty endoprotézy. Problém spočívá v prostorech artikulačních povrchů, kdy mikrostruktury vzniklé výrobou mohou ovlivňovat tribologické vlastnosti. Tato práce se zabývá posouzením vlivu defektů mikrostruktur na povrchu endoprotéz s posouzením mazacích a třecích vlastností v místech kontaktní oblasti za použití recipročního tribometru a optického profilometru. Byly testovány aditivně vyrobené vzorky ze slitiny titanu Ti6Al4V s různými mikrostrukturami, přičemž ze záznamu z vysokorychlostní kamery pozorujeme velikost a počet albuminu a globulinu. Získané výsledky se dále porovnávali s texturováním. Ze získaných výsledků lze vycházet i při následujících studiích.

## KLÍČOVÁ SLOVA

první metatarzofalangeální kloub, fluorescence, artikulační povrchy, Ti6Al4V, 3D tisk mikrostruktur

## ABSTRACT

The additive technology is currently also used in endoprosthetics, in which the damaged or diseased part of the joint is replaced with artificial endoprosthesis implants. The problem lies in the spaces of articulating surfaces, where microstructures created by manufacturing can affect tribological properties. This work is concerned with assessing the effect of microstructure defects on the surface of endoprostheses, with an assessment of lubrication and friction properties at the points of contact using a reciprocal tribometer and an optical profilometer. Additively manufactured Ti6Al4V titanium alloy samples with different microstructures were tested, observing the size and number of albumin and globulin from high-speed camera recordings. The results obtained were further compared with texturing. The results obtained can be used as a basis for subsequent studies.

## KEYWORDS

first metatarsophalangeal joint, fluorescence, articulating surfaces, Ti6Al4V, 3D printing of microstructures



## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KOUTNÝ, Michael. *Struktury povrchů u implantátů vyrobených 3D tiskem*. Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/157559>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.



## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych chtěl vyjádřit poděkování hlavně vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Matúšovi Ranušovi Ph.D, za hodnotné rady, motivující přístup a objektivní kritiku, ze které jsem byl schopen posunout práci o úroveň výše. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Lukáši Odehnalovi a Bc. Ondřeji Kučerovi za výpomoc v laboratorních postupech. Nakonec bych chtěl poděkovat mojí rodině, přátelům a všem, kteří mě podporovali po čas mého studia.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

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

.....

Podpis autora

# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>9</b>
2.1	Endoprotetika	9
2.1.1	První metatarzofalangeální kloub	10
2.1.2	Synoviální tekutina	12
2.1.3	Materiálové možnosti párování náhrad	12
2.1.4	Měkké páry	13
2.1.5	Tvrdé páry	14
2.2	Technologie 3D tisku malých kloubů	15
2.2.1	Technologie SLM	16
2.2.2	Vhodné materiály MTP kloubních implantátů	17
2.3	Druhy opotřebení kloubních implantátů	18
2.4	Mikrostruktura	19
2.4.1	Geometrie	19
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>20</b>
3.1	Analýza problému	20
3.2	Cíl práce	21
<b>4</b>	<b>MATERIÁL A METODY</b>	<b>22</b>
4.1	Měřicí zařízení	22
4.1.1	Fluorescenční spektroskopie	22
4.1.2	Optický profilometr	22
4.1.3	Reciproční Tribometr	23
4.2	Vzorky	24
4.2.1	Mikrostruktury vzorků	25
4.3	Návrh experimentu	27
4.3.1	Kinematické podmínky	27
4.3.2	Zatížení	28
4.4	Metody vyhodnocení vzorku	29
<b>5</b>	<b>VÝSLEKY</b>	<b>30</b>
5.1	Součinitel tření	30
5.2	Proteiny v kontaktu	32

5.2.1	Pokrytí kontaktní oblasti proteiny	33
5.2.2	Počet částic proteinu v kontaktu	36
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>37</b>
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>39</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>40</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>48</b>
9.1	Použité zkratky	48
9.2	Použité veličiny	49
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>50</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>52</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>53</b>

# 1 ÚVOD

Degenerativní onemocnění kloubů, běžně známé jako hallux valgus a hallux rigidus, představuje závažný problém hlavně pro starší lidi. Avšak kvůli stresujícímu a rychlému životnímu rytmu se začíná tento zdravotní stav vyskytovat i u mladších lidí. Toto onemocnění patří mezi degenerativní poruchy, které zasahují do struktury kloubu a vedou k postupnému opotřebení kloubní chrupavky. Postup onemocnění je pomalý, ale v pokročilých stádiích způsobuje intenzivní bolesti a otoky, což má vážný dopad na kvalitu života postižených.

Proto je v některých případech nutné podstoupit operaci endoprotézy u velkých kloubů jsou již dlouhodobě využívány, zatímco u malých kloubů nacházejících se na chodidle začínají dostávat do popředí. Jedním z nich je první metatarzofalangeální kloub, který koná důležitou funkci pro správnou chůzi člověka.

Ve svojí práci se zaměřím na první metatarzofalangeální kloub, který plní podstatnou roli při chůzi člověka. K nejčastějším příčinám selhání patří tuberkulózní zánět, infekce, aseptické uvolnění a také opotřebením artikulačních ploch endoprotézy. Problémem současných kloubních implantátů je jejich omezená životnost, která se v průměru pohybuje kolem 15 let. To představuje značné riziko zejména pro mladší pacienty, kteří mohou v budoucnu potřebovat podstoupit operaci v důsledku zhoršení stavu kloubní náhrady. Snížení opotřebením lze ovlivnit zlepšením tribologických vlastností na které má vliv i vzor mikrostruktury.

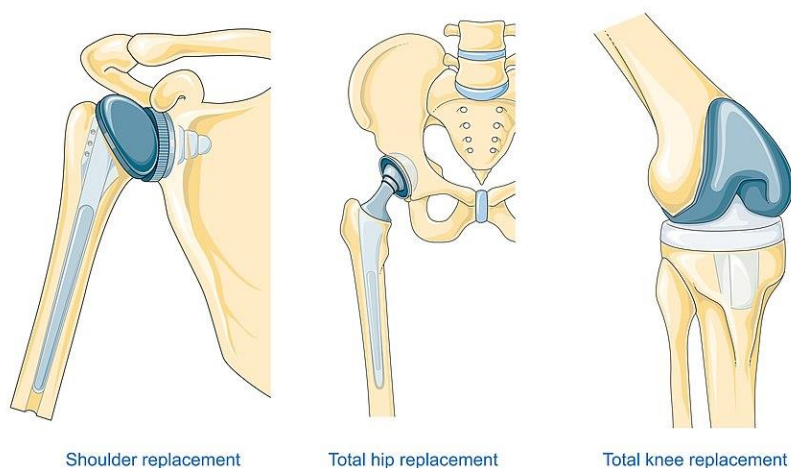
Piny pro simulování malých kloubů byly vyrobeny pomocí 3D tisku metodou SLM s využitím zařízení SLM 280HL, což zajišťuje vysokou přesnost a detailní mikrostruktury. Tato technika nejenže zvyšuje mechanickou pevnost a odolnost proti opotřebením a únavě, ale také umožňuje přesné sledování vlivu různých mikrostruktur na součinitel tření, což je zkoumáno pomocí recipročního tribometru. Kromě toho provádíme pozorování chování proteinů v kontaktní oblasti pomocí fluorescenční metody, kde intenzita signálu odhaluje změny v přítomnosti proteinů v čase. Konkrétně se zaměřujeme na albumin a globulin, které hrají klíčovou roli v procesu artikulace povrchů.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Endoprotetika

Endoprotéza je umělý kloub, který se postiženým pacientům vkládá při operaci jako náhrada za poškozený v důsledku degenerativních poranění, traumatických poranění, nebo jiných patologických stavů, spolehlivě nahradí funkci postiženého kloubu. Bývají navrženy s důrazem na minimální opotřebení a dlouhodobé životnosti implantátu. Materiály, které splňují kladené požadavky jsou z většiny kovy, keramika a plastové komponenty.

Pokud se budeme bavit o totální endoprotéze, to znamená že kloub se nahrazuje celý. Tento zákrok se doporučuje v případech, kdy je chrupavka v daném kloubu natolik poškozená, že kloub už nemůže nadále plnit svoji přirozenou funkci artikulace [1]. Nejčastěji mají své použití u pacientů trpících osteoartrózou, revmatoidní artritidou nebo jiným kloubním onemocněním, kteří mají vážné problémy s pohybem a bolestí kloubů.



Obr. 2-1 Druhy totální endoprotézy velkých kloubů [2]

První záznamy o použití moderní endoprotézy se objevují koncem 19. století, kdy německý chirurg Themistokles Gluck provedl zákrok, při kterém nahradil pacientovi kolenní kloub, jež byl zničen tuberkulózním zánětem, za náhradu vyrobenou ze slonoviny [3]. Se začleněním kovových částí pacientům byly problémy, proběhlo několik neúspěšných pokusů, příčinou těchto selhání bylo špatné zvolení materiálu, který by odolal korozi z tělních tekutin, aniž by způsobil nepříznivou reakci v měkkých tkáních [4]. Vývoj a použití endoprotéz se tedy výrazně rozšířil až ve 20. století, kdy dochází k pokrokům v materiálovém inženýrství i chirurgických technikách. Nynější výzkum v oblasti endoprotéz se zaměřuje na vylepšení vlastností použitých materiálů, struktury povrchu, geometrii s cílem zlepšit funkci, trvanlivost a bezpečnost těchto implantátů.

Implantáty lze rozdělit na cementované a necementované náhražky v závislosti na tom, zda je k jejich upevnění používá kostní cement (polymethylmethacrylate). Takzvaná hybridní náhrada kombinuje předchozí dva typy s upevněním pouze hlavice femuru pomocí kostního cementu.

Cementovaná protéza má hladký povrch a její výhodou je schopnost nést plnou váhu po operaci. Nicméně potenciální výměna po opotřebení je náročná. Další nevýhodou je možnost únavového selhání spojení cementu a protézy při velmi vysokých zatíženích. Z toho vyplývá, že cementované náhrady jsou vhodné pro starší pacienty, kteří podstoupili dřívější rehabilitace a neočekávají výměnu endoprotézy, stejně jako její nadměrné zatížení.

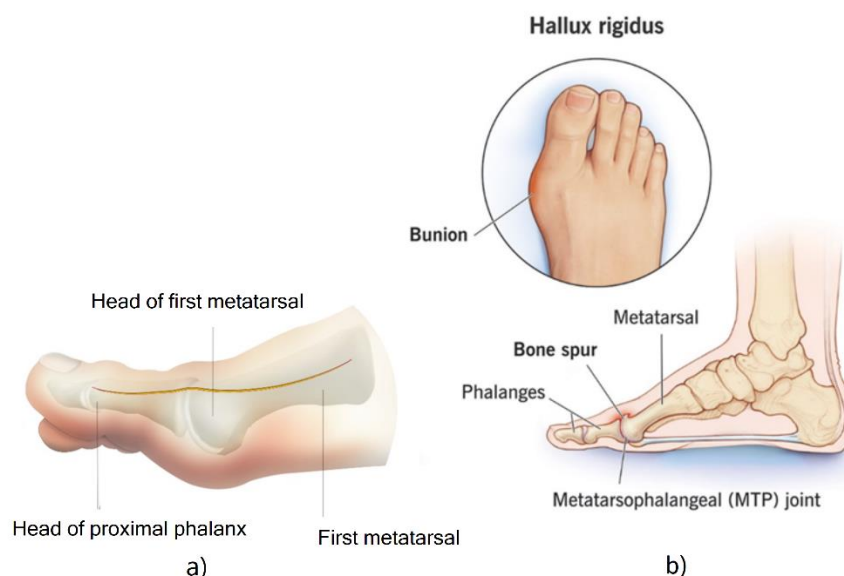
Necementovaná náhrada je na povrchu hrubá, což stimuluje růst kostí kolem implantátu a postupně vede k jeho stabilnímu zakotvení. Je možné ji plně zatížit, a proto vhodná pro pacienty, kteří jsou mladší, aktivní a nemají osteoporózu [5]. Tento typ náhrady nezískal ve srovnání s cementovanou náhradou velkou popularitu, kvůli i aseptickému uvolnění, což je proces uvolňování vazby mezi implantátem a kostí [6].

Endoprotézy u velkých kloubů ramene, kolene a kyčle jsou již dlouhodobě využívány, zatímco u malých kloubů nacházejících se na chodidle nebo ruce začínají dostávat do popředí. Jedním z nich je první metatarzofalangeální kloub, který koná důležitou funkci pro správnou chůzi člověka.

### 2.1.1 První metatarzofalangeální kloub

První metatarzofalangeální kloub (MTP) se nachází na chodidle, konkrétně mezi metatarzální kostí palce nohy a první kostí zvané falanga. Umožňuje stabilitu člověka a zároveň se jedná o nejvíce namáhaný kloub na noze při běžných pohybových aktivitách [7].

Kloub je tvořen konvexní kloubní plochou hlavice první metatarzální kosti, která se artikuluje s ekvivalentní eliptickou, vlnitou a konkávní základnou proximální falangy prvního prstu. Plantární kloubní plocha hlavice prvního metatarzu je charakteristická svými dvěma dobře ohraničenými fasetami, které jsou rozděleny středovým hřebenem orientovaným v anteroposteriorním směru. V těchto fasetách jsou uloženy kosti holenní a lýtkové, které jsou obklopeny šlachami. Celý MTP kloub je obklopen vláknitým pouzdem, které přiléhá k okrajům kloubu a roste dále směrem k plantárnímu povrchu. Pro komplexní stabilizaci kloubu se zde nachází kolaterální vaz po obou stranách metatarzu plantárního a hlubokého příčného metatarzálního vazů [8].



Obr. 2-2 a) Schéma prvního MTP kloubu [9] b) onemocnění hallux rigidus [10]

MTP kloub bývá často přetěžován, což může zapříčinit onemocněním jako je hallux valgus a hallux rigidus, tyto onemocnění mohou vést k deformitám a bolestem. Léčba těchto stavů může zahrnovat artrodézu nebo artroplastiku kloubu, aby se zachovala jeho pohyblivost [7]. K úpravě deformity bylo postupem času navrženo více jak 100 operací s různými modifikacemi. Jednou z nejznámějších resekčních operací byla podle Kellera, kdy se z míst MTP kloubu odstraňuje zbytečná burza a následně po uvolnění báze základního článku resekuje 1/3 báze základního článku. Nyní se ale používá zřídka, protože dochází k velké změně zatížení a vede tak k sekundární metatarzalgii [11; 12] Artikulace probíhá mezi metatarzální a falangní kloubní plochou. Každý MTP kloub má 2° volnosti, umožňující flexi, extenzi a omezenou abdukci, addukci a cirkumdukci.

Flexi metatarzofalangeálních kloubů způsobuje přitažení prstů k sobě a jejich ohnutí směrem k plantární straně chodidla. Tento pohyb vykonávají šlachy flexorů, které přecházejí do prstů. Při aktivní flexi umožňuje první MTP kloub přibližně 45° rozsah pohybu, zatímco pohyb čtyř postranních MTP kloubů umožňuje přibližně 40° flexi [13].

Extenzi metatarzofalangeálních kloubů zajišťují extenzory šlachy pokračující do prstů. Prsty jsou při aktivní extenzi MTP kloubů zvednuty od podložky hřbetní plochy chodidla a mírně roztaženy a laterálně snadno soustředěny. Rozsah extenze v prvním MTP činí přibližně 70°, zatímco extenze ve zbývajících čtyřech MTP je mírně omezena na 40°. MTP je při postavení plné extenze ve stěsněném postavení, zatímco volně roztažené se stěsněným postavením je při extenzi 10° [13].

## 2.1.2 Synoviální tekutina

Synoviální tekutina (SF) je viskózní roztok nacházející se v dutinách synoviálních kloubů, jedná se tedy o nahromadění tekutiny v uzavřeném kloubního prostoru. Hlavní úlohou SF je snížení tření a opotřebením mezi artikulacími povrchy dvou těles během jejich vzájemného pohybu, dále plní funkci biologického lubrikantu chrupavky a umožňuje přísunu zdroje živin prostřednictvím difúze pro okolní struktury.

