



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

**VLIV MIKROSTRUKTUR POVRCHU IMPLANTÁTU
NA MAZACÍ PROCESY V KONTAKTU**

INFLUENCE OF SURFACE MICROSTRUCTURE ON IMPLANT LUBRICATION PROCESSES IN
CONTACT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martin Matovič

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

BRNO 2022

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Martin Matovič**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojírenství
Vedoucí práce: **Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.**
Akademický rok: 2021/22

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:

Vliv mikrostruktur povrchu implantátu na mazací procesy v kontaktu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Stálou snahou v artroplastice je zvyšovat životnost implantátů, čímž se dosáhne vyššího komfortu pacienta. Jednou z příčin selhání implantátu je opotřebení vzniklé v důsledku interakce dvou různých povrchů, což může ve výsledku vést až k reoperaci umělého kloubu. Perspektivním řešením v aplikaci velkých kloubů člověka se ukazuje úprava povrchu pomocí textur, což vede ke snížení koeficientu tření a zároveň k efektivnější tvorbě mazacího filmu. Stejný princip by bylo možné použít i v případě malých kloubů, kde bychom mohli dosáhnout výrazného zlepšení současných implantátů díky zvýšení životnosti.

Typ práce – výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem práce je posoudit vliv vybraných mikrostruktur na tvrdých a měkkých površích na vývoj součinitele tření a formování albuminu v kontaktní oblasti.

Dílní cíle bakalářské práce:

- vytvořit přehled publikací pojednávajících o problematice vlivu mikrostruktur na mazací procesy,
- realizovat mikrostruktury na CoCrMo vzorcích včetně analýzy,
- navrhnout kinematické podmínky odpovídající MTP kloubu,
- testovat vzorky s cílem získat hodnotu součinitele tření a fluorescenčního pozorování albuminu v kontaktu,
- interpretovat získaná data.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

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

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

<http://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukonceni/>

Seznam doporučené literatury:

BUTZ, Kent D., Greg MERRELL a Eric A. NAUMAN. A three-dimensional finite element analysis of finger joint stresses in the MCP joint while performing common tasks. *HAND*. 2012, 7(3), 341-345 s. ISSN 1558-9447. Dostupné z: doi:10.1007/s11552-012-9430-4

BUTZ, Kent D., Greg MERRELL a Eric A. NAUMAN. A biomechanical analysis of finger joint forces and stresses developed during common daily activities. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012, 15(2), 131-140 s. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2010.517525

DURRANT, Michael, Lara DURRANT a Tucker MCELROY. Establishing a common instantaneous center of rotation for the metatarso-phalangeal and metatarso-sesamoid joints: a theoretical geometric model based on specific morphometrics. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2019, 14(1). ISSN 1749-799X. Dostupné z: doi:10.1186/s13018-019-1110-4

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

V Brně, dne

L. S.

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

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

ABSTRAKT

Táto bakalárska práca sa zaoberá problematikou mazania mikroštruktúrovaných náhrad prvého metatarzofalangeálneho kĺbu. Cieľom skúmania je predĺžiť životnosť kĺbových náhrad za pomoci vytvorenia mikroštruktúry na povrchu materiálu. Práca sa zameriava na vplyv mikroštruktúry na mazacie procesy v kontakte a na súčiniteľ trenia. Na pozorovanie kontaktnej oblasti bola použitá fluorescenčná mikroskopia v kombinácii s recipročným tribometrom s možnosťou záznamu trecích a zaťažovacích síl. Na zázname kamery sa následne skúmal počet a priemerná veľkosť častíc albumínu, ktorý hrá významnú úlohu v mazaní kontaktu. Testovanie bolo prevedené na dvoch materiálových kombináciách, konkrétne CoCrMo – Sklo B270 (tvrdé páry) a CoCrMo – PMMA (mäkké páry), ktoré boli pokryté štyrmi rôznymi mikroštruktúrami. V dosiahnutých výsledkoch je naznačený vplyv mikroštruktúry na mazacie procesy v kontakte pre tvrdé a mäkké páry, ktorý môže byť použitý pre návrh ďalšieho merania.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

prvý metatarzofalangeálny kĺb, mikroštruktúra, súčiniteľ trenia, albumín

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the lubrication of microstructured prostheses of the first metatarsophalangeal joint. The aim of the research is the service life of joint replacements by creating a microstructure on the surface of the material. The work focuses on the influence of microstructures on lubrication processes in contact and coefficient of friction. Fluorescence microscopy in combination with a reciprocating tribometer with the possibility of recording frictional and loaded forces was used to observe the contact area. The number and average particle size of albumin, which plays an important role in contact lubrication, were then examined to record the camera. The testing was performed on two material combinations, namely CoCrMo - Glass B270 (hard pair) and CoCrMo - PMMA (soft pair), which were only four different microstructures. Elsewhere, the influence of microstructures on lubrication processes in contact for hard and soft pairs is indicated, which can be used to design further measurements.

KEYWORDS

first metatarsophalangeal joint, microstructure, coefficient of friction, albumin

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

MATOVÍČ, Martin. *Vliv mikrostruktur povrchu implantátu na mazací procesy v kontaktu*. Brno, 2022. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/143823>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

POĎAKOVANIE

Na tomto mieste by som rád poďakoval vedúcemu práce Ing. Matúšovi Ranušovi Ph.D. za jeho cenné rady a kritiku, ktorá posúvala prácu na vyššiu úroveň v priebehu celého vypracovania bakalárskej práce. Ďalej by som chcel poďakovať doc. RNDr. Liborovi Mrňovi Ph.D. a Ing. Janu Novotnému z ÚPT AV ČR za výrobu mikroštruktúr. Nakoniec sa chcem poďakovať mojej rodine, priateľom a všetkým, ktorí ma podporovali počas štúdia.

PREHLÁSENIE AUTORA O PÔVODNOSTI PRÁCE

Prehlasujem, že bakalársku prácu som vypracoval samostatne pod odborným vedením Ing. Matúša Ranušu, Ph.D. Súčasne prehlasujem, že všetky zdroje obrazových a textových informácií, z ktorých som čerpal, sú riadne citované v zozname použitých zdrojov.

.....

Podpis autora

OBSAH

1	ÚVOD	13
2	PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA	14
2.1	Charakteristika MTP kĺbu	14
2.2	Materiály MTP náhrad	15
2.3	Kombinácie materiálov	15
2.3.1	Tvrde páry	16
2.3.2	Mäkké páry	17
2.4	Mechanizmus opotrebenia	19
2.4.1	Tvrde páry	19
2.4.2	Mäkké páry	20
2.5	Mikroštruktúry	22
2.5.1	Hustota pokrytia	23
2.5.2	Veľkosť (priemer)	23
2.5.3	Geometria	23
2.5.4	Rozloženie mikroštruktúry	24
2.6	Mazanie	24
2.6.1	Mäkké páry	24
2.6.2	Tvrde páry	25
2.6.3	Synoviálna kvapalina	26
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE	28
3.1	Analýza problému	28
3.2	Cieľ práce	29
4	MATERIÁL A METÓDY	30
4.1	Tribometer	30
4.1.1	Fluorescenčná mikroskopia	31
4.2	Vzorky	31
4.2.1	Výroba mikroštruktúry	31
4.2.2	Parametre mikroštruktúry	32
4.2.3	Materiál vzoriek a mazanie	34
4.2.4	Zaťaženie	34
4.2.5	Spracovávanie a vyhodnocovanie dát	36

5	VÝSLEDKY	37
5.1	Súčiniteľ trenia	37
5.2	Vizualizácia kontaktu	39
5.2.1	Vyhodnotenie pomocou zmeny intenzity signálu	39
5.2.2	Počet častíc albumínu	41
5.2.3	Priemerná veľkosť častíc albumínu	43
6	DISKUSIA	44
7	ZÁVER	48
8	ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV	49
9	ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK, SYMBOLOV A VELIČÍN	58
9.1	Použité skratky	58
9.2	Použité veličiny	58
10	ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV	59
11	OZNAM TABULIEK	61
12	ZOZNAM PRÍLOH	62

1 ÚVOD

V dnešnej dobe množstvo ľudí trpí problémami s kĺbmi kvôli ochoreniam ako sú hallux valgus, hallux rigidus, reumatoidná artritída, osteoartróza alebo kĺbovými fraktúrami. Veľká pozornosť sa kladie na bedrové a kolenné kĺby, pričom počet pacientov s ochorením malých kĺbov za posledné roky stále stúpa a tento problém sa už netýka len starších ľudí, ale postupne sa stáva problémom aj mladšej časti populácie.