Biochemická zásoba SF vzniká jako ultra filtrát z krevní plazmy, který je koncentrován díky své filtraci přes synoviální membrány. Produkuje se ze synoviálních buněk typu B podobných fibroblastům. Fyziologické změny v obsahu a objemu této tekutiny se vyskytují v reakci na trauma, zánět a penetraci bakterií, plísní nebo virů. Nedostatek SF může přispívat k erozi povrchů kloubní chrupavky při artritidě. [14; 15; 16]

Hlavní roli v lubrikaci samotné mají molekuly proteoglycalu 4 (PRG4), hyaluronanu (HA), a povrchově aktivní fosfolipidy (SAPL). Na lubrikační vlastnosti má vliv kromě toho zde mají vliv vlastnosti materiálů v místě kontaktu ploch i změna chemického složení SF. Přidáním albuminu a  $\gamma$ -globulinu do lubrikantu dochází ke snížení tření mezi tvrdými páry, ale nemá podstatný vliv na páry hard-on-soft [17].

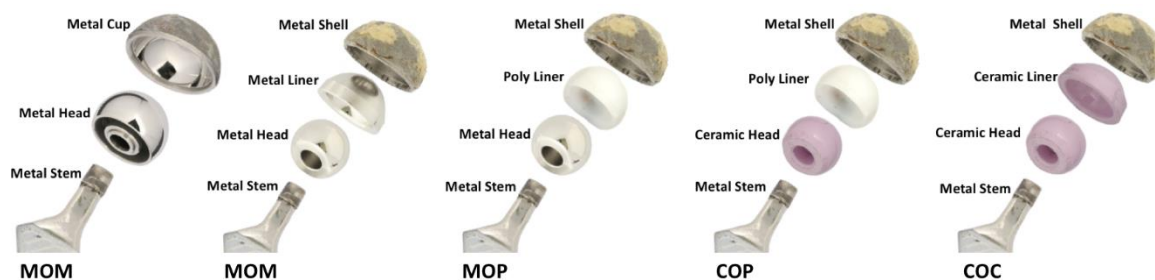
Nejvíce zastoupený prvek, který je v synoviální kapalině obsažen protein albumin,  $\gamma$ -globulin, HA a SAPL. Z výzkumu Nečas et al. [18], zabývajícího se vlivem těchto faktorů na důsledky náhradního kloubu u pacientů, byl použit modelový lubrikant navržený ze studie Galandáková et al. [19] s uvedeným složením v Tab. 2-1.

Tab. 2-1 Složení laboratorní synoviální tekutiny [18]

<b>Albumin</b> [mg/ml]	<b><math>\gamma</math>-globulin</b> [mg/ml]	<b>HA</b> [mg/ml]	<b>SAPL</b> [mg/ml]	<b>Celková koncentrace</b> [mg/ml]
24.9	6.1	1.49	0.34	32.83

## 2.1.3 Materiálové možnosti párování náhrad

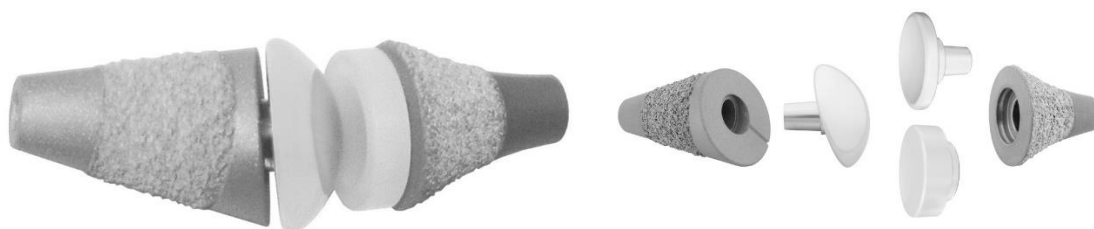
Podle druhu materiálů artikulacích povrchů rozlišujeme párování do dvou základních skupin hard-on-hard a hard-on-soft. V hard-on-hard párováních dochází ke spojení dvou tvrdých materiálů, jako je kov-kov (MoM) nebo keramika-keramika (CoC). Zatímco v hard-on-soft ve funkční dvojici tvrdý a měkký materiál, typické spojení kov-UHMWPE nebo kov-polyetylén (MoP) [20]. Pro znázornění možných materiálových kombinací použijeme Obr. 2-3 zobrazující náhrady kyčelního kloubu.



Obr. 2-3 Materiálové kombinácie kyčelného kloubu [21]

## 2.1.4 Měkké páry

Páry hard-on-soft představují v současnosti nejběžnější kombinaci pro kyčelní náhrady. Ve specifických situacích se užívají i tvrdé páry. Na rozdíl od párů MoM nebo CoC nedochází k nežádoucím reakcím těla na kovové úlomky a ionty [22]. Mezi hlavou a otvorem je takzvaná polyetylenová vložka, která snižuje tření při pohybu kovových součástí. Stejně jako jakýkoli jiný materiál, i uvedené implantáty mají životnost a je třeba je vyměnit po přibližně 15 letech [5]. Často se používá polymerní materiál UHMWPE vykazující nízký součinitel tření a dobré antikorozi vlastnosti. Přestože polyetylén s ultravysokou molekulovou hmotností má své omezení, jako je nízká nosnost a nízká tepelná stabilita, přesto je často používán pro jamku kloubu artikulačního kloubu [23]. V současnosti se využívá na náhrady MTP kloubu palce nohy při artróze prvního MTP kloubu palce, kde necementovaná náhrada s kotvící částí ze slitiny Ti6Al4V a hlavice CoCrMo využívá distální vložky z UHMWPE [24].



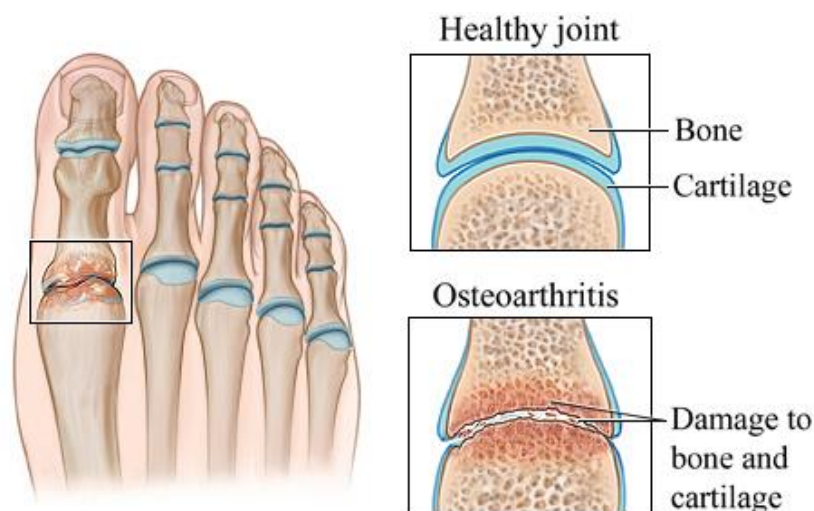
Obr. 2-4 Necementovaná náhrada prvního MTP kloubu [24]

Párování kov-UHMWPE je ověřené párování, nejčastěji používanou kombinací v endoprotetice kromě MTP kloubu také kyčelního, kolenního a ramenního.

## 2.1.5 Tvrdé páry

Trend použití kovových materiálů v lékařských implantátech lze vysledovat až do 19. století. Od té doby v ortopedické chirurgii převládají kovové materiály, které hrají hlavní roli ve většině ortopedických pomůcek, včetně dočasných pomůcek (např. kostní dlahy, čepy a šrouby) a totálních kloubních náhrad [25]. Náhrady MoM se zavedly jako alternativa ke konvenčním náhradám MoP, s cílem snížení nežádoucího abrazivního opotřebení. Ze studie Topolovec et al. byla zjištěna míra lineárního opotřebení ve skupině MoM 2.34  $\mu\text{m}/\text{rok}$ , což je výrazně nižší hodnota než vykazované ve skupině MoP, kde se průměrné hodnoty pohybovaly 11.52  $\mu\text{m}$  za rok. Výrazně nižší bylo také objemové opotřebení, 0.19  $\text{mm}^3/\text{rok}$  pro MoM ve srovnání s 0.98  $\text{mm}^3/\text{rok}$  pro MoP [26]. Náhrady MoM však brzy začaly katastrofálně selhávat kvůli alergiím na kovy. Žádný materiál v lidském těle není zcela inertní, takže při výběru legujících prvků se musí volit prvky, které jsou již přítomny alespoň jako stopové prvky. Pro aktivní slitiny se doporučuje používat vysoce korozivzdorné prvky [25].

Při volbě vhodného materiálu implantátu musíme uvažovat míru opotřebení, ale zároveň posoudit z pohledu typu kontaktních ploch. Klouby tak můžeme rozdělit podle typu kontaktu na nekonformní a konformní v závislosti na velikosti plochy, která přenáší zatížení. Při konformním kontaktu bederních, kolenních a malých kloubů je zatížení přenášeno velmi velkou plochou. Hlavice kulového tvaru je přiléhá těsně k miskovité jamce, takže se napětí rozprostře rovnoměrně, pro ilustraci konformního kontaktu využijeme Obr. 2-5 níže [27].



Obr. 2-5 Konformní kontakt zdravého a poškozeného MTP kloubu [27]

Klinicky aplikované kloubní protézy pro tvrdé páry se v současné době vyrábí v kombinacích CoC, CoCrMo na CoCrMo nebo  $\text{Al}_2\text{O}_3$  na CoCrMo. Takové mechanické zatížení vydrží jakékoli pevné materiály včetně křehké keramiky. Materiály kloubních náhrad pro konformní povrchy z hlediska odolnosti proti opotřebení jsou uvedeny na Obr.4 [25]

Ball and socket	Wearing resistance
Ceramic-on-Ceramic (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> or ZrO <sub>2</sub> )	Superior
CoCrMo-on-CoCrMo	Excellent
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -on-CoCrMo	Excellent
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> on UHMWPE <sup>a</sup>	Excellent
CoCrMo on UHMWPE	Good
Ti6Al4V on UHMWPE	Good
Metal on metal (stainless steels or titanium alloys)	Poor

Obr. 2-6 Srovnání artikulačních povrchů z hlediska odolnosti proti opotřebení [25]

Slitiny titanu Ti6Al4V, nerezová ocel SS316L a CoCrMo jsou široce uznávány jako špičkové materiály v oblasti endoprotéz. Vyčnívají kvůli své vysoké biokompatibilitě a odolnosti proti korozi, díky čemuž jsou ideální ortopedické implantáty a kloubní náhrady.

Slitina Ti6Al4V vyniká oproti zmíněným materiálům v poměru pevnosti a nízké hmotnosti, neobsahuje nikl ani chrom způsobující nežádoucí alergii u pacientů jako CoCrMo, zároveň dobře obrobitelná, modul pružnosti titanu je poloviční oproti SS316L a je blíže hodnotám kosti což vede k fyziologičtějšimu rozložení napětí v kosti implantátu. Proto jsou titanové slitiny široce využívány a vyráběny ve velkém, komponenty z nich vyrobené jsou přesto dražší než komponenty z jiných kovů. Je to způsobeno složitými postupy při jejich získávání, tavení a výrobě. Mezi běžně používané techniky obrábění titanových součástí patří vrtání, soustružení, frézování, řezání závitů, vystružování, broušení a řezání [28].

## 2.2 Technologie 3D tisku malých kloubů

Řešení lze nalézt využitím aditivní technologie (AD), při kterém dochází k postupnému vytvoření fyzického modelu z digitální 3D předlohy. Požadovaného tvaru je dosaženo postupným přidáváním materiálu vrstvu po vrstvě. Jedná se o opačný přístup od běžných subtraktivních technologií, mezi které patří obrábění, kde je materiál naopak odebírán a vzniká nežádoucí odpad v podobě třísek.

Výrazně se využívá v oblasti prototypové výroby. Finální modely jsou bez nutnosti použití dalších doprovodných technologií, surový materiál k tisku je nejčastěji ve formě prášku, kapaliny, drátu, nebo pásu [29]. Má své uplatnění i ve výrobě kloubních implantátů, kvůli své efektivnosti vytvářet složitou geometrii u pacientů kteří vyžadují určitou míru přizpůsobení se stala velice oblíbenou [30].

Trend se začíná rozvíjet v 3D tisku prvních MTP kloubu, společnost AddUp tvrdí že jde o jejich úplně první 3D tištěnou náhradu kloubu na noze, s využitím titanové technologie 3D tisku vyvinutou pro náhradu MTP kloubu, která přesně kopíruje lidskou anatomii. Jak se uvádí ve článku trh je v současnosti s mezerou pro malé kloubní implantáty s rekonstrukcí prvního kloubu MTP. Poptávka na trhu minulý rok přesahovala 500 milionů dolarů [31].



Obr. 2-7 První MTP kloubní implantát od společnosti AddUp [31]

Kovové implantáty mohou být 3D tištěny různými metodami, SLS, SLM, EBM, každá z nich má své specifické výhody [30]. K posouzení vhodné metody lze vycházet ze studie Bastien et. al. [32], kde metoda SLM vytváří obecně jemnější detaily s vyšším rozlišením díky přesnosti laseru. Z podobných studií vyplývají drsnosti povrchu pro SLM v rozmezí 5 až 20  $\mu\text{m}$ , zatímco pro EBM v rozmezí 20 až 30  $\mu\text{m}$  [33; 34].

### 2.2.1 Technologie SLM

SLM metoda se jeví jako nejvýhodnější pro účely malých kloubních náhrad, neboť se očekává, že v budoucnu bude vyžadována větší variabilita tiskových materiálů a možnost další úpravy vlastností tištěných implantátů. Slitiny titanu Ti6Al4V a cobalt-chromu CoCrMo jsou materiály často používané na endoprotézy pro svoji biokompatibilitu, se zdají slibným způsobem výroby kloubních implantátů s dobrou životností [30].



Obr. 2-8 3D tiskárna SLM 280HL od firmy SLM Solutions [35]

Technologie SLM využívá vysoce kvalitní lasery, které umožňují úplné roztavení kovového prášku v inertní komoře s čištěným argonem nebo dusíkem. Velikost částic prášku se pohybuje mezi 20 a 60  $\mu\text{m}$  [36]. Jednou z hlavních výhod je schopnost zpracovávat různorodé druhy kovů včetně biomedicínské nerezové oceli, kobaltu-chromu, titanu a jejich slitin [37]. Pro tisk analogičtější umělé kosti ze zmíněné slitiny Ti6Al4V se musí při tisku touto metodou počítat s výkonem laseru na objemovou poréznost, odolnost proti korozi a odolnost proti opotřebení. Vzorek vytištěný s 200 W vykazoval dle studie Lu et.al. optimální stav hodnoty korozního napětí, nejlepších biotribologických vlastností a hodnotu opotřebení, která byla pouze 5,9  $\mu\text{m}^3$ , mikroporézní struktura se velmi podobala reálné kosti [38]. Laserové tavení se provádí ve vakuu nebo v inertním plynu slinováním vrstev kovového prášku. Umožňuje tisk povrchů s různou porézností, čehož dokážeme využít pro lepší kvalitu artikulačních povrchů. Jeho nevýhodou ve srovnání s konvenční metodou je pomalejší výroba [30].

## 2.2.2 Vhodné materiály MTP kloubních implantátů

Implantáty ze slitiny Ti6Al4V mají mechanické vlastnosti blížící se vlastnostem okolních kostí narozdíl od slitiny CoCrMo, zároveň mají vlastní porézní strukturu s vynikajícími fyzikálními a chemickými vlastnostmi. Nevýhodou je jeho náchylnost k mechanickému opotřebení kvůli své špatné odolnosti proti otěru. Proto pro titan bývá výhodné povlakování kontaktní plochy různými povrchovými vrstvami, jedním z nich je často používaný modifikovaný povrch Diamond-Like-Carbon (DLC) povlak s vysokou odolností proti opotřebení, nízkým koeficientem tření, chemickou inertností, dobrou odolností proti korozi a biokompatibilitou. Detailní složení je uvedeno v Tab. 2-2.

Tab. 2-2 Chemické složení Ti6Al4V [39]

<b>Ti</b>	<b>Al</b>	<b>V</b>	<b>Fe</b>	<b>O</b>	<b>C</b>	<b>N</b>	<b>H</b>
[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
87.6 ~ 91	5.5 ~ 6.75	3.5 ~ 4.5	$\leq 0.4$	$\leq 0.2$	$\leq 0.08$	$\leq 0.05$	$\leq 0.015$

Implantáty ze slitiny CoCrMo se využívají spíše v aplikacích, kdy je kloub vystaven vyšším tlakům, které vyžadují vysokou odolnost proti opotřebení. Využití má u velkých lidských kloubů (kyčelní kloub), využívá se jak pro měkké, tak tvrdé páry. V obou případech je jejich životnost více než 10 let. Zde není hlavním problémem opotřebení kontaktu, spíše jejich uvolnění z místa kontaktu, tribokoroze nebo infekce z materiálového rozhraní [30]. Chemické složení je detailněji uvedeno v tabulce Tab. 2-3.

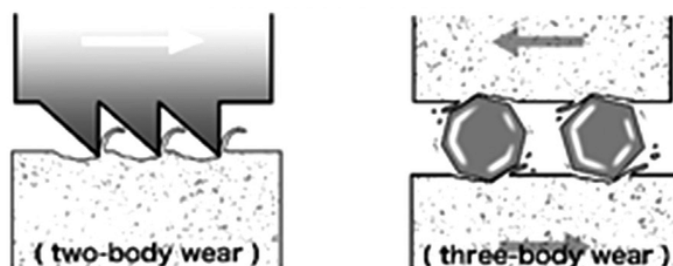
Tab. 2-3 Chemické složení CoCrMo [40]

Cr	Mo	Mn	Si	N	Fe	Ni	C	W	Co
[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
28	6.1	0.77	0.57	0.22	0.2	0.05	0.02	0.02	Bal.

## 2.3 Druhy opotřebení kloubních implantátů

Opotřebení je složitý proces, lze ho charakterizovat jako poškození, postupné odstraňování nebo jako deformaci materiálu mezi kloubními plochami. Při tomto procesu dochází k odstraňování materiálu z kontaktní plochy ve formě malých tvrdých částic. Dnešní umělé klouby mají krátkou životnost okolo 15 let od provedení operace, což je převážně způsobeno především aseptickým uvolňováním částic z polyethylenu. Velikost těchto částí se může pohybovat od milimetrů po nanometry a podle toho kloubní spoj opotřebí. Pokud je implantát silně opotřebován, může dojít k omezení pohybu, bolestem, zánětu nebo úplnému uvolnění implantátu [41; 42]. V závislosti na tribologickém systému lze pozorovat různé druhy mechanismů opotřebení, mezi které patří abraze, adheze, eroze, koroze a únava.

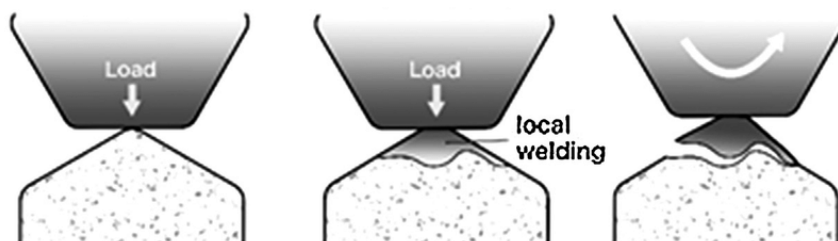
Abrazivní opotřebení je degradačním procesem, které je způsobeno tvrdými částicemi. Dochází k oddělování a přemísťování drobných tvrdých částic z povrchu součásti, které mohou působit jako řezný nástroj a vytvářet rýhy na povrchu tělesa u měkčího materiálu. Další otěr mezi kontaktními plochami způsobený cizími částicemi úlomků urychluje vznik opotřebení povrchu. Ke snížení účinků opotřebení lze snížit drsnost tvrdého tělesa, zmenšením jmenovitého tlaku. Abrazivní opotřebení úzce souvisí i s adhezivním opotřebením, protože při něm mohou vznikat také tvrdé a vylámané částice, které se dále chovají abrazivně a vnikají do obou povrchů [41; 43].



Obr. 2-9 Mechanismus abrazivního opotřebení [44]

Adhezivní opotřebení je opotřebení, při kterém dochází k odstraňování materiálu z povrchu působením tvrdšího materiálu na povrch nebo pohybujícího se po povrchu pod zatížením. Vzhledem k tomu, že žádný povrch není dokonale hladký, dochází ke kontaktu mezi výstupky nerovností povrchů. Kde dochází k velmi vysokému kontaktnímu tlaku. Ve chvíli, kdy tlakové napětí dosáhne meze kluzu, vzniká adheze mezi povrchy.

Při dalším pohybu ploch může dojít ke sklouznutí jednoho povrchu proti druhému, což poruší adhezi mezi nimi. Dochází tak často k porušování a vytrhávání částic materiálu, proces je často doprovázený prudkým nárůstem teploty, který podporuje difúzi a přenos měkčího materiálu na povrch tvrdšího, kde tvoří tenký a nespojitý povlak zpevněného materiálu. Pravděpodobnost vzniku abrazivního opotřebení lze minimalizovat použitím dostatečně silné vrstvy maziva nebo nanesením tvrdého povlaku s nízkým koeficientem tření, má zde vliv tepelné zpracování i výběr materiálu konkrétní dvojice [41; 45].



Obr. 2-10 Mechanismus adhezivního opotřebení [44]

## 2.4 Mikrostruktura

Mikrostruktury mají vliv na tribologické vlastnosti bioimplantátů. Studie ukazuje, že různé tvary, velikosti, hloubky, hustoty a distribuční módy mikrostruktur mají významný vliv na tribologické vlastnosti bioimplantátů [46]. Mikrostruktury plní i funkci úložiště maziva na který nahlížíme podle druhu mazacího režimu. Umělé klouby se setkávají s několika mazacími režimy potkávajících se in vivo, a to ke kapalinovému, smíšenému a meznímu mazání, podle tloušťky vrstvy maziva [47]. Bylo zjištěno že na tribologické vlastnosti má výrazný vliv i geometrie mikrostruktur.

### 2.4.1 Geometrie

Experimentální výsledky naznačují, že zaoblené rohy mikrostruktur významně snižují šanci na vzájemné zaklínění. Dále bylo zjištěno, že kapacita zachycovat částice a druhý lubrikační efekt jsou hlavními mechanismy působícími na tribologické vlastnosti texturovaných bioimplantátů. Geometrie mikrostruktur, jako jsou trojúhelníkové s délkou strany 200  $\mu\text{m}$ , hloubkou 8–10  $\mu\text{m}$ , 10 % hustotou plochy nebo čtvercové vzory, byly optimalizovány pro dosažení nejlepších tribologických vlastností, kdy se koeficient tření podařilo snížit o 50 % [46]. Šírka textur se pohybuje od 50  $\mu\text{m}$  do 1000  $\mu\text{m}$  [48]. Ve studii Li et al. [49] se porovnávali texturované vzorky s různými hustotami pokrytí 0 %, 5 %, 13 % a 35 % při poloměru hloubky 0.01, kde nejnižší koeficient tření vykazovalo pokrytí texturou o 13 %.

## 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

### 3.1 Analýza problému

MTP kloubní implantáty se v endoprotetice dostávají do popředí kvůli přibývajícimu trendu onemocnění jako je hallux valgus a hallux rigidus, zároveň se zvyšuje počet mladých sportovně aktivních lidí s těmito onemocněními. Dnešní implantáty se svojí životností pohybují okolo 15 let, pokud nedojde k jejich předběžnému selhání způsobenému uvolněním, zánětem nebo opotřebením artikulačních povrchů.

Na opotřebení mají nejvýraznější vliv abraze a adheze, z rešerše bylo zjištěno menší abrazivní opotřebení u artikulační dvojice tvrdého páru MoM. Mezi běžně využívané materiály endoprotéz patří Ti6Al4V a CoCrMo. Kdy slitina Ti6Al4V vykazovala díky svým materiálovým vlastnostem nejvhodnější využití. Z navazujících vědeckých článků lze usoudit snahu o zlepšení vlastností povrchu dosažením různými kombinacemi materiálů, různými druhy vzorkování artikulačních ploch a způsobem výroby.

Způsob aditivní výroby dokáže zpracovávat slitinu Ti6Al4V vhodnou pro kloubní náhrady s požadavky na vysokou biokompatibilitou, odolnost proti korozi a otěruvzdornost. Další její výhodou je možnost nastavení výplně společně s modifikacemi mikrostruktury vhodné pro artikulaci povrchů. Každá mikrostruktura vykazuje specifické vlastnosti souvisejících s geometrií a parametry jako jsou hustota pokrytí kontaktní plochy a poloměr hloubky pro uložení vrstvy maziva. Mikrostruktury jsou často uspořádány do čtvercového a trojúhelníkového vzoru, pro náš návrh jsme vycházeli z dosud získaných studií.

Při výběru druhu tisku byly porovnány metody SLM a EBM, kdy ze závěru plyne vhodnější využití SLM. Obecně vytváří jemnější detaily s vyšším rozlišením s drsností povrchu v rozmezí 5 až 20  $\mu\text{m}$ .

Z analýzy problému usuzujeme, že se tato práce zaměří na pozorování proteinů ve struktuře Ti6Al4V vzorků vzniklé 3D tiskem při využití metody SLM. Posoudíme jejich vliv na formování proteinů v kontaktní oblasti. Většina studií popisuje povrchy artikulačních dvojic s použitím povlakování či další úpravou, avšak studie zabývající se čistě vytisknutými strukturami jsou limitovány.

## 3.2 Cíl práce

Cílem práce je pomocí fluorescenční metody posoudit vliv defektů na povrchu implantátu na mazací vlastnosti.

Dílčí cíle bakalářské práce:

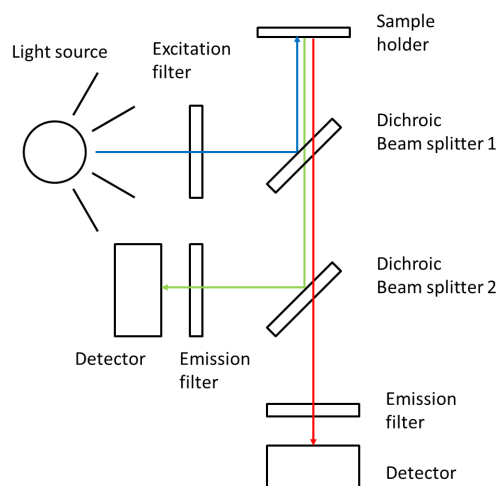
- zpracovat rešerši vědeckých publikací v oblasti 3D tisku implantátů
- popsat vliv defektů a opotřebení v povrchové struktuře vzniklé 3D tiskem
- pomocí fluorescence pozorovat chování proteinů v kontaktu
- konfrontovat získané poznatky s dosud publikovanými studiemi zabývajícími se texturováním vzorků

## 4 MATERIÁL A METODY

### 4.1 Měřicí zařízení

#### 4.1.1 Fluorescenční spektroskopie

Fluorescenční spektroskopie (FS) je neinvazivní, nedestruktivní a vysoce citlivá technologie, která vyžaduje minimální předúpravu vzorku [50]. Využívá se k pozorování vývoje tloušťky filmu u kolenních implantátů, to za pomoci značením proteinů fluorescenčními barvivy. Kvalita výsledku se odvíjí od tloušťky pozorovaného filmu v průběhu času. Výzkumy zaměřené na lubrikanty s obsahem proteinů, jako je albumin a  $\gamma$ -globulin, mohou pomocí experimentů odhalit jejich identitu a vlastnosti. Tedy umožňuje studium tvorby mazacího filmu a chování jednotlivých složek v synoviální tekutině, což nám umožní hlouběji porozumět interakcím s porézním povrchem [51].

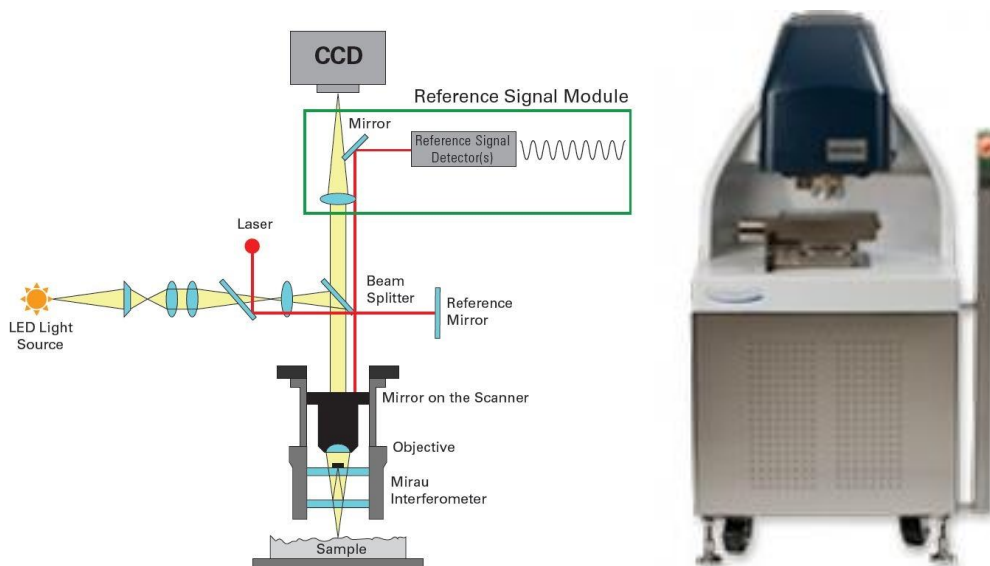


Obr. 4-1 Schéma fluorometru [52]

#### 4.1.2 Optický profilometr

Jedná se o bezkontaktní 3D metodu skenování, která využívá vlnové délky světla k měření povrchové topografie materiálů. Jediným měřením lze získat parametry zvlnění, drsnosti, až po pokročilou charakterizaci mikrostruktury a částic zkoumaného povrchu [53].

Pro měření budeme využívat optický profilometr Bruker Contour GT-X. Princip spočívá v tom, že dopadající bílé světlo ze zdroje LED s vysokým jasem se rozdělí na dva paprsky, z nichž jeden je zaměřený na vzorek ke kontrole a druhý se odrazí zpět do zrcadla. Po spojení obou paprsků dojde k jejich rekombinaci a zaostření na CCD. Výstupem dostáváme přesné zobrazení 3D nebo 2D obrysových mapy povrchu vzorku vytvořených různými optickými dráhami, které oba paprsky prošly. Laserový referenční signál zajišťuje konstantní kalibraci nezávisle na změně prostředí [54]. V našem případě budeme pozorovat typologii struktury vzniklé 3D tiskem drsnosti povrchů.

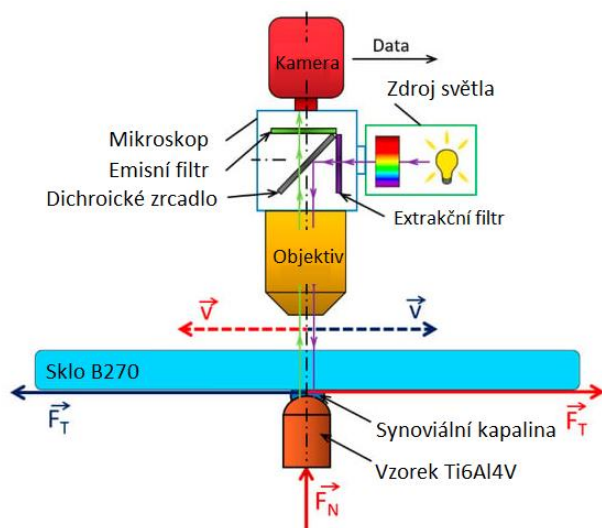


Obr. 4-2 Schéma metody optického profilometru [55] a optický profilometr GT-X [56]

### 4.1.3 Reciproční Tribometr

Klasický tribometr dokáže měřit tření a tloušťku mazací vrstvy, pomocí optických metod jsme schopni vidět, jak se jednotlivé složky chovají v místě kontaktní plochy a jeho blízkém okolí u dvou komponent [57]. Na tribometru simulujeme kontakt pin-on-plate, kdy vytvoříme zjednodušený model synoviálního kloubu. Staticky uložený vzorek umístěný pod skleněnou desku je možné v kombinaci optickým systémem s vysokorychlostní kamerou vizualizovat kontaktní plochy. Kdy dochází k vratnému translačnímu pohybu skleněné desky o vrchlík válcového pinu, který byl zatížen. Kontaktní plocha byla zaplavena lubrikantem, pro simulování synoviálního kloubu konkrétně synoviální kapalinou [58].