Rozsah ochorenia závisí od mnohých faktorov a môže viesť k nezvratnému poškodeniu prirodzených kĺbov, na ktoré v súčasnosti neexistuje žiadny liek, ktorý by pomohol pacientovi problém odstrániť. Existujú len dočasné riešenia. Jedným z nich je viskosuplementácia, ktorá vedie k spomaleniu rozvíjajúceho sa ochorenia. Jediným úspešným riešením ochorenia je operácia, pri ktorej sa poškodený kĺb vymení za umelý. Problémom umelých kĺbov je ich obmedzená životnosť, zvlášť pokiaľ sa jedná o mladých ľudí, ktorí budú musieť v budúcnosti podstúpiť reoperáciu z dôvodu opotrebenia umelého kĺbu.

Vo svojej bakalárskej práci sa zaoberám prvým metatarzofalangeálnym (MTP) kĺbom, ktorý patrí medzi malé kĺby človeka. Najčastejšími príčinami zlyhania náhrad daného kĺbu sú infekcia, aseptické uvoľnenie a opotrebenie povrchov náhrady. Opotrebenie prvého MTP kĺbu vzniká v dôsledku trenia a nedostatočného mazania, čím sa zaoberá odbor tribológie resp. biotribológie. Zlepšením tribologických vlastností je možné zvýšiť životnosť kĺbových náhrad. Jedným z možných prístupov, ktorý sa úspešne používa v technickej praxi napr. v ložiskách alebo rezacích nástrojoch je štruktúrovanie povrchu. Mikroštruktúra na povrchu implantátu sa vytvára za účelom zlepšiť mazanie, a tým zároveň redukovať trenie. Vytvorenie mikroštruktúry je relatívne jednoduché a dobre opakovateľné, preto sa stáva predmetom skúmania v rôznych biotribologických štúdiách.

Cieľom bakalárskej práce je bližšie pochopiť vplyv mikroštruktúry povrchu na mazacie procesy v kontakte implantátu. Na tento účel boli vytvorené štyri rôzne mikroštruktúry testované recipročným tribometrom s možnosťou záznamu trecích a zaťažovacích síl, z ktorých je možné určiť súčiniteľ trenia. Ako mazanie bola použitá modelová synoviálna kvapalina s označeným albumínom. Pod optickým mikroskopom bola zároveň pozorovaná kontaktná oblasť zaznamenávaná vysokorýchlostnou kamerou. Zo snímok bol následne vyhodnotený počet častíc albumínu a ich priemerná veľkosť v porovnaní so vzorkou bez mikroštruktúry. Tento prístup by mohol pomôcť lepšie pochopiť rolu mikroštruktúry v predĺžovaní životnosti.

V konečnom dôsledku by predĺženie životnosti umelej náhrady pomohlo so znížením počtu reoperácií a zároveň by sa zvýšila aj kvalita života pacientov, ktorí trpia kĺbovými ochoreniami.

2 PREHL'AD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

2.1 Charakteristika MTP kĺbu

Prvý metatarzofalangeálny (MTP) kĺb je kľúčovým kĺbom predkolenia pri chôdzi. Je vystavený vysokému zaťaženiu a zohráva dôležitú úlohu pri správnom držaní tela. Aj napriek tomu, že kĺb je z vonku chránený a dobre mazaný synoviálnou kvapalinou, prvý MTP kĺb môže byť vystavený mnohým ochoreniam ako je hallux valgus, hallux rigidus a reumatoidná artritída. Tieto ochorenia môžu nakoniec viesť k nahradeniu prirodzeného kĺbu implantátom. V USA a Spojenom kráľovstve sa ročne uskutoční približne 200 000 a 80 000 operácií bedrového kĺbu. Odhaduje sa, že tieto počty sa do roku 2030 zvýšia približne o 170 % [1]. Inak to nie je ani pri problémoch s malými kĺbmi. Opatrebnie je stále veľkým problémom, ktorý spôsobuje zlyhanie náhrady a obmedzuje dlhodobú výkonnosť najmä u mladších a aktívnejších pacientov, ktorí očakávajú životnosť umelých bedrových kĺbov viac ako 20 rokov. [2] Prvý MTP kĺb je zvyčajne indikovaný pri poslednom štádiu kĺbového ochorenia. Dôležitú úlohu pri rozhodovaní sa medzi artrodézou alebo výkonom kĺbovej náhrady hrá úroveň pohybovej aktivity pacienta. Pokiaľ sa chirurg rozhodne pre kĺbovú náhradu, má na výber silikónový implantát, kovový hemi-implantát, no v súčasnosti najpopulárnejší dvojdielny [3] alebo trojdielny implantát. Rajan a kol. [4] uvádzajú, že trojdielny implantát vykazuje pozitívne mechanické zmeny umožňujúce vyššiu rýchlosť chôdze, dĺžku a kadenciu krokov a zároveň vyššiu životnosť protézy po 15 rokoch 91,5 % (83–100).



Obr. 2-1 Prvý metatarzofalangeálny kĺb [5]

2.2 Materiály MTP náhrad

V posledných rokoch nástupom moderných umelých kĺbov sa prijalo mnoho inovácií vrátane nových biomateriálov a technológií výroby na zlepšenie tribologických vlastností bioimplantátov. K dosiahnutiu požadovanej životnosti by mali byť biomateriály biokompatibilné, aby po implementácii do tela nespôsobovali žiadne alergické reakcie a častice, ktoré vznikli v dôsledku opotrebenia, nespôsobovali komplikácie. Vysoká odolnosť voči opotrebeniu zabezpečí, že biomateriál produkuje čo najmenej častíc opotrebenia. Častice opotrebenia sú nežiadúce kvôli tomu, že pri tvrdých pároch narúšajú oxidačnú vrstvu, ktorá chráni materiál pred koróziou. Pri mäkkých pároch častice opotrebenia zvyšujú opotrebenie polyetylénu, preto v dôsledku nižšej produkcie častíc opotrebenia dokážeme predĺžiť životnosť implantátu. Výrazne je ovplyvnená aj faktom, že znáša 3 až 5-násobok zaťaženia telesnej hmotnosti, preto vhodnými voľbami sú materiály s vysokým modulom pružnosti a vysokou odolnosťou voči únave. Pri aplikácii kovových materiálov a ich zliatin musíme ešte zvážiť, či sú vhodné z hľadiska korózie, nakoľko veľké množstvá iónov uvoľnených do synoviálnej kvapaliny môžu spôsobiť alergické reakcie [6].

2.3 Kombinácie materiálov

Postupným vývojom sa ustanovili materiálové kombinácie, ktoré vykazujú najlepšie výsledky a používajú sa aj v praxi. Jedná sa o kombinácie kov na polyetylén (MoP), kov na kov (MoM), keramika na polyetylén (CoP), keramika na keramiku (CoC) a keramika na kov (CoM) [7]. Tieto kombinácie rozdeľujeme na tvrdé páry (MoM, CoM, CoC) a mäkké páry (MoP, CoP). Náhrady MTP kĺbu a ich možnosti nie sú tak rozšírené ako náhrady bedrového alebo kolenného kĺbu, preto na znázornenie materiálových kombinácií používam obrázky zobrazujúci náhrady bedrového kĺbu (obr. 2-2).