Jednotlivé snímky z vysokorychlostní kamery se ukládali s frekvencí 10 snímků za sekundu, s celkovým rozlišením 2560 x 2140 pixelů, kvůli velikosti dat se zaměřilo na kontaktní oblast, která činila při zkoumaném vrchlíku R70 v pixelech 1200 x 1200. Při použití dvojnásobného zvětšení objektivu (název objektivu) vytváří velikost pixelu o velikosti 3,75  $\mu\text{m}$ .



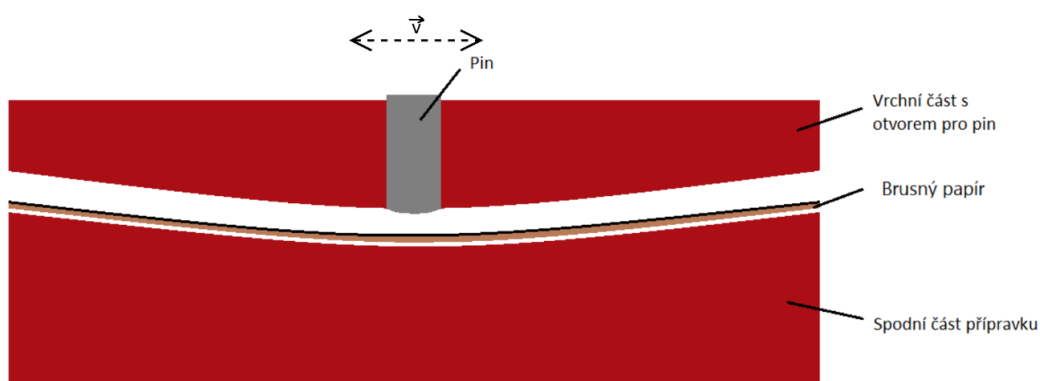
Obr. 4-3 Schéma experimentální aparatury a fotka aparatury tribometru BEAST [58]

## 4.2 Vzorky

Piny pro simulování malých kloubů byly vyrobeny 3D tiskem metodou SLM za použití zařízení pro aditivní výrobu SLM 280HL. Parametry tisku byly nastaveny na výkon laseru 100W, rychlost tisku 450 mm/s, tloušťku vrstvy 30  $\mu\text{m}$ , vzdálenost drah 0.180 mm, vlhkost prášku měřená před každým experimentem hydrotemperomentem Hytegol byla  $5\pm 2\%$ , předehřev podložky nastaven na 200C. Jako materiál byl použit prášek Ti6Al4V Grade 23, který je jednou z nejvíce běžně používaných implantátových materiálů pro kloubní náhrady. Proces tisku byl proveden v atmosféře vysoce čistého argonu, kde byl obsah kyslíku udržován pod 0,05 %. Posledních pár vrstev bylo tisknuto s modifikací mikrostruktury na „line“ a „grid“, čím jsme dosáhli pro náš experiment požadované textury. Jako protikus k simulaci artikulačních povrchů bude použit vzorek z optického skla B270 s rozměry 155x44x3 mm.

Piny byly dále odeslány firmě Prospan, kde byly dále soustruženy na strukturované straně, k vytvoření vrchlíku s rádiusem o poloměru 100 milimetrů, dále budeme označovat jako R100.

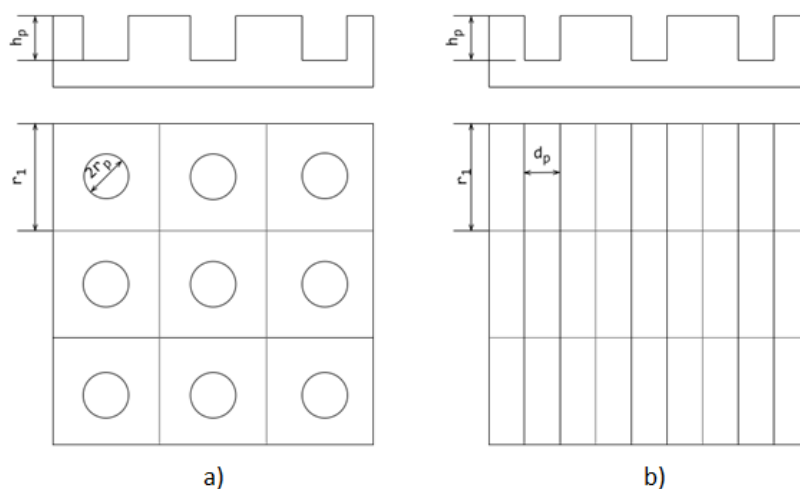
Z důvodu zániku vzorkované struktury při dokončování ji bylo nutné odkrýt, a to ručním broušením pinu. Pro tento účel byl navrhnout a vytisknut brousicí přípravek z materiálu PLA. První návrh spočíval ve vytisknutí dvou protikusových částí o poloměru R100, kde byl do vrchní části umístěn vzorek a jeho vrchlík z něj lehce vyčníval k protikusové spodní části s brusným papírem. Při broušení se prvně odstranila spečená vrstva titanu drsným brusným papírem o zrnitosti 400. Poté se začali lehce ukazovat jednotlivé texturey, ale bylo zapotřebí dbát určité drsnosti povrchu společně s vrchlíkem o poloměru R100. Výrazně lepší drsnosti povrchu bylo možné dosáhnout postupným snižováním zrnitosti brusného papíru, kdy zrnitost poslední byla 7000. Pokud se jedná o poloměr R100 toho se už nedokázalo dosáhnout i přes zvětšování poloměru tisknutých přípravků.



Obr. 4-4 Přípravek pro broušení vzorků

#### 4.2.1 Mikrostruktury vzorků

Vzorky byly navrženy se dvěma typy mikrostruktur „line“ a „grid“, které byly zvoleny na základě studií [59; 46; 49] viz. Obr. 4-5, samotné parametry byly přizpůsobeny možnostem tiskárny SLM 280HL. Hustota pokrytí se u našich vzorků rozdílná v důsledku vzniku defektů vzájemného slévání materiálu, kdy dochází k vytváření nepravidelně uspořádaných obrazců.



Obr. 4-5 Mikrostruktury vzniklé strategií 3D tisku a) s mřížkou „grid“ b) s liniemi „line“

Podle vzorců (1) a (2) dokážeme určit teoretickou hustotu pokrytí  $S_p$ , avšak je třeba zmínit, že tato hodnota je pouze orientační vlivem defektů při výrobě. Abychom určili opravdovou hustotu pokrytí budeme u každého vzorku postupovat individuálně ze snímků pořízených na Brukeru, kde s využitím softwaru Adobe Photoshop vyhodnotíme.

Vzorce pro výpočet hustoty pokrytí „line“ (1) a „grid“ (2),

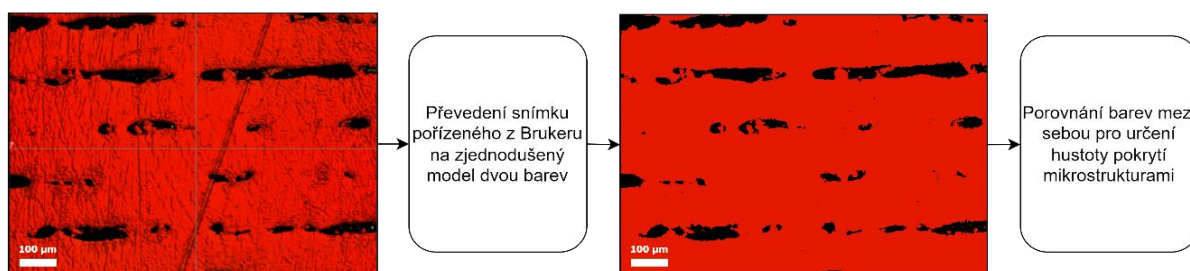
$$S_{p1} = \frac{\pi r_p^2}{r_1^2} \quad (1)$$

$$S_{p2} = \frac{d_p \cdot r_1}{r_1^2} \quad (2)$$

kde  $S_{p1,2}$  jsou jednotlivé hustoty pokrytí,  $r_p$  znázorňuje poloměr důlku,  $d_p$  je šířka drážky,  $r_1$  je rozestup mezi strukturami. Z rovnice (1) dostáváme hodnotu  $S_p$  19.4 %, pro (2) 6.1%.

Tab. 4-1 Parametry mikrostruktur

Mikrostruktura	Skutečná hustota pokrytí $S_p$ [%]	Poloměr důlku $r_p$ [μm]	Šířka drážky $d_p$ [μm]	Rozestup struktur $r_1$ [μm]
A1 (line)	11.1	-	±35	±180
A2 (line)	7.1	-	±35	±180
A3 (line)	11.3	-	±35	±180
B1 (grid)	3.1	±25	-	±180
B2 (grid)	3.4	±25	-	±180
B3 (grid)	4.9	±25	-	±180



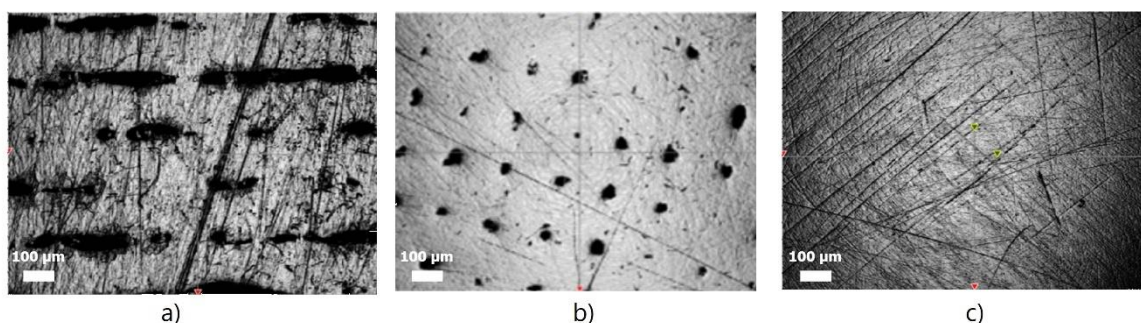
Obr. 4-6 Schéma postupu vyhodnocení hustoty pokrytí mikrostrukturami

Nyní vypočteme poměr hloubky ku průměru (3) a k šířce drážky (4),

$$\varepsilon_1 = \frac{h_p}{2r_p} \quad (3)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{h_p}{d_p} \quad (4)$$

Kde  $\varepsilon_{1,2}$  je poloměr hloubky mikrostruktury a  $h_p$  znázorňuje její hloubku. Pro vzorky se hodnoty  $\varepsilon$  pohybovali v řádech jednotek. Hodnoty  $h_p$  se pohybují pod  $120 \mu\text{m}$ , snížení hodnoty způsobilo ruční broušení pinu.

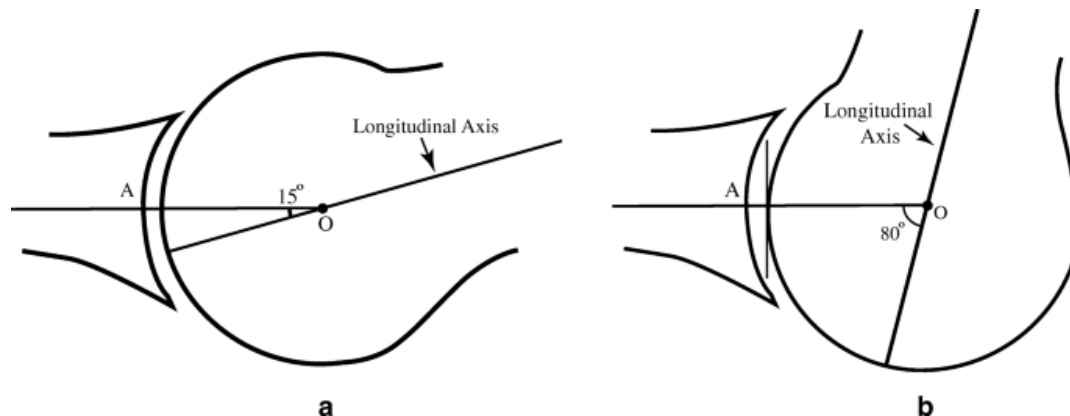


Obr. 4-7 Struktur a) mikrostruktura A2 b) mikrostruktura B3 c) mikrostruktura C1

## 4.3 Návrh experimentu

### 4.3.1 Kinematické podmínky

Kinematické podmínky pro experiment vychází od kinematiky prvního MTP kloubu. Počáteční úhel deklinace metatarzu je  $15^\circ$  a konečný úhel přibližně  $80^\circ$ . Rychlost v místech prvního MTP kloubu byla zvolena na jako při normální chůzi člověka dle studie Allan et al. [7; 60; 61].



Obr. 4-8 a) Počáteční úhel deklinace metatarzu a b) koneční úhel deklinace metatarzu [61]

Délka dráhy mezi hlavicí a jamkou kloubu se pohybuje okolo 11,3 mm. Pro experiment byla délka dráhy kvůli konstrukci tribometru zvýšena na 20 mm. Během každého cyklu dochází k pohybu tam i zpátky, což činí celkovou dráhu 40 mm za cyklus. Frekvence 0,5 Hz vychází z dráhy 40 mm, aby rychlost vyšla 20 mm/s. Další podmínky jsou uvedeny v tabulce níže.

Tab. 4-2 Kinematické podmínky experimentu

Rychlost [mm/s]	Délka cyklu [mm]	Počet cyklů [-]	Doba měření [s]	Počet měření [-]	Teplota [ °C]
20	40	25	60	6	37

### 4.3.2 Zatížení

Pro stanovení zatížení budeme vycházet z Hertzovy teorie pro maximální kontaktní tlak, pro výpočet použijeme následující vztahy (5) a (6). Všechny vzorky byly zatěžovány stejnou silou o velikosti 5 N, zvolenou na základě limitace jednotlivých měřících zařízení pro budoucí možné porovnávání výsledků mezi sebou. Ve studii [30], kdy se jedná o piny o průměru 15 mm s vrchlíkem o zmiňovaném poloměru R100 pro CoCrMo bez povlakování a Ti6Al4V s DLC povlakem byl kontaktní tlak 54,4 a 61,2 MPa.

Tab. 4-3 Materiálové charakteristiky

Materiál	Youngův modul [GPa]	Poissonovo číslo [-]
Ti6Al4V	114	0,34
Sklo B270	62	0,22

Pro výpočet kontaktní plochy lze vycházet ze vztahu (5),

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

kde  $F$  je zátěžná síla,  $\mu_{1,2}$  jsou Poissonovy konstanty jednotlivých materiálů,  $E_{1,2}$  hodnoty Youngových modulů pružnosti a  $d$  označuje průměr plochy pinu. Nyní můžeme spočítat maximální kontaktní tlak dle rovnice (6) níže.

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

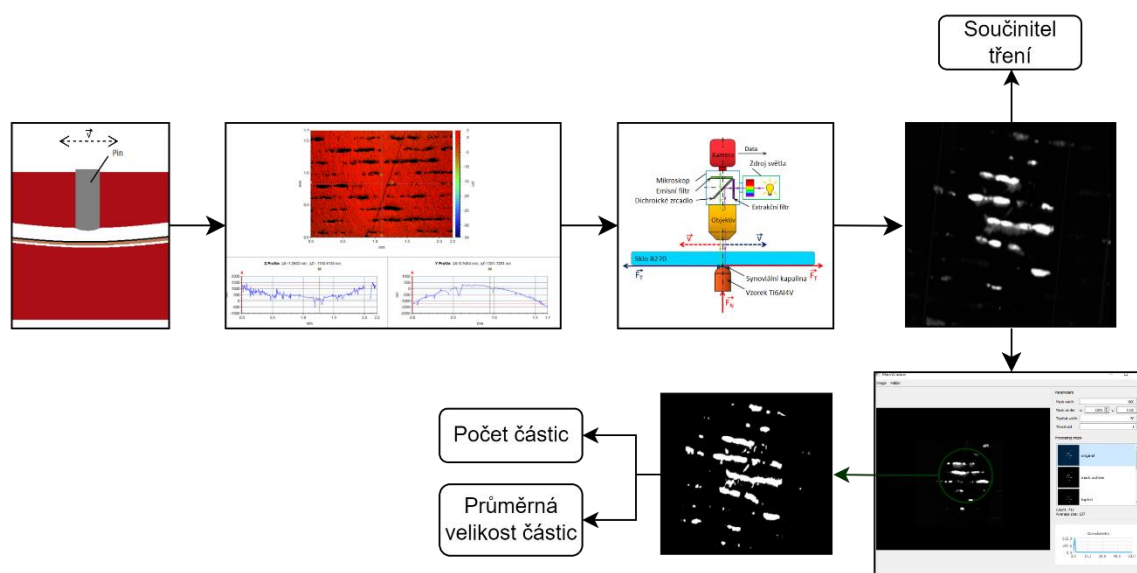
Pro materiál Ti6Al4V uvažujeme poloměr kontaktní plochy v rozmezí 60-70-80  $\mu\text{m}$ , po dosazení do rovnice získáváme kontaktní tlak v od 79,5-71,8-65,7 MPa pro artikulární dvojici Ti6Al4V a sklo B270.

#### 4.4 Metody vyhodnocení vzorku

Na každém z 9 vzorků bylo celkově provedeno 6 měření (celkem 54 měření) po 25 cyklech, prováděných na recipročním tribometru BEAST. Z toho při prvních 3 měření se sledoval vliv albuminu a následně pro zbývající měření se pozoroval průběh globulinu s výskytem kyseliny hyaluronové v kontaktní oblasti mezi vrchlíkem pinu a skla B270 za pomoci vysokorychlostní kamery Phantom V710. Výsledky z experimentů jako zatěžovací, třecí síly byly dále rozděleny a zpracovány v několika částech.

Získané data dále za pomoci MS Excel odfiltrovali začátky a konce cyklů s nevypovídajícími hodnotami a dále se určil součinitel tření působící mezi artikulárními povrchy.

Dále se zpracovávali data z fluorescenčního měření pořízené vysokorychlostní kamerou Phantom V710 na albumin a globulin, v Tab. 5-1 jsou uvedeny podrobnější informace. Pořízené snímky byly dále zpracovány v softwaru ProteinDetector [58] navrhnutém speciálně pro posouzení množství výskytu proteinů, kde lze podle intenzity signálu určit kontaktní oblast a jejich výskyt.



Obr. 4-9 Schéma postupu při měření a vyhodnocování vzorků

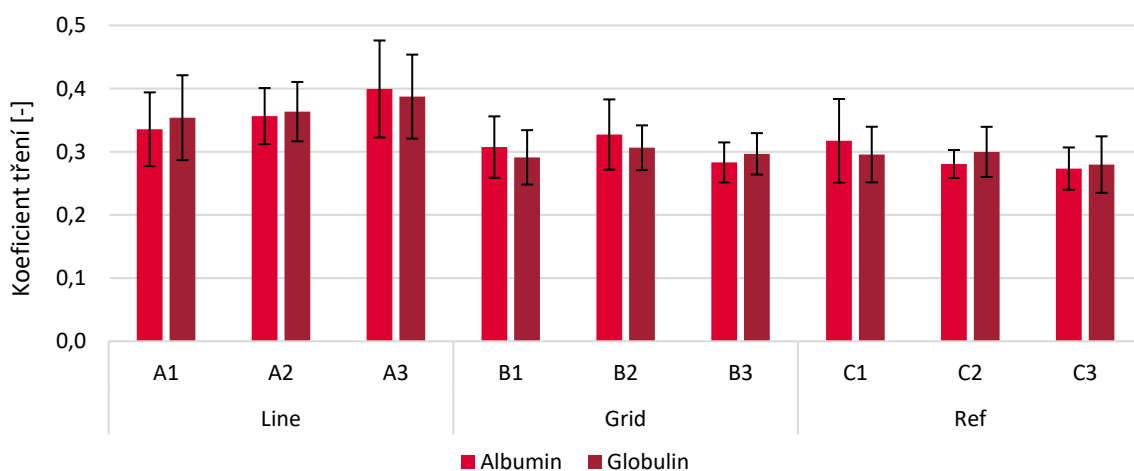
## 5 VÝSLEKY

V první část experimentu byla zaměřena na pozorování vlivu mikrostruktury na součinitel tření získaných za pomoci recipročního tribometru. Pro jednotlivé vzorky s různými druhy mikrostruktur (detailněji popsanych v kapitole 4.2) bylo celkově provedena 6 měření, kde první 3 se zaměřením na albumin a zbývající 3 měření se sledováním globulinu. Pro každý vzorek a strukturu byly tedy stanoveny 2 hodnoty. Získané data průměrné hodnoty koeficientu tření spolu se směrodatnou odchylkou jsou vyobrazeny v grafu.

V druhé části pozorujeme chování proteinů v kontaktní oblasti metodou fluorescence, kde pomocí intenzity signálu lze zobrazit trend jejich výskytu v závislosti na čase. Zaměříme se konkrétně na dva druhy proteinů, a to na albumin a globulin, o kterých víme že mají významnou roli při artikulaci povrchů. Prezentované trendy jsou pokrytí kontaktní plochy společně se zachycením jednotlivých snímků z experimentu po prvních 10 sekundách a posledních 10 sekundách pro každé jedno měření, přičemž pro každý protein byly provedeny tři měření s celkovou časovou mírou 180 sekund.

### 5.1 Součinitel tření

V Obr. 5-1 jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty koeficientu tření spolu se směrodatnou odchylkou pro jednotlivé Ti6Al4V vzorky rozdělené po jednotlivých strukturách. Zde můžeme vidět, že nejnižší třecí koeficient vykazuje referenční vzorek C3, a to s celkovou hodnotou 0.55 pro oba proteiny. Zatímco největší průměrný koeficient vykazuje struktura se strategií tisku „line“ a to konkrétně s hodnotami 0.4 pro albumin a 0.39 pro globulin, při jejich součtu činí celkový průměrný součinitel 0.79. U vzorků „grid“ a referenční se hodnoty pohybují téměř na stejné hodnotě.

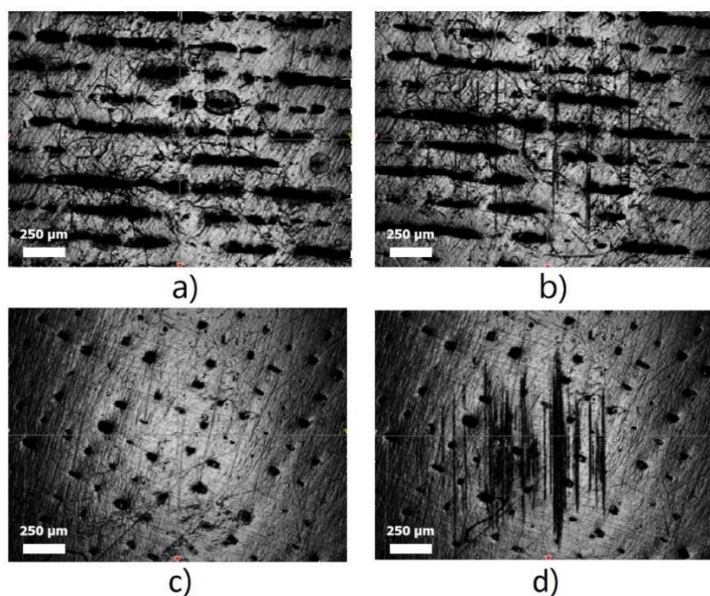


Obr. 5-1 Průměrné hodnoty koeficientu tření pro albumin a globulin při různých mikrostrukturách

Pro každý vzorek byla naměřena hodnota drsnosti Ra povrchu před měření a následně po konci posledního, kde se vycházelo ze střední aritmetické úchyly. Hodnoty byly určeny z vrchlíku pinů. Při porovnání kontaktní plochy před a po nedochází k výrazným posunutím kontaktní plochy vrchlíku, pouze k lehkým vychýlením, které lze eliminovat natočením objektivu optického profilometru. Získané hodnoty jsou zapsány v Tab. 5-1, ze které vyplívají rozdíly drsnosti povrchu pro jednotlivé vzorky a jejich procentuální rozdíl. K nejhoršímu zhoršení dochází u vzorku A1, kdy rozdíl drsnosti činí 0.237  $\mu\text{m}$ , pokud se zaměříme na procentuální zhoršení nejhoršího výsledku dosáhl vzorek B2, a to se 103 % z původní drsnosti. Za zmínku stojí i zlepšení povrchu u tří vzorků, což může být způsobeno horší kvalitou povrchu před měřením na recipročním tribometru. Z výsledků však vyplívá trend zhoršení drsnosti povrchu po provedení měření.

Tab. 5-1 Srovnání drsností povrchu před a po provedení experimentu

<b>Vzorek</b>	<b>Drsnost povrchu před [<math>\mu\text{m}</math>]</b>	<b>Drsnost povrchu po [<math>\mu\text{m}</math>]</b>	<b>Rozdíl [<math>\mu\text{m}</math>]</b>	<b>Procentuální rozdíl [%]</b>
A1	0.282	0.519	0.237	84
A2	0.139	0.160	0.021	15
A3	0.267	0.351	0.084	31
B1	0.104	0.180	0.076	73
B2	0.058	0.118	0.060	103
B3	0.051	0.073	0.022	-43
C1	0.048	0.039	0.009	-23
C2	0.074	0.061	0.013	-21
C3	0.040	0.073	0.033	83



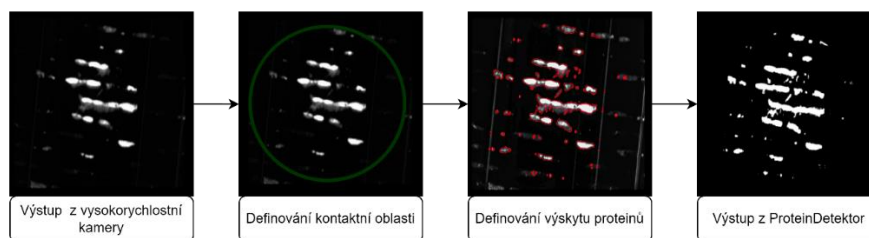
Obr. 5-2 a) Neopotřebovaná kontaktní plocha vzorku A3 b) opotřebovaná kontaktní plocha po experimentu vzorku A3 c) neopotřebovaná kontaktní plocha vzorku B2 d) opotřebovaná kontaktní plocha po experimentu vzorku B2

## 5.2 Proteiny v kontaktu

Pro vizualizaci kontaktní plochy používáme software ProteinDetector o přizpůsobeném nastavení pro albumin a globulin, u globulinu bylo za potřebí zvýšit threshold, a to kvůli správnému identifikování výskytu. V Tab. 5-2 je uvedeno konkrétní nastavení. Grafy byly promítnuty jako hodnoty klouzavého průměru s hodnotou 20, a to kvůli vzniku signálového šumu důsledkem opotřebování skla B270.

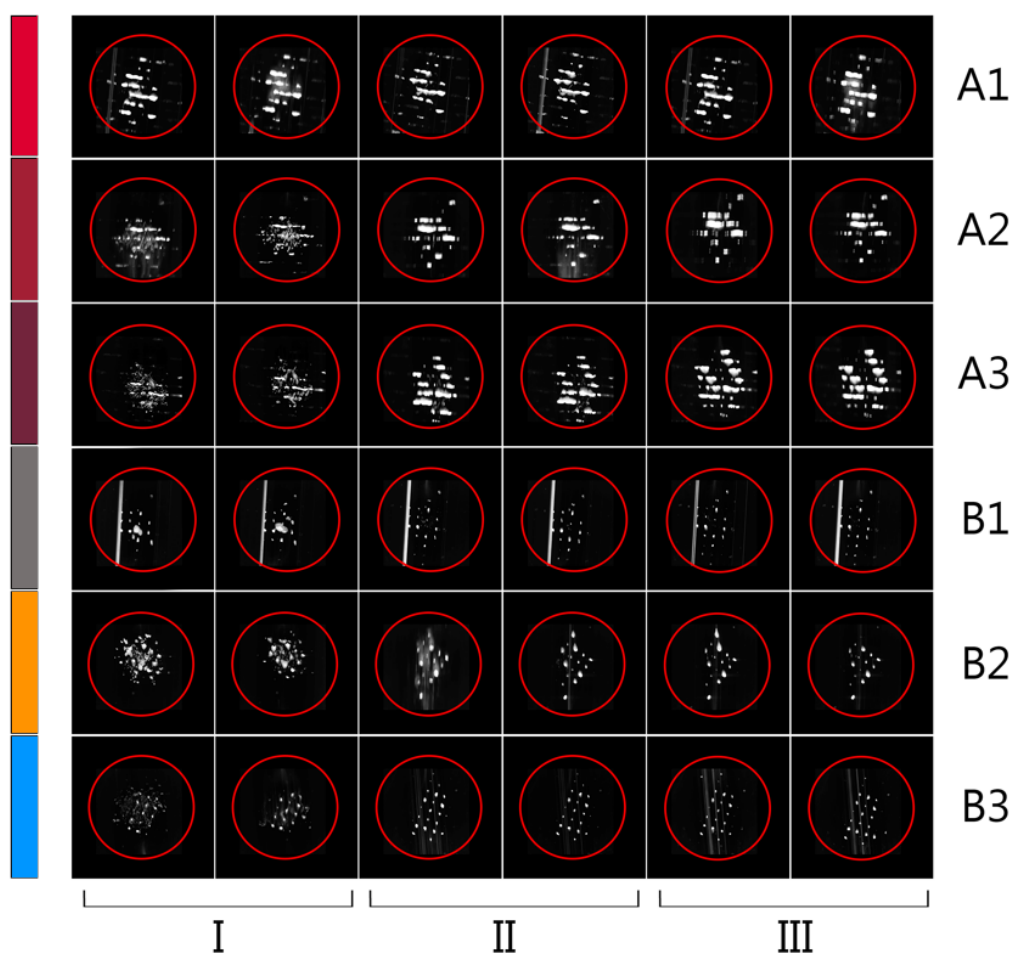
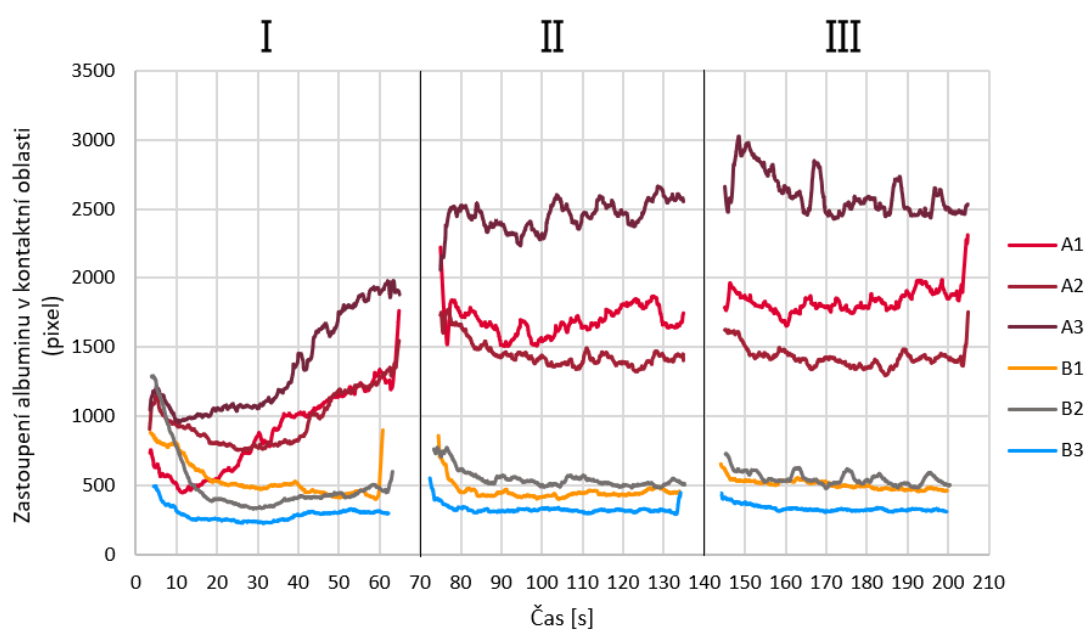
Tab. 5-2 Nastavení softwaru ProteinDetector