Obr. 2-2 Typy materiálových kombinácií bedrového kĺbu [8]

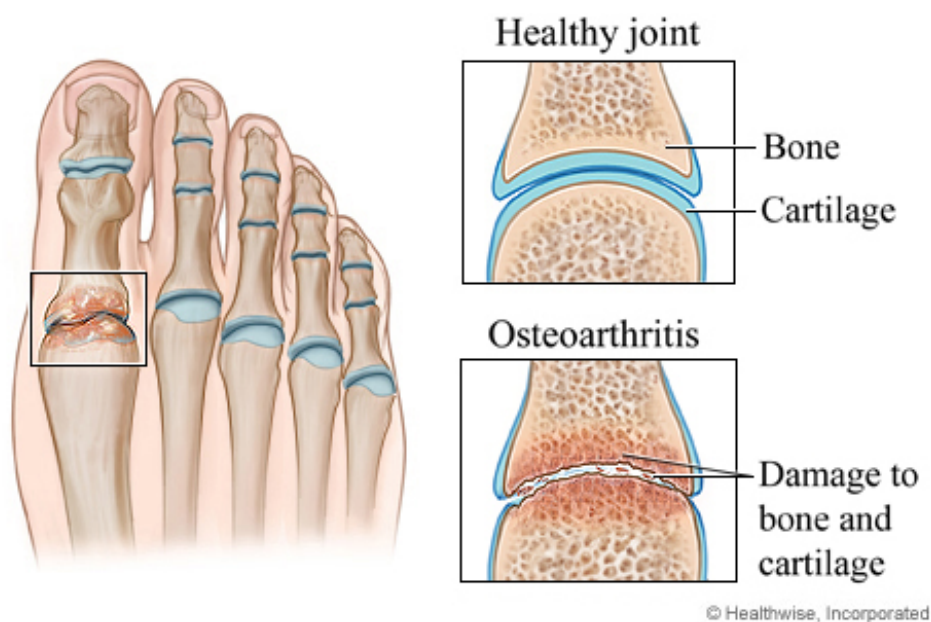
2.3.1 Tvrdé páry

Novým trendom koncom 90-tych rokov bolo používanie bioimplantátov v konfigurácii MoM. Rýchlo si získalo obľubu medzi artroplastickými chirurgmi s tým, že sa viac používali u fyzicky aktívnych mladých pacientov [9]. Náhrady MoM boli zavedené ako alternatíva ku konvenčným náhradám kov na polyetylén (MoP) s cieľom znížiť opotrebenie a zvýšiť životnosť náhrad. Pri analýze stredného opotrebenia MoM a MoP náhrad, MoM náhrady vykazovali opotrebenie 2,34 $\mu\text{m}/\text{rok}$ a MoP náhrady 11,52 $\mu\text{m}/\text{rok}$ [10]. Napriek tomu náhrady MoM začali čoskoro vykazovať katastrofické poruchy v dôsledku alergií na kov. Žiadny materiál v ľudskom tele nie je úplne inertný, preto pri výbere legujúcich prvkov sa musia vyberať prvky, ktoré už v tele existujú aspoň ako stopové prvky. V prípade reaktívnych zliatin je potrebné použiť prvky vysoko odolné voči korózii [9]. V ideálnom prípade by odolnosť proti korózii mala byť taká, aby sa uvoľňovanie kovových iónov z kovového implantátu minimalizovalo aj pri najnáročnejšom zaťažovaní a zostalo na dostatočne nízkej úrovni počas dlhšej doby prevádzky (viac ako 30 rokov). Na nahradenie kosti, ktorá je dostatočne pevná a húževnatá, musia mať biomateriály výrazne lepšie vlastnosti ako kosť. Vlastnosti kovových biomateriálov v porovnaní s kosťou sú zobrazené na obr. 2-3.

Materials	Young's modulus/GPa	Ultimate tensile strength/MPa	Fracture toughness (MPa $\sqrt{\text{m}}$)
CoCrMo alloys	240	900–1540	~100
316L stainless steel	200	540–1000	~100
Ti alloys	105–125	900	~80
Mg alloys	40–45	100–250	15–40
NiTi alloy	30–50	1355	30–60
Cortical bone	10–30	130–150	2–12

Obr. 2-3 Mechanické vlastnosti biomateriálov v porovnaní s kosťou [10]

Neoddeliteľnou súčasťou, ktorú je treba zohľadniť pri voľbe materiálu implantátu je miera opotrebenia, ale zároveň je potrebné posúdiť kĺb z hľadiska typu kontaktu. Kĺby môžeme rozdeliť podľa typu kontaktu na konformné a nekonformné v závislosti od toho, akou veľkou plochou je zaťaženie prenášané. Pri konformnom kontakte bedrových, kolenných a malých kĺbov je zaťaženie prenášané relatívne veľkou plochou. Hlavica guľového tvaru prilieha tesne k miskovitej jamke, takže napätie je rozložené rovnomerne, na rozdiel od nekonformného.



Obr. 2-4 Konformný kontakt zdravého MTP kĺbu a kontakt po poškodení [11]

Takéto mechanické zaťaženia vydržia akékoľvek pevné materiály, vrátane krehkých keramických. Materiály kĺbových náhrad pre konformné povrchy z hľadiska odolnosti voči opotrebeniu sú uvedené na obr. 2-5. Klinicky aplikované kĺbové náhrady pre tvrdé páry sa v súčasnosti vyrábajú v kombináciách keramika na keramiku, CoCrMo na CoCrMo alebo Al_2O_3 na CoCrMo (kategorizované ako tvrdé páry) [9].

Ball and socket	Wearing resistance
Ceramic-on-Ceramic (Al_2O_3 or ZrO_2)	Superior
CoCrMo-on-CoCrMo	Excellent
Al_2O_3 -on-CoCrMo	Excellent
Al_2O_3 on UHMWPE ^a	Excellent
CoCrMo on UHMWPE	Good
Ti6Al4V on UHMWPE	Good
Metal on metal (stainless steels or titanium alloys)	Poor

Obr. 2-5 Porovnanie kontaktu kĺbových plôch pre kĺbovú protetiku z hľadiska odolnosti voči opotrebeniu [8]

2.3.2 Mäkké páry

Vyhovujúcim materiálovým štandardom pre interagujúce povrchy v artroplastike je pre jamku kĺbu UHMWPE, polyetylén s ultravysokou molekulovou hmotnosťou, pretože spája vynikajúcu odolnosť voči opotrebeniu s veľkou lomovou húževnatosťou a biokompatibilitou [12]. Jeho biologická stabilita, vysoká pevnosť, odolnosť voči opotrebeniu, tečeniu a zároveň nízky súčiniteľ trenia prispievajú k jeho použitiu [13].

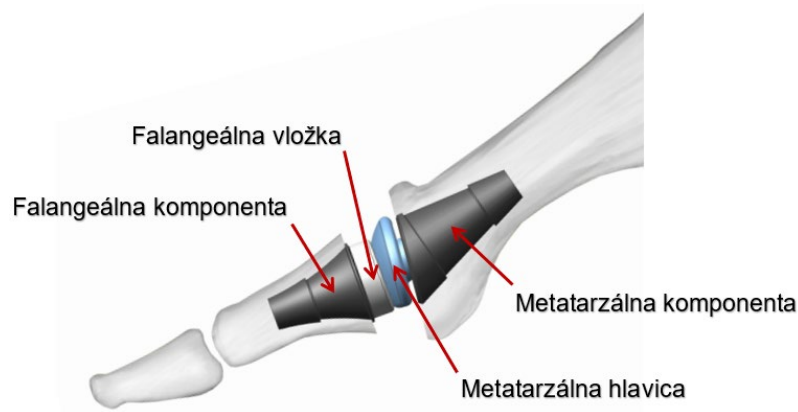
Materiál, ktorý sa používa najčastejšie v kombinácii s UHMWPE pri mäkkých pároch na hlavicu kĺbu je zliatina CoCrMo kvôli vlastnostiam spomínaným v kapitole 2.3.1. Materiály, ktoré sa zväčša používajú ako náhrady prvého metatarzofalangeálneho kĺbu sú zobrazené na obr. 2-6.

Table 1 Summary of different metatarsophalangeal joint implants

Manufacturer	Product	Material	Characteristics
Silastic Implants:			
Wright Medical technology Inc, Arlington, TN	Swanson Flexible Hinge Toe Implant	Flexpan®	U-shaped hinge-square tapered stems-titanium grommets option
Futura Biomedical Corporation, San Diego, CA	LaPorta Great Toe Implant	UltraSIL™	Hourglass hinge – the metatarsal stem is angled 15° in the sagittal plane and 10° in the transverse plane – 60° dorsiflexion – 4 sizes
	Lawrence Great Toe Implant	UltraSIL™	Hourglass hinge – 85° dorsiflexion – 6 sizes
	Primus Flexible Great Toe	UltraSIL™	Anatomic hinge design – 95° range of motion-titanium titanium grommet option.
Metallic Hemi-implants:			
Wright Medical Technology, Inc. Arlington, TN	Swanson Titanium Great Toe	titanium	Smooth articular surface – cementless fixation – 5 sizes
BioPro, Port Huron, MI	Bio-Pro Hemi Implant	cobalt chrome	Thin articular resurfacing plate – porous coated short diamond shaped intramedullary stem – 3 sizes
Futura Biomedical Corporation, San Diego, CA	Metal Hemi Toe	cobalt chrome	Trapezoidal implant face – short trapezoidal titanium coated stem – for use with cement
Two-Component Implants:			
Biomet Inc. Warsaw, IN	Total Toe System	cobalt chrome titanium UHMWP	Cup shape metatarsal component – either all UHMWP or a combination of titanium and UHMWP phalangeal component, 3 sizes
Microaire Surgical Instruments, Charlottesville, VA	Bio-action Great Toe Implant	cobalt chrome titanium UHMWP	Spherical metatarsal component – 10° dorsal slant option – left and right-concave phalangeal side – 2 sizes
Acumed, Inc. Beaverton, OR	Acumed Great Toe Implant	cobalt chrome titanium UHMWP	The metatarsal component has a dorsal flange and 3 sizes. The phalangeal component has 2 sizes and 2 thickness
Kinetikos Medical Inc. San Diego, CA	Kinetik Great Toe Implant	cobalt chrome titanium UHMWP	Grooved surface stems – right or left-oriented metatarsal component – 12° sagittal and 13° transverse angulation – 3 sizes – the phalangeal component has 4 sizes-for use with cement
Osteomed Corp. Addison, TX	Reflexion 1st MPJ Implant	cobalt chrome titanium, UHMWP	Angulated in the transverse and sagittal planes-conical metatarsal stem-press fit design
Moje Ceramic Implants, Petersberg, Germany	Ceramic Toe Implant	Zirconium Oxide-Bioverit®	Convex metatarsal component – 6 sizes – concave phalangeal component – 5 sizes – press-fit design.

Obr. 2-6 Prehľad umelých náhrad prvého MTP kĺbu a používané materiály [2]

Napriek veľmi dobrým vlastnostiam tohto materiálu sú častice opotrebenia polyméru v tele napádané imunitným systémom. To vedie k úbytku kostného tkaniva (osteolýzy), čo môže mať za následok aseptické uvoľnenie náhrady. Snahou je znížiť opotrebenie UHMWPE [14]. Pre zníženie opotrebenia musíme pochopiť mechanizmus, ktorým k opotrebeniu dochádza.

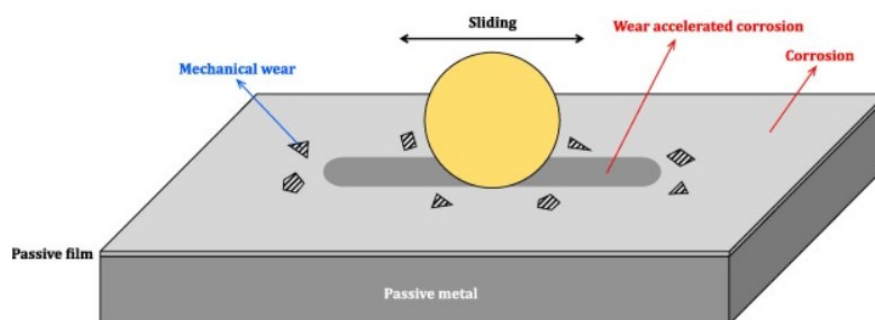


Obr. 2-7 Náhrada MTP kĺbu firmy Prospan [15]

2.4 Mechanizmus opotrebenia

2.4.1 Tvrdé páry

Jedným z hlavných problémov spojených s celkovou náhradou bedrového kĺbu je oddelenie opotrebovaných častíc. Náhrady MoM druhej generácie boli predstavené začiatkom 90-tych rokov minulého storočia a vyrábali sa so zlepšenými vlastnosťami, hlavne s lepšou vôľou [16]. To viedlo k lepšiemu mazaniu v porovnaní s prvou generáciou MoM kĺbov [17] a k 10-ročnej životnosti vo všeobecnosti presahujúcej 90 %. Hlavným problémom daných náhrad však bolo uvoľňovanie materiálu z CoCrMo implantátov. Napríklad u pacientov s kobalchromiovými protézami boli pooperačne zistené zvyšujúce sa koncentrácie Co a Cr v krvi, sére a moči, ako aj nanočastice s veľkosťou od 6 do 834 nm [18], [19], [20].



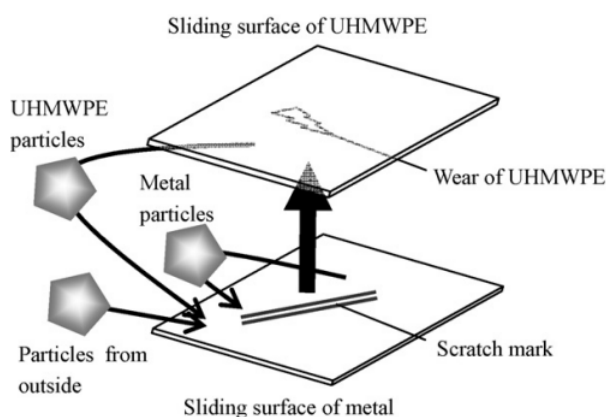
Obr. 2-8 Schéma pasívneho kovu pri podmienkach tribokorózie [21]

Napriek tomu, že tieto zliatiny patria medzi najodolnejšie voči opotrebeniu a korózii, existuje potreba lepšieho pochopenia a kontroly faktorov i mechanizmov riadiacich uvoľňovanie materiálu z CoCrMo implantátov. Skúmanie výsledkov [22], [23] ukázalo, že určujúce mechanizmy degradácie kĺbu MoM sú zložité a závisia od rôznych interakcií medzi mechanickými, chemickými, elektrochemickými a fyzikálnymi parametrami.