Pozorovaný protein	Rádus kontaktu [pixel]	Vycentrování na vrchlík x/y [pixel]	Top Hat [-]	Threshold [-]	Fluorescenční filtr [-]
Albumin	600	1200/1150	50	3	TRITC
Globulin	600	1200/1150	50	5	FITC

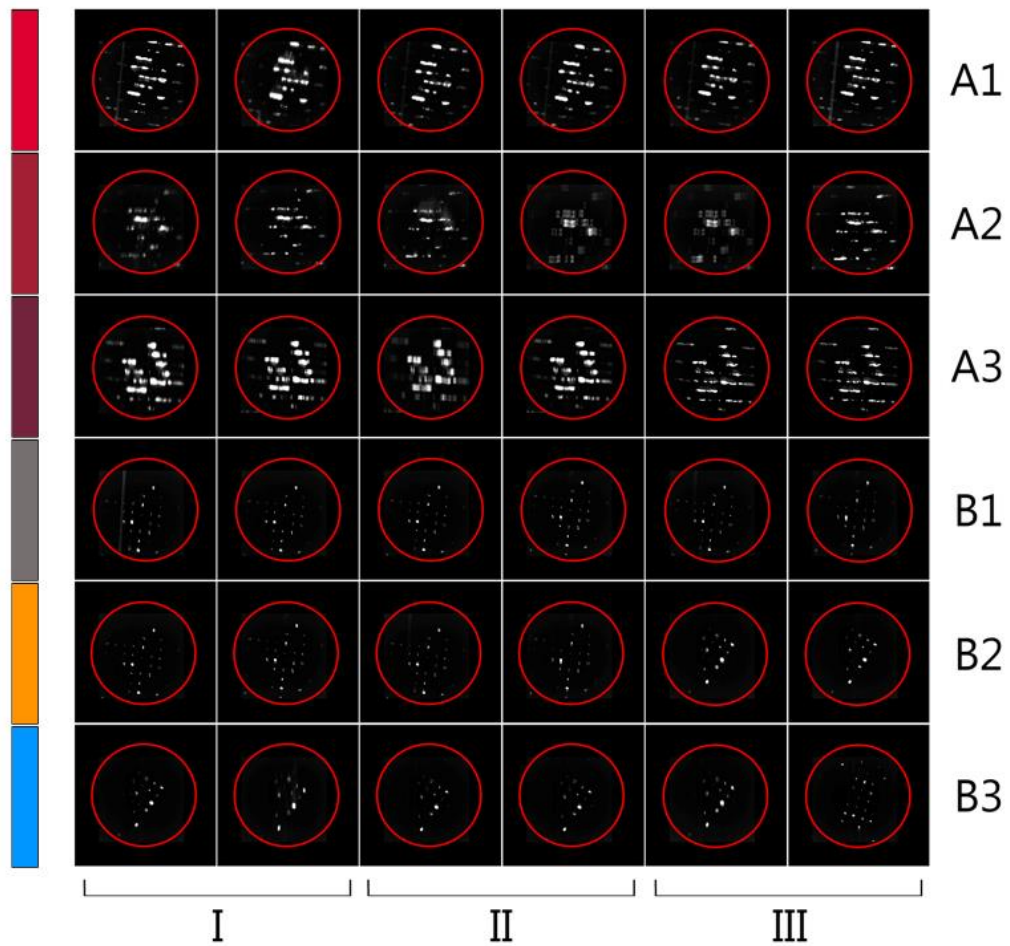
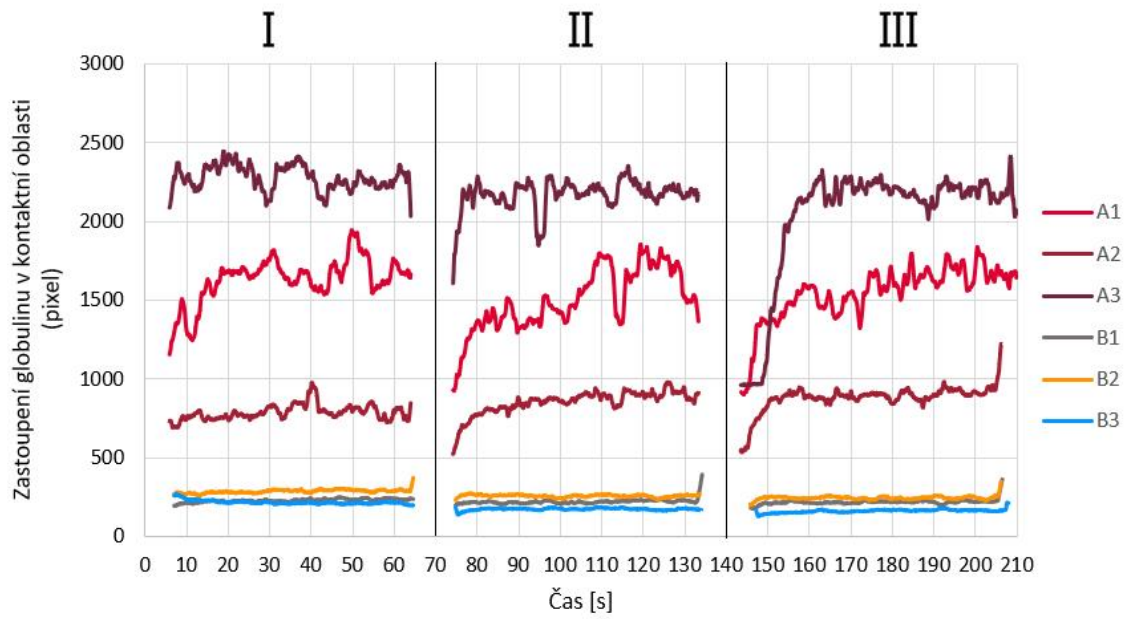


Obr. 5-3 Schéma postupu při vyhodnocování částic proteinů v ProteinDetector

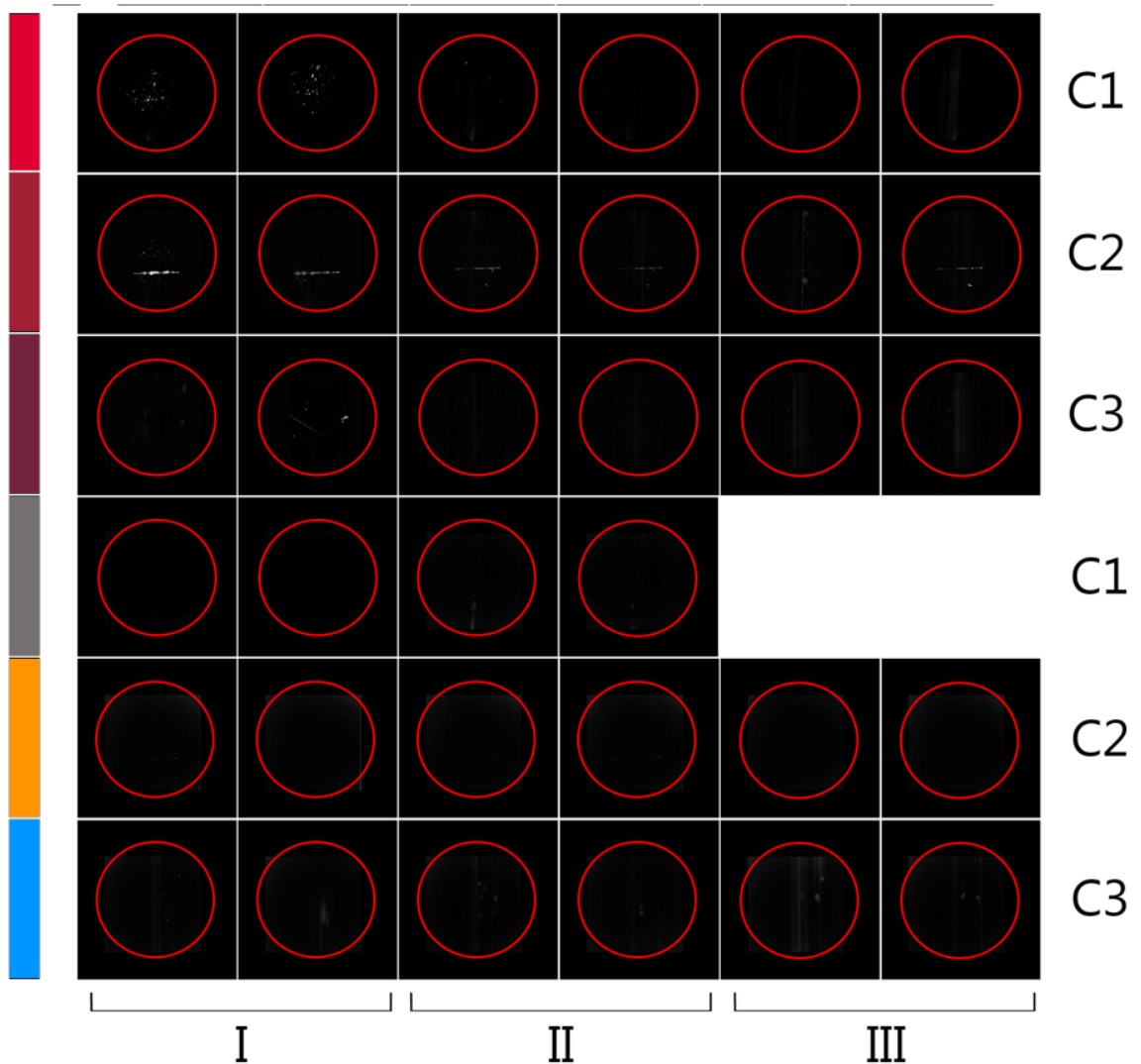
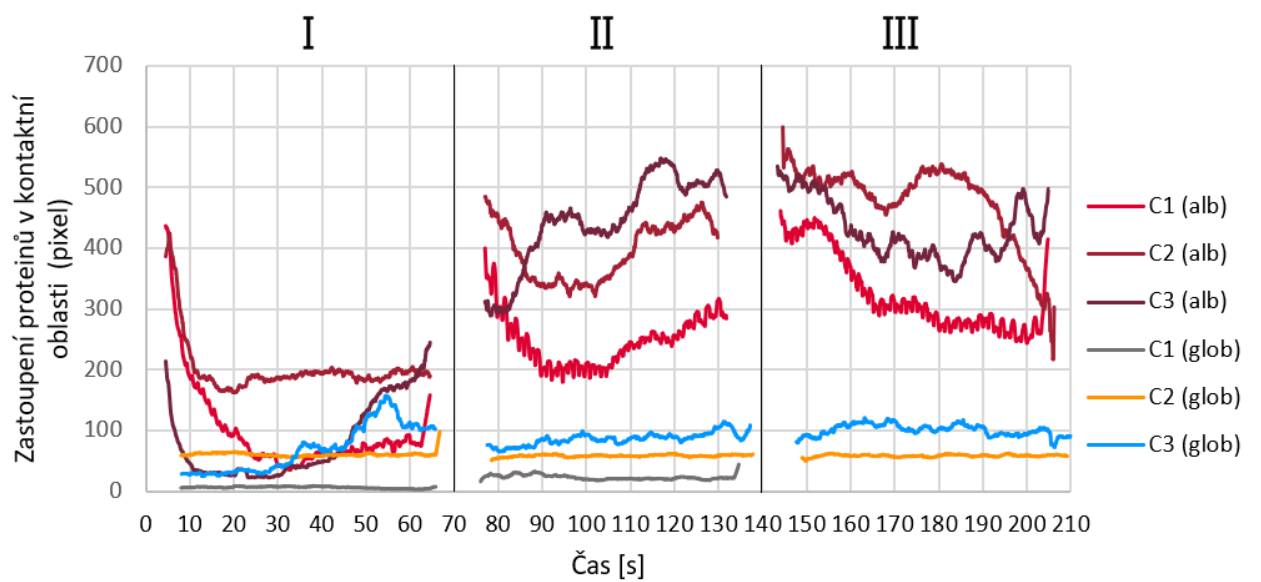
## 5.2.1 Pokrytí kontaktní oblasti proteiny