2.4.2 Mäkké páry

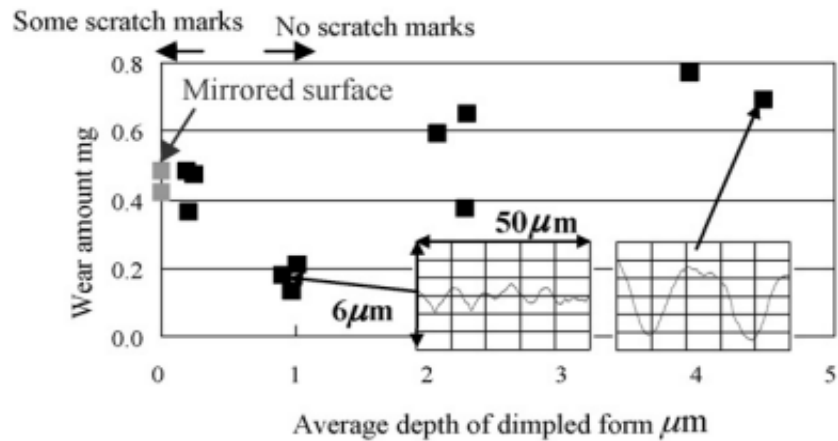
Primárnym faktorom zodpovedným za obmedzenie efektívnej životnosti mäkkých párov je opotrebenie UHMWPE komponentov. Na klznom povrchu umelého bedrového kĺbu, ktorý sa uvoľnil a bol odstránený pri revíznej operácii, boli pozorované škrabance [24]. Domnievame sa, že škrabance na klznom povrchu kovu sú hlavnou príčinou opotrebenia UHMWPE a predpokladáme, že mechanizmus opotrebenia umelého kĺbu je nasledovný (viď obr. 2-9).

Na klznom povrchu kovového komponentu vznikajú škrabance spôsobené vonkajšími alebo opotrebovanými časticami. Tieto škrabance sa zarezávajú do povrchu UHMWPE, a tým sa rýchlota opotrebenia UHMWPE zvyšuje.



Obr. 2-9 Mechanizmus opotrebenia klznej plochy náhrady kĺbu [25]


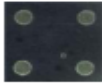



Mechanizmus opotrebenia bol skúmaný pre hladké kovové povrchy, ktoré sú pravdepodobne najvýhodnejšou voľbou pre umelé kĺby. Vzťah medzi charakteristikami kovového klzného povrchu a opotrebením polyetylénu s ultravysokou molekulovou hmotnosťou (UHMWPE) nebol potvrdený ako najlepší. Rovnako aj v nasledujúcej štúdií [26] skúmali mechanizmus opotrebenia UHMWPE a potvrdili, že škrabance spôsobené kĺzavým pohybom po kovovom povrchu sú hlavnou príčinou opotrebenia UHMWPE. Okrem toho použili mikroštruktúrovaný klzný povrch na zníženie opotrebenia UHMWPE. Dvojosím klzným testom dokázali, že životnosť umelých kĺbov možno predĺžiť približne na 35 rokov s použitím mikroštruktúrovaného klzného povrchu s 1 μm hlbokými jamkami.



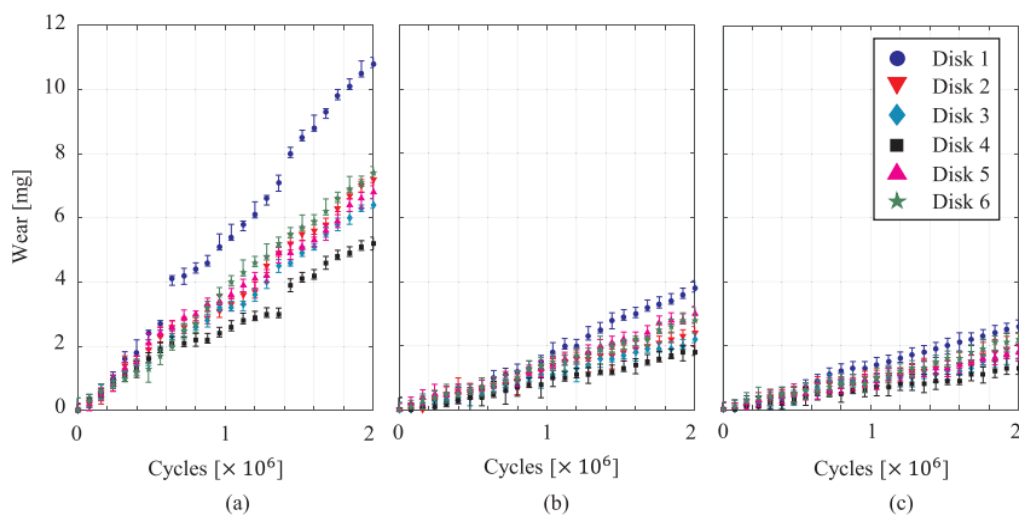
Obr. 2-10 Závislosť hĺbky jamiek na opotrebení UHMWPE [24]

Výsledky ukazujú, že neštruktúrovaný povrch vždy spôsobuje vyššie opotrebenie polyetylénu ako disky s mikroštruktúrou nezávisle od typu polyetylénu [27]. Štruktúra vytvára mikrohydrodynamické ložiská, ktoré stláčajú mazivo medzi pinom a diskom, čím sa mierne zvyšuje hrúbka mazacieho filmu pre konštantné zaťaženie ložiska. Zvýšená hrúbka mazacieho filmu teda znižuje kontakt medzi pinom a diskom, čo následne znižuje trenie a opotrebenie [28] [29] [30] [31].

Table 1
Average kinematic friction coefficient for different microtexture designs and contact pressures.

Texture design	Texture parameters	Max contact pressure [MPa]			
		0.57	0.71	0.90	1.13
300 μm	S_p, ϵ				
	Smooth	0.26	0.29	0.29	0.28
	$S_p=0.05, \epsilon=0.005$	0.12	0.17	0.23	0.29
	$S_p=0.05, \epsilon=0.020$	0.20	0.26	0.28	0.31
	$S_p=0.15, \epsilon=0.010$	0.19	0.21	0.25	0.29
	$S_p=0.20, \epsilon=0.020$	0.16	0.24	0.25	0.29

Obr. 2-11 Priemerný súčiniteľ trenia pre rôzne návrhy mikroštruktúr [28]



Obr. 2-12 Opatrebenie polyetylénu ako funkcia počtu cyklov pre (a) UHMWPE GUR 1050 (b) HXLPE a (c) VEXPE UHMWPE s štruktúrovanými a neštruktúrovanými diskami CoCrMo [27]

V poslednej dobe sa čoraz viac pozornosti venuje možným účinkom tribokorózie, t.j. znehodnocovaniu alebo modifikácii kontaktných kovov v dôsledku súčasného pôsobenia opotrebenia a korózie [32], [33], [34], [35]. Vhodnosť prístupu tribokorózie k degradácii širokej škály biomedicínskych implantátov nedávno ukázali Mathew a kol. [35]. O špecifických problémoch tribokorózie pri celkovej náhrade kĺbu diskutovali Mathew a Wimmer [36].

2.5 Mikroštruktúry

Štruktúrovanie povrchu v implantológii sa začalo skúmať až od roku 2000, kedy Ito a kol. [37] zistili, že miera opotrebenia implantátov s jamkovým vzorom (priemer 0,5 mm; rozstup 1,2 mm; hĺbka 0,1 mm) bola o 68,8 % menšia ako u vzoriek bez štruktúry. Sawano a kol. [26] skúmali tribologický výkon kruhových vzorov s malou hĺbkou (približne 1 μm) a zistili 57,1 % zníženie opotrebenia ako pri vzorkách bez štruktúry. Pozitívny tribologický výkon kruhových obrazcov s rôznym pomerom strán a plošnou hustotou bol pozorovaný aj v iných prácach [31], [27].

2.5.1 Hustota pokrytia

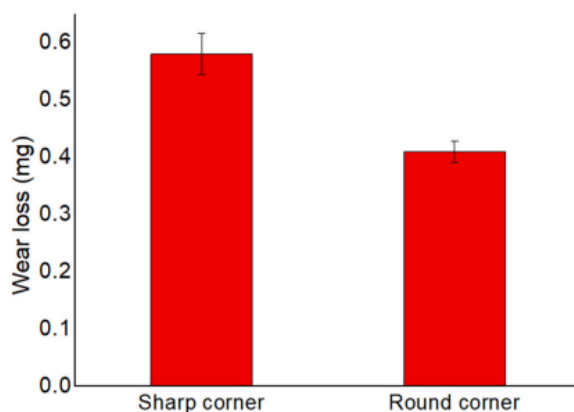
[38], [39] Choudhury a kol. zistili, že pri mikroštruktúre jamiek dostali najlepšie výsledky s hustotou mikroštruktúry 15-20 %. Z daných dvoch štúdií je zrejmé, že existuje ideálna hustota mikroštruktúry, pri ktorej dosiahneme maximálnu redukciu súčiniteľa trenia. V prípade hustoty jamiek 30 % štruktúrovanej AJM (Abrasive jet machining) aj LBM (Laser beam machining), mazaných morovým olejom boli súčinitele trenia o niečo vyššie ako súčinitele pre vzorku bez jamiek [40]. Predpokladá sa, že je to spôsobené skutočnosťou, že plocha povrchu, ktorú zaberajú jamky sa zväčšuje s hustotou jamiek. Skutočná kontaktná plocha sa znižuje, čo vedie k zvýšeniu skutočného kontaktného tlaku na klznom rozhraní, čo má negatívny vplyv na trecie vlastnosti.

2.5.2 Veľkosť (priemer)

Jamky s väčším priemerom majú lepšiu schopnosť uchovávať mazivo, zatiaľ čo viac malých jamiek rovnomerne rozložených na kontaktnej ploche môže poskytnúť rovnomernejší prívod maziva cez celú oblasť kontaktu [41].

2.5.3 Geometria

Ďalším parametrom, ktorý výrazne ovplyvňuje výslednú funkciu mikroštruktúry je geometria, nakoľko vzor s ostrými rohmi môže prispieť k závažnému javu vzájomného zapadnutia v bioimplantáte CoCrMo na UHMWPE. Vzájomný efekt vedie k silnej koncentrácii napätia a abrazívnemu opotrebeniu dvoch telies v polymérovom pine. Ďalšie výsledky experimentov naznačili, že jav vzájomného zapadnutia, ktorý nastáva na UHMWPE pine by sa mohol výrazne znížiť, keď sa spája so štruktúrovaným CoCrMo so vzorom, ktorý má zaoblené rohy. Z toho vyplýva, že mikroštruktúra okrúhlych tvarov je výhodnejšia ako hranaté tvary mikroštruktúry, pričom hrany pôsobia ako koncentrátoři napätia [42].



Obr. 2-13 Mechanické vlastnosti biomateriálov v porovnaní s kosťou [10]

Hladké piny UHMWPE v kontakte so štruktúrovanými diskami CoCrMo použili Sawano a kol. a určili, že 1 μm je optimálna hĺbka štruktúry na hromadenie častíc z opotrebenia. Hĺbka štruktúry menšia ako 1 μm nedokázala nahromadiť dostatok úlomkov opotrebenia na ochranu povrchu pred abrazívnym opotrebením a štruktúrované prvky hlbšie než 1 μm vykazovali nerovnosti medzi štruktúrovanými prvkami, ktoré poškriabali povrch UHMWPE [26]. Voľba hĺbky mikroštruktúry nie je uzavretou kapitolou, nakoľko pri rôznych tribologických testoch sa hĺbka menila v závislosti na zaťažení a technológii, ktorou bola vyrobená od 0,25 μm do 1000 μm [43].

2.5.4 Rozloženie mikroštruktúry

Okrem tvaru, veľkosti, hĺbky a plošnej hustoty vzoru sa skúmalo aj rozloženie vzoru štruktúry na bioimplantáte. Výsledky ukázali, že vzor so štvorcovým rozložením môže poskytnúť najlepší tribologický výkon [38].

Protéza MoM so štvorcovým rozložením jamiek priniesla významné zníženie trenia o 24 % a 35 % v porovnaní s protézami Brown a Zimmer MoM bez jamiek. Zodpovedajúce zníženie trenia pre protézu MoM s trojuholníkovým rozložením jamiek bolo 19 % a 30 %. Zlepšené formovanie filmu bolo hlavnou hnacou silou pozorovaného zníženia trenia.

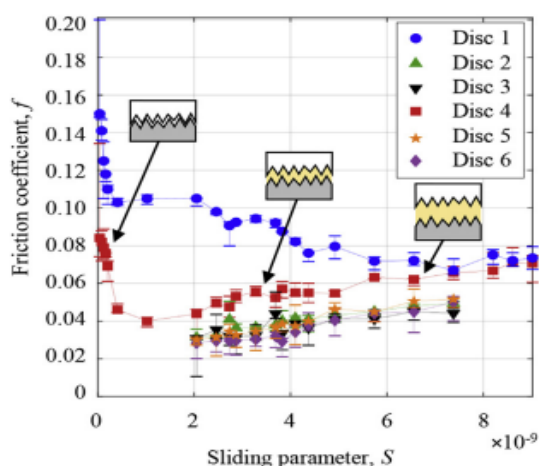
2.6 Mazanie

2.6.1 Mäkké páry

Zmenu mazacích režimov pri zmene hustoty a pomeru hĺbky k šírke mikroštruktúry skúmali v práci A. Borjali a kol. [44]. Prišli na to, že súčiniteľ trenia sa v závislosti na klznom parametri mení podľa Stribeckovej krivky (obr.2-14).

Režim mazania pre neštruktúrovanú vzorku bol medzný/zmiešaný. Pre štruktúrované vzorky bol režim mazania elastohydrodynamický/hydrodynamický. Pri neštruktúrovanej vzorke je zaťaženie nesené tlakom vo filme a kontaktom pinu a disku, pri štruktúrovaných vzorkách je zaťaženie úplne nesené tlakom v mazacom filme, pričom súčiniteľ trenia je závislý len od šmykového napätia vo filme.

Keď zvýšime klzný parameter (vyššia frekvencia cyklov, nižší kontaktný tlak) pri neštruktúrovanej vzorke sa tiež zmení režim mazania na elastohydrodynamický/hydrodynamický. Pri zvýšení klzného parametru pri štruktúrovanej vzorke sa zvýši súčiniteľ trenia kvôli šmykovému napätiu v mazive. Disk 4 s plytšou mikroštruktúrou má najlepší vplyv na hrúbku mazacieho filmu. Práca dokazuje, že vytvorenie mikroštruktúry na povrchu implantátu vie zmeniť režim mazania z medzného/zmiešaného na elastohydrodynamický/hydrodynamický, ktorý je z hľadiska dlhej životnosti implantátu výhodnejší.



Obr. 2-14 Súčiniteľ trenia medzi polyetylénom a neštruktúrovaným diskom 1 a štruktúrovanými diskami 2-6 v závislosti na klznom parametri [42]

2.6.2 Tvrdé páry

Pri tvrdých pároch nie sú experimentálne metódy rovnako zastúpené ako pri mäkkých pároch. Výskum viacerých autorov sa zamerail na využitie numerických modelov. Prvý model vytvoril Gao a kol. [45]. Vymodeloval náhradu bedrového kĺbu v konfigurácii MoM. Mikroštruktúra bola simulovaná v kľudovom režime na hlavici, jamke, na oboch komponentoch súčasne, ale aj pri podmienkach zodpovedajúcich chôdzi. Výsledky potvrdili zlepšenie mazacích vlastností.

Pomocou využitia modelu sa k problematike mazania postavili aj Cao a kol. [46]. Vo svojej práci vytvorili tribokoróznny model, ktorý veľmi dobre zodpovedal výsledkom opotrebenia získaných z tribometrov.