Obr. 5-4 Zastoupení počtu albuminu v kontaktní oblasti

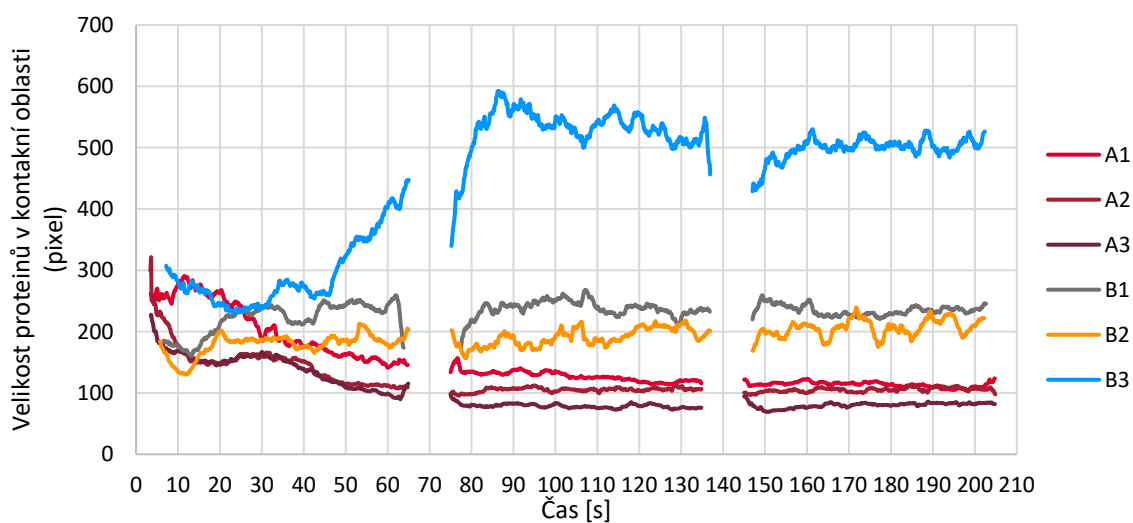


Obr. 5-5 Zastoupení počtu globulinu v kontaktní oblasti

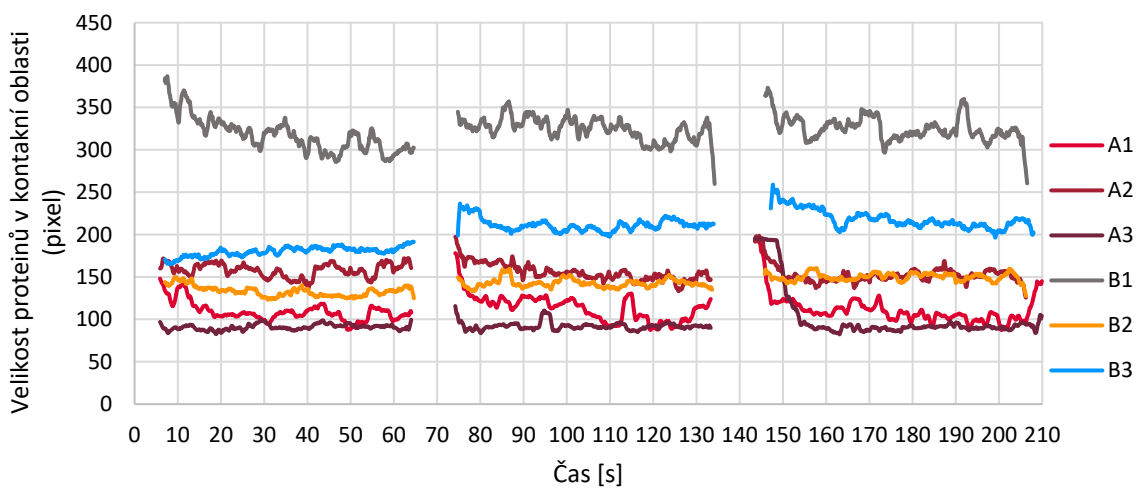


Obr. 5-6 Zastoupení počtu albuminu a poté globulinu v kontaktní oblasti

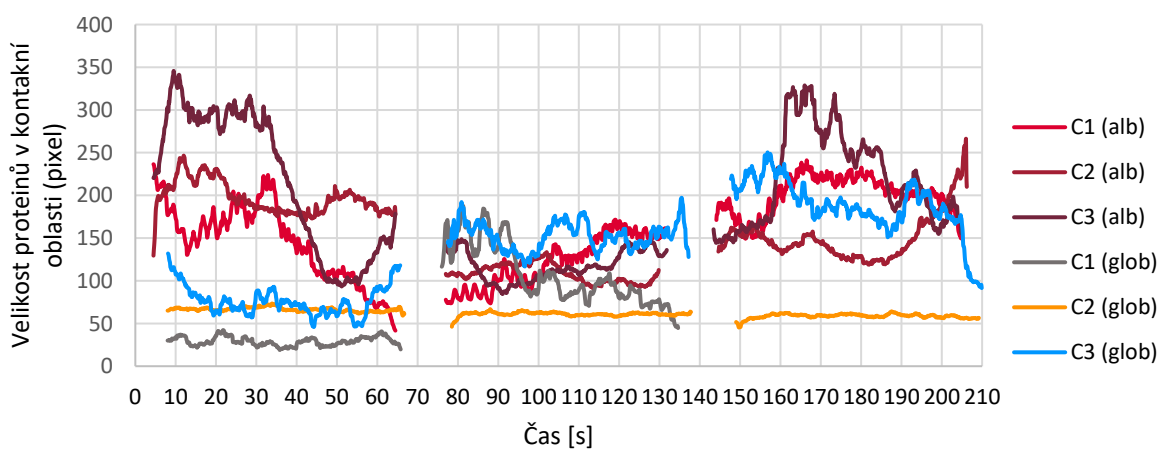
## 5.2.2 Počet částic proteinu v kontaktu



Obr. 5-6 Velikost albuminu v kontaktní oblasti



Obr. 5-6 Velikost globulinu v kontaktní oblasti



Obr. 5-6 Velikost albuminu a globulinu v kontaktní oblasti

## 6 DISKUZE

Trend výroby kloubních implantátů se začíná rozvíjet i v oblasti 3D tisku, kde se snažíme volit různé strategie tisku od nejrůznějších geometrií, hustotu až po strukturu [30; 31]. S tím souvisí i snaha zvýšit životnost těchto implantátů, jedním z těchto způsobů je snížit opotřebení v oblasti tribologických vlastností.

Jeden z velkých vlivů na zmíněné tribologické vlastnosti má součinitel tření, jak vyplynulo z rešerše. Kvůli vzniku ostrých hran na okrajích struktury dochází k poškozování artikulační dvojice povrchů abrazivním opotřebením mezi ostrými tvrdými částicemi a protipovrchem [41; 45]. Jak bylo uvedeno vzorky museli být kvůli ztrátě struktury při obrábění pinu ručně broušeny s poloměrem. Byla snaha vytvořit vrchlík o rádiusu R100 společně s dostačujícím povrchem. Přípravkem vyrobeným na 3D tiskárně bylo možné se dostat na drsnosti uvedené v Tab. 5.1 , ve srovnání s konvekčními metodami je možné dosáhnout  $R_a 0,012 \pm 0,005 \mu\text{m}$  [30]. Co se týče rádiusu bylo možné dosáhnout hodnoty vrchlíku R70, při provedení výpočtu pomocí Hertzovi teorie oproti původnímu poloměru došlo ke změně kontaktního tlaku z 56.6 MPa na 71.8 MPa, což je zvýšení o necelých 27 %, ze studie [30] víme že kontaktní tlak u malých kloubů může dosahovat hodnoty 50 MPa . Velikost kontaktní plochy se změnila z původně uvažované 0.411 mm na 0.365 mm, tedy zmenšením o 11 %. Vzorky byly ještě před experimentem vloženy do ultrazvukové čističky, kde byly zbaveny zapadlých částic materiálu, které vznikly při broušení.

Následné experimentální měření probíhalo na tribometru, první měření bylo zaměřeno na pozorování vlivu mikrostruktury na koeficientu tření. Jak se předpokládalo z naměřených výsledků nedocházelo k velkým rozdílům při pozorování albuminu a globulinu, protože zde byli oba proteiny přítomny. Rozdíl nastává až ve srovnání mezi druhy struktur. Vzorky se strukturou „line“ vykazují výrazně vyšší koeficient tření, což může být způsobeno ostrými hranami. Ve srovnání koeficientu tření mezi texturami a mikrostrukturou není jednoznačný závěr. Vědecké studie se často neshodují na tom, že mikrostruktura snižuje tření [62], zatímco některé vykazují jeho zvýšení [63].

Studie ukazuje, že různé tvary, velikosti, hloubky, hustoty a distribuční módy mikrostruktur mají významný vliv na tribologické vlastnosti bioimplantátů. [46]

Dále jsme se přesunuli na pozorování proteinů v kontaktní oblasti, do grafů jsme znázornily průběhy jednotlivých měření. Zaměřili jsme se na výskyt počtu jednotlivých proteinů albuminu a globulinu a dále také jejich velikost. Z měření vyplívá že nejvíce albuminu se vyskytuje ve vzorcích s mikrostrukturou „line“ a zatímco u referenčních vzorků téměř nebylo možné jeho výskyt pozorovat, a to kvůli neuchování se proteinu do mikrostruktur. Zároveň můžeme do 60 sekundy sledovat prudký nárůst výskytu jednotlivých složek proteinů u mikrostruktur A a B, zapříčiněný hloubkou mikrostruktury. Pokud se zaměříme na trend velikosti proteinů tak ten zůstává až na vzorek B3 z Obr. 5-6 podobné, taktéž na to má vliv hloubka mikrostruktury. Texturování se pohybuje s hodnotami poloměru hloubky mikrostruktury v řádech desetin až tisícín, zatímco naše vzorky se pohybují s hodnotami v řádu jednotek.

## 7 ZÁVĚR

V této bakalářské práci byly využity metody kombinující hodnocení součinitele tření a analýzu mazacích procesů. Měření byla prováděna na recipročním tribometru ve spojení s optickým mikroskopem, kterým jsme sledovali fluorescenčně označený albumin v modelové synoviální tekutině. Cílem použitých metod byla vizualizace proteinů albuminu a globulinu pro lepší pochopení mazacích procesů spolu s měřením součinitele tření. Vizualizace kontaktních ploch nám umožnila získat údaje o počtu částic albuminu též globulinu, jejich průměrné velikosti a zároveň jsme mohli na záběrech pozorovat rozložení těchto částic. Pro 2 navržené mikrostruktury „line“ a „grid“, kdy jsme definovali hustotu pokrytí, uspořádání, odůvodnili samotnou geometrii a určili parametr hloubky struktury rozdílný od texturování.

Prezentované trendy pokrytí kontaktní plochy byly společně se zachycením jednotlivých snímků z experimentu a následně vykresleny do grafů.

Výsledky našich pozorování poukazují na pozitivní vliv na uchování proteinů v mikrostrukturách, který dosud nebyl v předchozích studiích zaznamenán, a proto se jeví jako vhodné toto téma dále prozkoumat pro další mikrostruktury. V diskuzi byly zmíněny potenciální chyby a zjednodušení, které jsme museli učinit pro jednoznačnost dat. Další část výzkumu by mohla zahrnovat detailnější důraz na vlivu napětí vzniklého nerovnostmi povrchu při broušení.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] BIOMAG MAGNETOTERAPIE. *Endoprotéza - příznaky, popis a léčba*. Online. 2024, 15.3.2024. Dostupné z: <https://www.biomag.cz/endoprotezy/>. [cit. 2024-05-18].
- [2] *Endoprotetika*. Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001, 14. 5. 2023. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Endoprotetika>. [cit. 2024-05-18].
- [3] BRAND, Richard A.; MONT, Michael A. a MANRING, M. M. Biographical Sketch: Themistocles Gluck (1853-1942). Online. 2011, roč. 469, č. 6, s. 1525-1527. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1836-8>. [cit. 2024-05-18].
- [4] ŘEHÁK, KAMIL. *VÝVOJ ENDOPROTÉZ*. Bakalářská práce. Brno: VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2008. Dostupné také z: <http://hdl.handle.net/11012/4918>.
- [5] WIKILECTURES. *Total endoprosthesis of the hip joint*. Online. 2023, 14-3-2023. Dostupné z: [https://www.wikilectures.eu/w/Total\\_endoprosthesis\\_of\\_the\\_hip\\_joint](https://www.wikilectures.eu/w/Total_endoprosthesis_of_the_hip_joint). [cit. 2024-05-18].
- [6] BARTÁK, Vladislav. *Vývoj náhrady prvního metatarzofalangeálního kloubu*. Dizertační práce, vedoucí Popelka, Stanislav. Praha: Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, I. ortopedická klinika 1. LF UK a FN Motol, 2011.
- [7] ODEHNAL, Lukáš; RANUŠA, Matuš; VRBKA, Martin; KŘUPKA, Ivan a HARTL, Martin. Tribological Behaviour of Ti6Al4V Alloy: An Application in Small Joint Implants. Online. *Tribology Letters*. 2023, roč. 71, č. 4. ISSN 1023-8883. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11249-023-01795-4>. [cit. 2024-05-18].
- [8] COUGHLIN, Michael J.; SALTZMAN, Charles L. a ANDERSON, Robert B. *Mann's surgery of the foot and ankle*. Online. 9. B.m.: Mosby, 2013. ISBN 9781455748617. Dostupné z: <https://www.scribd.com/document/430619765/Mann-s-Surgery-of-the-Foot-andAnkle-pdf#>. [cit. 2024-05-18].

- [9] KARADSHEH, Mark. *Dorsomedial Approach to MTP Joint of Great Toe*. Online. In: . 2023, 29-01-2023. Dostupné z: <https://www.orthobullets.com/approaches/12051/dorsomedial-approach-to-mtp-joint-of-great-toe>. [cit. 2024-05-18].
- [10] *Cleveland Clinic: Hallux Rigidus*. Online. In: . 2023, 23-05-2023. Dostupné z: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/14665-hallux-rigidus>. [cit. 2024-05-18].
- [11] POPELKA, Stanislav. *Interní medicína pro praxi: Revmatochirurgie nohy*. Online. Www.internimedicina.cz, 2019. Dostupné také z: [https://www.internimedicina.cz/artkey/int-201012-0006\\_Revmatochirurgie\\_nohy.php](https://www.internimedicina.cz/artkey/int-201012-0006_Revmatochirurgie_nohy.php).
- [12] WETKE, Eva; ZERAHN, Bo a KOFOED, Hakon. Prospective analysis of a first MTP total joint replacement. Evaluation by bone mineral densitometry, pedobarography, and visual analogue score for pain. Online. *Foot and Ankle Surgery*. 2012, roč. 18, č. 2, s. 136-140. ISSN 12687731. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.fas.2011.07.002>. [cit. 2024-05-18].
- [13] OCRAN, Edwin a TEMPANY, Declan. *Metatarsophalangeal (MTP) joints*. Online. 2023, 30-10-2023. Dostupné z: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/metatarsophalangeal-mtp-joints>. [cit. 2024-05-18].
- [14] , J. Seidman a , J. Seidman. *Synovial Fluid Analysis*. Online. National Center for Biotechnology Information. 2023. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537114/>. [cit. 2024-04-20].
- [15] BLEWIS, ME; NUGENT-DERFUS, GE; SCHMIDT, TA; SCHUMACHER, BL a SAH, RL. A model of synovial fluid lubricant composition in normal and injured joints. Online. *European Cells and Materials*. 2007, roč. 13, s. 26-39. Dostupné z: <https://doi.org/10.22203/eCM.v013a03>. [cit. 2024-05-18].
- [16] TAMER, Tamer Mahmoud. Hyaluronan and synovial joint: function, distribution and healing. Online. *Interdisciplinary Toxicology*. 2013, roč. 6, č. 3, s. 111-125. ISSN 1337-9569. Dostupné z: <https://doi.org/10.2478/intox-2013-0019>. [cit. 2024-05-18].

- [17] DAMEN, A.H.A.; VAN DONKELAAR, C.C.; CARDINAELS, R.M.; BRANDT, J.-M.; SCHMIDT, T.A. et al. Proteoglycan 4 reduces friction more than other synovial fluid components for both cartilage-cartilage and cartilage-metal articulation. Online. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2021, roč. 29, č. 6, s. 894-904. ISSN 10634584. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2021.02.566>. [cit. 2024-05-18].
- [18] NEČAS, D.; SADECKÁ, K.; VRBKA, M.; GALANDÁKOVÁ, A.; WIMMER, M.A. et al. The effect of albumin and  $\gamma$ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements. Online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021, roč. 113. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104117>. [cit. 2024-05-18].
- [19] GALANDÁKOVÁ, Adéla; ULRICHOVÁ, Jitka; LANGOVÁ, Kateřina; HANÁKOVÁ, Adéla; VRBKA, Martin et al. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. Online. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2017, roč. 105, č. 6, s. 1422-1431. ISSN 1552-4973. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33663>. [cit. 2024-05-22].
- [20] FULÍN, Petr. *Vliv kvality artikulačních UHMWPE vložek na životnost kloubních náhrad*. Dizertační práce, vedoucí Pokorný, David. Praha: Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, I. ortopedická klinika 1. LF UK a FN Motol, 2016.
- [21] *Hip Implants Explained: Hip Implant Components*. Online. In: . 2020. Dostupné z: <https://www.lirc.co.uk/hips>. [cit. 2024-05-18].
- [22] NEČAS, D.; VRBKA, M.; GALLO, J.; KŘUPKA, I. a HARTL, M. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part II: Hard-on-hard bearing pairs. Online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019, roč. 89, s. 249-259. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.026>. [cit. 2024-05-18].
- [23] ABDUL SAMAD, Mohammed. Recent Advances in UHMWPE/UHMWPE Nanocomposite/UHMWPE Hybrid Nanocomposite Polymer Coatings for Tribological Applications: A Comprehensive Review. Online. *Polymers*. 2021, roč. 13, č. 4. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym13040608>. [cit. 2024-05-18].
- [24] MEDIN. *Náhrada MTP kloubu palce nohy*. Online. 2015. Dostupné z: <https://eshop.medin.cz/medin-nahrada-mtp-kloubu-palce-nohy#>. [cit. 2024-05-18].