Avšak Myant a kol. [47], ktorí vo svojej práci skúmali formovanie mazacích filmov v MoM náhradách prišli k záveru, že popis mazania implantátov klasickými mechanizmami formovania mazacieho filmu je príliš zjednodušený. Za dôležitý považujú mechanizmus, keď sa kvapaliny obsahujúce proteíny zhlukujú do fáz s vysokou viskozitou pri šmykovom toku a sú strhávané do kontaktnej oblasti.

Choudhury a kol. [48] rovnako poukazujú na skutočnosť, že v numerických modeloch vystupuje bovinné sérum. Je to jedno z najpoužívanejších mazív pre simuláciu kĺbovej synoviálnej kvapaliny ako Newtonovská kvapalina, teda tieto modely neuvažujú zhlukovanie a adsorbovanie proteínov. Mazací film je reálne hrubší než v numerických modeloch, a to z dôvodu ne-Newtonovských vlastností bovinného séra [48].

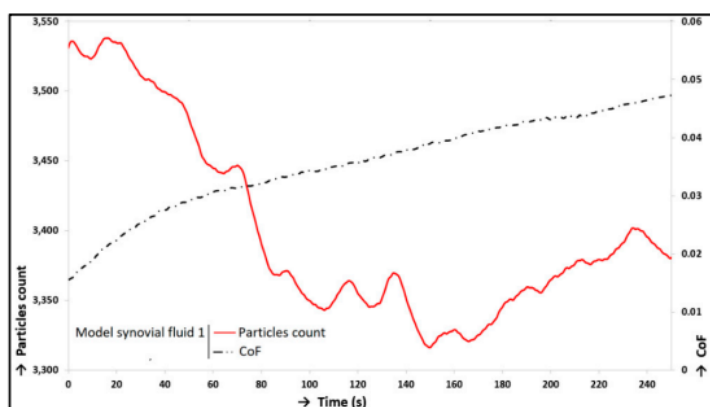
2.6.3 Synoviálna kvapalina

Na zníženie opotrebenia kĺbových povrchov boli vyvinuté nové materiály a povrchové úpravy. Všetky inovácie sa však musia pred implantáciou u ľudí dôkladne otestovať. Pre každé zariadenie používané na otestovanie odolnosti voči opotrebeniu je nevyhnutné definovať pracovné parametre [49], [50].

Jedným z najdôležitejších parametrov je vhodná mazacia kvapalina. Hlavnými zložkami ľudskej synoviálnej tekutiny (SF) sú sérový albumín, γ -globulín, fosfolipidy (PL) a kyselina hyalurónová (HA), ktoré môžu mať významný vplyv na vlastnosti trenia a opotrebenia kĺbov [51], [52]. Na základe štúdie [53] sa dozvedáme, že albumín je v najväčšej miere zastúpenou zložkou.

Mnoho prác sa zameriava na mazanie z pohľadu súčiniteľa trenia alebo opotrebenia. Štúdií, ktoré by dokumentovali vizualizáciu kontaktu je už menej.

Meranie trenia so súčasnou vizualizáciou kontaktu chrupavky vo svojej práci spojili Čípek a kol., čo pomohlo lepšie pochopiť procesy lubrikácie chrupavky [54]. Nezaťažený resp. zaťažený kontakt vykazoval klesajúci trend v počte častíc v kontakte, čo poukazovalo na vytekание maziva z kontaktu. Proteín albumín zohrával hlavnú úlohu pri lubrikácii a vytváral v kontakte stabilný mazací film. Bola naznačená súvislosť medzi stúpajúcim trendom trenia a trendom počtu častíc albumínu.



Obr. 2-15 Súvislosť súčiniteľa trenia a počtu častíc v čase [52]

V danej práci sa zároveň dozvedáme, že v mazacom filme sa vytvárajú zhluky γ -globulínu a albumínu. Zhluky γ -globulínu boli z kontaktu vyplavené rýchlejšie ako zhluky albumínu, čo znamená, že lubrikačný film je tvorený prevažne zhlukmi albumínu a je zároveň stabilnejší [54]. Podobné výsledky boli prezentované aj v práci [55], kde bolo použité iné zloženie synoviálnej kvapaliny.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE

3.1 Analýza problému

Výmena opotrebovaných kĺbov sa stala súčasťou života mnohých ľudí. Z dostupnej literatúry vidíme, že počet ľudí s kĺbovou náhradou stále stúpa a zároveň so stúpajúcou dĺžkou života sa predpokladá, že sa tento trend nebude nijako meniť. Problémom však je, že umelé náhrady majú obmedzenú životnosť v intervale od 10 do 20 rokov. Takto nízka životnosť je nedostačujúca hlavne pre mladšiu časť populácie u ľudí s aktívnym životným štýlom, ktorí budú musieť podstupovať reoperáciu. Dôvodom na reoperáciu je zlyhanie náhrady. K jedným z najčastejších zlyhaní kĺbových náhrad patrí infekcia, aseptické uvoľnenie a opotrebenie povrchu náhrady.

V tejto práci sa bude venovať pozornosť hlavne redukcii opotrebenia, ktoré vzniká kontaktom povrchov náhrady pri zvýšenom trení a nedostatočnom mazaní. V rešerši sme sa oboznámili s hlavnými mechanizmami opotrebenia, ktorými pri tvrdých pároch je uvoľňovanie častíc CoCrMo a pri mäkkých pároch opotrebenie UHMWPE.

Ako jedno z doteraz najlepších dostupných riešení sa ukázalo štruktúrovanie povrchu implantátu, ktoré vieme nájsť v rôznych strojárskych komponentoch. Mikroštruktúrovanie povrchu sa ukázalo ako potenciálny úspešný nástroj na redukcii opotrebenia aj pri kĺbových náhradách, či už mäkkých alebo tvrdých párov. Mikroštruktúra a jej časti fungujú ako rezervoáre maziva a zároveň pomáhajú pri zachytávaní častíc opotrebenia, lokálne zvyšujú hydrodynamický tlak a zvyšujú hrúbku mazacieho filmu, čím efektívne chránia povrchy implantátu pred ich kontaktom. Mechanizmy, ktoré vznikajú za pomoci mikroštruktúry sa ukazujú ako vhodný nástroj na predĺženie životnosti kĺbov.

Nie všetky mikroštruktúry však vykazujú požadované výsledky. Pri nesprávnej voľbe parametrov, akými sú napr. hustota pokrytia plochy zvyšujúca kontaktný tlak, môžeme dostať vyššie hodnoty súčiniteľa trenia ako pri vzorke bez štruktúry kvôli spomínanému zvýšeniu kontaktného tlaku. Rešeršou sme sa dozvedeli, že vplyv parametrov mikroštruktúry na výsledky je v zostupnom poradí nasledovný: hustota plochy, veľkosť (priemer), geometria, hĺbka a rozloženie štruktúry.

Množstvo prác sa zaoberá vplyvom mikroštruktúr na súčiniteľ trenia a opotrebenia povrchov používaných materiálov, avšak zásadným poznatkom je pochopenie vplyvu mikroštruktúry na mazacie procesy v kontakte.

V rešerši sme sa dozvedeli dôležitosť voľby správnej mazacej kvapaliny, nakoľko nie každá kvapalina simuluje mazacie procesy ľudského kĺbu. Najvýraznejšiu rolu v tvorbe mazacieho filmu má albumín, a preto je jedným z kľúčových poznatkov pochopenie jeho vplyvu na tvorbu mazacieho filmu. Cieľom práce je pozorovanie kontaktu s mikroštruktúrou pre tvrdé a mäkké páry pomocou fluorescencie a jej vplyv na agregovanie albumínu, nakoľko lubrikačný film je tvorený prevažne zhlukmi albumínu.

3.2 Cieľ práce

Hlavným cieľom práce je posúdiť vplyv vybraných mikroštruktúr na tvrdých a mäkkých povrchoch, na vývoj koeficient trenia a formovanie albumínu v kontaktnej oblasti.