- [25] CHEN, Qizhi a THOUAS, George A. Metallic implant biomaterials. Online. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2015, roč. 87, s. 1-57. ISSN 0927796X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>. [cit. 2024-05-18].
- [26] TOPOLOVEC, Matevž; CÖR, Andrej a MILOŠEV, Ingrid. Metal-on-metal vs. metal-on-polyethylene total hip arthroplasty tribological evaluation of retrieved components and periprosthetic tissue. Online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014, roč. 34, s. 243-252. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.018>. [cit. 2024-05-18].
- [27] *ARTHRITIS: Osteoarthritis of the foot*. Online. In: Highlands Foot and Ankle. 2022. Dostupné z: <https://highlandsfoot.com/service-overview/arthritis/>. [cit. 2024-05-18].
- [28] KOŠINOVÁ, Lucie. *MODERNÍ ENDOPROTÉZA KYČELNÍHO KLOUBU*. Diplomová práce, vedoucí Písařík Petr. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2021. Dostupné také z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/98059>.
- [29] FAKULTA STROJNÍ ČVUT V PRAZE. *3D TISK A JEHO MOŽNOSTI*. Online. 2024. Dostupné z: <https://fs.cvut.cz/ostatni/sekce-3dtisk/3dtisk/moznosti-3dtisk/>. [cit. 2024-05-18].
- [30] RANUŠA, Matúš; ČÍPEK, Pavel; VRBKA, Martin; PALOUŠEK, David; KŘUPKA, Ivan et al. Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: A pilot study. Online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022, roč. 132. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105274>. [cit. 2024-05-18].
- [31] ADDUP. *ANATOMIC IMPLANTS ANNOUNCE*. Online. 2024, 05-02-2024. Dostupné z: <https://addupsolutions.com/company/news-press/addup-and-anatomic-implants-announce-fda-510k-submission-for-the-worlds-first-3d-printed-toe-joint-replacement-press-release/>. [cit. 2024-05-18].
- [32] VAYSSETTE, Bastien; SAINTIER, Nicolas; BRUGGER, Charles; ELMAY, Mohamed a PESSARD, Etienne. Surface roughness of Ti-6Al-4V parts obtained by SLM and EBM: Effect on the High Cycle Fatigue life. Online. *Procedia Engineering*. 2018, roč. 213, s. 89-97. ISSN 18777058. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2018.02.010>. [cit. 2024-05-22].

- [33] *Microstructures and surface roughness of EBM produced Ti-6Al-4V*. Online. PhD Thesis. Solid Mechanics, Lund Universit, 2010. ISBN 978-91-7473-063-0. Dostupné z: <https://mau.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A1404732&dswid=3286>. [cit. 2024-05-22].
- [34] DABWAN, Abdulmajeed; ANWAR, Saqib; M. AL-SAMHAN, Ali a M. NASR, Mustafa. On the Effect of Electron Beam Melted Ti6Al4V Part Orientations during Milling. Online. *Metals*. 2020, roč. 10, č. 9. ISSN 2075-4701. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/met10091172>. [cit. 2024-05-22].
- [35] EKZO. *The optimal approach for reliable metal part production and prototypes*. Online. Dostupné z: <https://www.3dprintekzo.be/products-services/3d-printers/slm-hl280/>. [cit. 2024-05-20].
- [36] REVILLA-LEÓN, Marta; SADEGHPOUR, Mehrad a ÖZCAN, Mutlu. A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. Online. *Journal of Prosthodontics*. 2020, roč. 29, č. 7, s. 579-593. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jopr.13212>. [cit. 2024-05-18].
- [37] MUNIR, Khurram; BIESIEKIERSKI, Arne; WEN, Cuie a LI, Yuncang. Selective laser melting in biomedical manufacturing. Online. *Metallic Biomaterials Processing and Medical Device Manufacturing*. 2020, s. 235-269. ISBN 9780081029657. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102965-7.00007-2>. [cit. 2024-05-18].
- [38] LU, Peipei; WU, Meiping; LIU, Xin; DUAN, Weipeng a HAN, Jitai. Study on Corrosion Resistance and Bio-Tribological Behavior of Porous Structure Based on the SLM Manufactured Medical Ti6Al4V. Online. *Metals and Materials International*. 2020, roč. 26, č. 8, s. 1182-1191. ISSN 1598-9623. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s12540-019-00506-w>. [cit. 2024-05-18].
- [39] AZO MATERIALS. *Chemical Composition*. Online. 2013, 20-06-2013. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=9299>. [cit. 2024-05-18].

- [40] ATAPOUR, Masoud; SANAEI, Saber; WEI, Zheng; SHEIKHOESLAM, Mohammadali; HENDERSON, Jeffrey D. et al. In vitro corrosion and biocompatibility behavior of CoCrMo alloy manufactured by laser powder bed fusion parallel and perpendicular to the build direction. Online. *Electrochimica Acta*. 2023, roč. 445. ISSN 00134686. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2023.142059>. [cit. 2024-05-18].
- [41] *Tribologie pro letecké aplikace*. Online, Diplomová práce, vedoucí Drašnar Petr. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2019. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/84726>. [cit. 2024-05-18].
- [42] *Navarování otěruvzdorných materiálů*. Online, Bakalářská práce, vedoucí Suchánek Jan. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2017. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/73089>. [cit. 2024-05-18].
- [43] KOPECKÝ, Zdeněk. *Mechanismy opotřebenění strojů*. Online. 2018, 03-07-2018. Dostupné z: [chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://fraxinus.mendelu.cz/vyuka/soubory/TMZD\\_NMS/Povinne\\_predmety/Komplexni\\_pece\\_o\\_vyrobní\\_techniku/pr02\\_Mechanismy%20opot%C5%99eben%C3%AD%20stroj%C5%AF.pdf](chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://fraxinus.mendelu.cz/vyuka/soubory/TMZD_NMS/Povinne_predmety/Komplexni_pece_o_vyrobní_techniku/pr02_Mechanismy%20opot%C5%99eben%C3%AD%20stroj%C5%AF.pdf). [cit. 2024-05-18].
- [44] TSUJIMOTO, Akimasa; BARKMEIER, Wayne W.; FISCHER, Nicholas G.; NOJIRI, Kie; NAGURA, Yuko et al. Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. Online. *Japanese Dental Science Review*. 2018, roč. 54, č. 2, s. 76-87. ISSN 18827616. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2017.11.002>. [cit. 2024-05-18].
- [45] DONG, H. Tribological properties of titanium-based alloys. Online. *Surface Engineering of Light Alloys*. 2010, s. 58-80. ISBN 9781845695378. Dostupné z: <https://doi.org/10.1533/9781845699451.1.58>. [cit. 2024-05-18].
- [46] SHEN, Gang; ZHANG, Jufan; KANG, Chengwei a FANG, Fengzhou. Study on surface texture patterns for improving tribological performance of bioimplants. Online. *Surface and Coatings Technology*. 2021, roč. 422. ISSN 02578972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2021.127567>. [cit. 2024-05-19].
- [47] STEWART, T.D. Tribology of artificial joints. Online. *Orthopaedics and Trauma*. 2010, roč. 24, č. 6, s. 435-440. ISSN 18771327. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2010.08.002>. [cit. 2024-05-19].

- [48] GANG, Shen; FENGZHOU, Fang a CHENGWEI, Kang. Tribological Performance of Bioimplants: A Comprehensive Review. Online. 2018. ISSN 16726030. Dostupné z: <https://doi.org/10.13494/j.npe.20180003>. [cit. 2024-05-19].
- [49] LI, Kangmei; YAO, Zhenqiang; HU, Yongxiang a GU, Weibin. Friction and wear performance of laser peen textured surface under starved lubrication. Online. *Tribology International*. 2014, roč. 77, s. 97-105. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2014.04.017>. [cit. 2024-05-21].
- [50] ZHANG, Yong; GUO, Shuai a WEI, Chaoxian. Fluorescence Spectroscopy: Part I Principles. Online. *Encyclopedia of Soils in the Environment*. 2023, s. 544-551. ISBN 9780323951333. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-822974-3.00081-1>. [cit. 2024-05-18].
- [51] NEČAS, D.; SADECKÁ, K.; VRBKA, M.; GALANDÁKOVÁ, A.; WIMMER, M.A. et al. The effect of albumin and  $\gamma$ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements. Online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021, roč. 113. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104117>. [cit. 2024-05-18].
- [52] ISBEN PHOTONICS. *Dichroic beam splitter*. Online. 2022. Dostupné z: <https://ibsen.com/technologies/fluorescence-spectroscopy/how-to-build-a-fluorometer/>. [cit. 2024-05-18].
- [53] NANOVEA. *Profilometr*. Online. 2018. Dostupné z: <https://nanovea.com/>. [cit. 2024-05-18].
- [54] ARMSTRONG, Ian; POSUSTA, Roger a NOVAK, Matt. *3D Optical Microscopy for Orthopedic Implants*. Online. 2012. Dostupné z: <https://www.nanowerk.com/nanocatalog/5120/174#close>. [cit. 2024-05-20].
- [55] AZO MATERIALS. *Performing 3D Optical Profiling Surface*. Online. 2016, 23-12-2016. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=13423>. [cit. 2024-05-18].
- [56] BLUESCIENTIFIC. *Bruker Contour GT-X*. Online. 2021. Dostupné z: <https://blue-scientific.com/bruker-nano-surface-analysis-nordic/bruker-contour-gt-x/>. [cit. 2024-05-20].

- [57] VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ: FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ. *Speciální tribometr na míru vyrobili brněnští vědci pro japonskou firmu.* Online. 2022, 02-06-2022. Dostupné z: <https://www.fme.vutbr.cz/veda/uspechy/70603>. [cit. 2024-05-18].
- [58] ČÍPEK, Pavel; VRBKA, Martin; REBENDA, David; NEČAS, David a KŘUPKA, Ivan. Biotribology of Synovial Cartilage: A New Method for Visualization of Lubricating Film and Simultaneous Measurement of the Friction Coefficient. Online. *Materials*. 2020, roč. 13, č. 9. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma13092075>. [cit. 2024-05-18].
- [59] ONDŘEJ, Kučera. *Dopad struktury povrchu implantátu na tření.* Online, Bakalářská práce, vedoucí Ing. Matúš Ranuša, Ph.D. Vysoké učení technické v Brně, 2023. Dostupné z: <https://theses.cz/id/y13ps0/>. [cit. 2024-05-23].
- [60] ALLAN, Jamie J.; MCCLELLAND, Jodie A.; MUNTEANU, Shannon E.; BULDT, Andrew K.; LANDORF, Karl B. et al. First metatarsophalangeal joint range of motion is associated with lower limb kinematics in individuals with first metatarsophalangeal joint osteoarthritis. Online. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2020, roč. 13, č. 1. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00404-0>. [cit. 2024-05-18].
- [61] DURRANT, Michael; DURRANT, Lara a MCELROY, Tucker. Establishing a common instantaneous center of rotation for the metatarso-phalangeal and metatarso-sesamoid joints: a theoretical geometric model based on specific morphometrics. Online. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2019, roč. 14, č. 1. ISSN 1749-799X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1110-4>. [cit. 2024-05-18].
- [62] ITO, Hiroshi; KANEDA, Kiyoshi; YUHTA, Toshio; NISHIMURA, Ikuya; YASUDA, Kazunori et al. Reduction of polyethylene wear by concave dimples on the frictional surface in artificial hip joints. Online. *The Journal of Arthroplasty*. 2000, roč. 15, č. 3, s. 332-338. ISSN 08835403. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(00\)90670-3](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(00)90670-3). [cit. 2024-05-19].
- [63] RYK, G.; KLIGERMAN, Y. a ETSION, I. Experimental Investigation of Laser Surface Texturing for Reciprocating Automotive Components. Online. *Tribology Transactions*. 2002, roč. 45, č. 4, s. 444-449. ISSN 1040-2004. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10402000208982572>. [cit. 2024-05-19].

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

### 9.1 Použité zkratky

MTP	Metatarzofalangeální
FS	Synoviální tekutina
PRG4	Proteoglycal 4
HA	Kyselina hyaluronová
SAPL	Fosfolipidy
MoM	Kov na Kov
CoC	Keramika na keramiku
UHMWPE	Ultravysokomolekulární polyethylen
MoP	Kov na polyethylen
CoP	Keramika na polyethylen
Ti6Al4V	Slitina titanu
SS316L	Nerezová ocel
CoCrMo	Slitina kobalt-chromu
Al2O3	Oxid uhličitý
AD	Aditivní technologie
SLS	Selective laser sintering
SLM	Selective laser melting
EBM	Electron beam melting
DLC	Diamond-Like-Carbon
FS	Fluorescenční spektroskopie
CCD	Charge-coupled device
B270	Sklo B270

## 9.2 Použité veličiny

$S_p$	Hustota pokrytí mikrostrukturami
$r_p$	Poloměr důlku
$d_p$	Šířka drážky
$r_1$	Rozestup struktur
$h_p$	Hloubka mikrostruktury
$\varepsilon$	Poměr hloubky průměru ku důlku
$F$	Zatěžující síla
$\mu$	Poissonův poměr
$E$	Youngův modul pružnosti
$a$	Poloměr kontaktní oblasti
$p_{max}$	Maximální kontaktní tlak
$d$	Průměr plochy pinu

## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1	Druhy totální endoprotézy velkých kloubů	[2]
Obr. 2-2	a) Schéma prvního MTP kloubu b) onemocnění hallux rigidus	[9][10]
Obr. 2-3	Materiálové kombinace kyčelního kloubu	[21]
Obr. 2-4	Necementovaná náhrada prvního MTP kloubu	[24]
Obr. 2-5	Konformní kontakt zdravého a poškozeného MTP kloubu	[27]
Obr. 2-6	Srovnání artikulačních povrchů z hlediska odolnosti proti opotřebení	[25]
Obr. 2-7	První MTP kloubní implantát od společnosti AddUp	[31]
Obr. 2-8	3D tiskárna SLM 280HL od firmy SLM Solutions	[35]
Obr. 2-9	Mechanismus abrazivního opotřebení	[44]
Obr. 2-10	Mechanismus adhezivního opotřebení	[44]
Obr. 4-1	Schéma fluorometru	[52]
Obr. 4-2	Schéma metody optického profilometru a optický profilometr GT-X	[55]
Obr. 4-3	Schéma experimentální aparatury a fotka aparatury tribometru BEAST	[58]
Obr. 4-4	Přípravek pro broušení vzorků	
Obr. 4-5	Mikrostruktury vzniklé strategií 3D tisku a) s mřížkou „grid“ b) s liniemi „line“	
Obr. 4-6	Schéma postupu vyhodnocení hustoty pokrytí mikrostrukturami	
Obr. 4-7	Struktur a) mikrostruktura A2 b) mikrostruktura B3 c) mikrostruktura C1	
Obr. 4-8	a) Počáteční úhel deklinace metatarzu a b) koneční úhel deklinace metatarzu	[61]
Obr. 4-9	Schéma postupu při měření a vyhodnocování vzorků	
Obr. 5-1	Průměrné hodnoty koeficientu tření pro albumin a globulin při různých mikrostrukturách	

- Obr. 5-2 a) Neopotřebovaná kontaktní plocha vzorku A3 b) opotřebovaná kontaktní plocha po experimentu vzorku A3 c) neopotřebovaná kontaktní plocha vzorku B2 d) opotřebovaná kontaktní plocha po experimentu vzorku B2
- Obr. 5-3 Schéma postupu při vyhodnocování částic proteinů v ProteinDetector
- Obr. 5-4 Zastoupení počtu albuminu v kontaktní oblasti
- Obr. 5-5 Zastoupení počtu globulinu v kontaktní oblasti
- Obr. 5-6 Zastoupení počtu albuminu a poté globulinu v kontaktní oblasti
- Obr. 5-7 Velikost albuminu v kontaktní oblasti
- Obr. 5-8 Velikost globulinu v kontaktní oblasti
- Obr. 5-9 Velikost albuminu a globulinu v kontaktní oblasti

## 11 SEZNAM TABULEK

Tab. 2-1	Složení laboratorní synoviální tekutiny	[18]
Tab. 2-2	Chemické složení Ti6Al4V	[39]
Tab. 2-3	Chemické složení CoCrMo	[40]
Tab. 4-1	Parametry mikrostruktur	
Tab. 4-2	Kinematické podmínky experimentu	
Tab. 4-3	Materiálové charakteristiky	
Tab. 5-1	Srovnání drsností povrchu před a po provedení experimentu	
Tab. 5-2	Nastavení softwaru ProteinDetector	

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Laboratorní protokol – albumin
Příloha 2	Laboratorní protokol – globulin
Příloha 3	Vyhodnocení velikosti a počtu proteinů