Vedľajšie ciele bakalárskej práce:

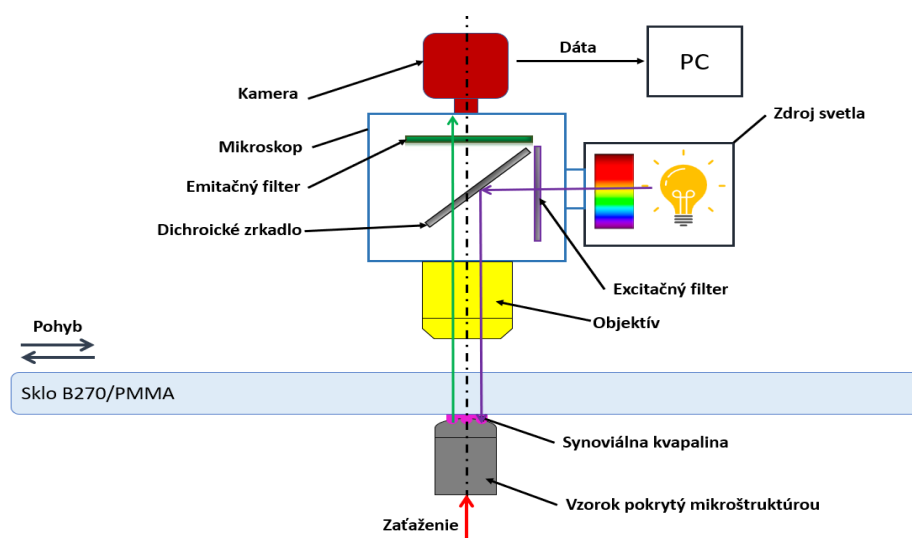
- vytvoriť prehľad publikácií pojednávajúcich o problematike vplyvu mikroštruktúry na mazacie procesy,
- realizovať mikroštruktúry na CoCrMo vzorkách vrátane analýzy,
- navrhnúť kinematické podmienky odpovedajúce MTP kĺbu,
- testovať vzorky s cieľom získať hodnotu koeficientu trenia a fluorescenčného pozorovania albumínu v kontakte,
- interpretovať získané dáta.

4 MATERIÁL A METÓDY

Meranie súčiniteľa trenia bolo vykonané pomocou recipročného tribometra s možnosťou zaznamenávania trecích a zaťažovacích síl v konfigurácii pin na disk. Tribometer bol umiestnený pod optickým mikroskopom založeným na fluorescenčnej mikroskopii (Nikon, Eclipse NI, Minato, Tokyo, Japan), čo nám umožňovalo pozorovať albumín v kontaktnej oblasti a následne dané pozorovania analyzovať zo záznamu vysokorýchlostnej kamery. Pre spracovanie získaných dát súčiniteľa trenia bol použitý program MS Excel a priemer bol zvolený ako hodnota reprezentujúca súbor hodnôt. Počet hodnôt, z ktorých bol priemer počítaný, sa pohyboval v intervale 830 – 1782. Na vyhladenie kriviek a vytvorenie trendov bol použitý kľzavý priemer. Andor SOLIS a Protein detector boli použité pre vyhodnotenie albumínu v kontakte. Rovnaké programy boli použité aj v práci Čípka a kol. [54]. Detailnejší popis spracovania dát je uvedený v kapitole 4.2.5.

4.1 Tribometer

Meranie súčiniteľa trenia bolo vykonané pomocou tribometra v konfigurácii pin na disk, ktorý je zobrazený na obr. 4-1. Vzorka z materiálu CoCrMo vykonáva recipročný pohyb proti statickej sklenenej doštičke z optického skla B270 alebo PMMA, čím simulujeme zjednodušený model synoviálneho kĺbu. Toto usporiadanie umožnilo vizualizáciu kontaktnej plochy fluorescenčným optickým systémom v kombinácii s vysokorýchlostnou kamerou. Komora so vzorkou bola zaplavená synoviálnou kvapalinou, ktorá bola zahrievaná na teplotu ľudského tela. Zaťaženie bolo aplikované cez vzorku. Merací systém bol vybavený dvomi jednobodovými tenzometrickými snímačmi, ktoré zaznamenávali zaťažovacie a trecie sily, z ktorých sme vypočítali súčiniteľ trenia.



Obr. 4-1 Schéma tribometru [56]

4.1.1 Fluorescenčná mikroskopia

Na skúmanie tvorby mazacieho filmu bola použitá optická metóda založená na princípe fluorescencie. Je známe, že fenomén fluorescencie je dôsledkom nasledujúcich krokov:

- Excitácia: Fotón je excitovaný vonkajším zdrojom svetla, ktorý je absorbovaný fluorofórom obsiahnutým v mazive.
- Perióda excitovaného stavu: Toto obdobie trvá veľmi krátko, zvyčajne medzi 1 a 10 ns. Počas tejto fázy dochádza k čiastočnému rozptylu energie, takže vzniká fluorescenčná emisia.
- Emisia: V dôsledku disipácie energie počas periódy excitovaného stavu emitovaný fotón vykazuje nižšiu energiu sprevádzanú emisiou žiarenia s vyššou vlnovou dĺžkou. Rozdiel v excitácii a emisii je známy ako Stokesov posun, ktorý v skutočnosti umožňuje oddeliť excitáciu a emisiu; preto je možné určiť výtlačok fluorescencie [57], [58].

Hlavnou výhodou fluorescenčnej metódy je, že je veľmi účinná v porovnaní s inými konvenčnými metódami zavedenými na skúmanie tvorby filmu. Je to spôsobené princípom merania, pretože metóda vyhodnocuje skutočné množstvo maziva prítomného medzi dvoma povrchmi [59]. To umožňuje použiť PMMA komponent, ktorého povrch je slabo reflexný; preto nemožno použiť optickú interferometriu vyžadujúcu vysokú odrazivosť. Navyše polyméry sú zvyčajne nevodivé, čo znemožňuje použitie metód založených na zmene určitej elektrickej veličiny [60]. Okrem toho fluorescenčná mikroskopia umožňuje označiť konkrétne zložky synoviálnej kvapaliny, takže je možné objasniť ich úlohu v procese mazania.

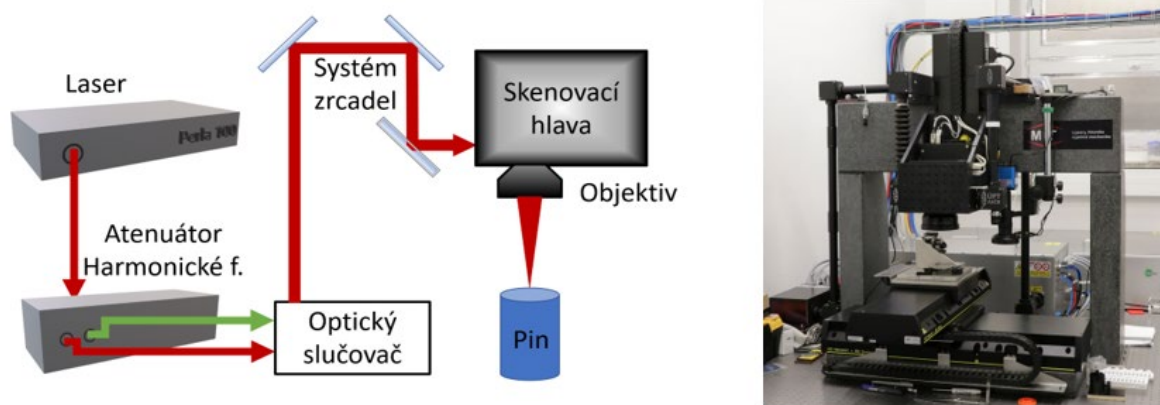
4.2 Vzorky

4.2.1 Výroba mikroštruktúry

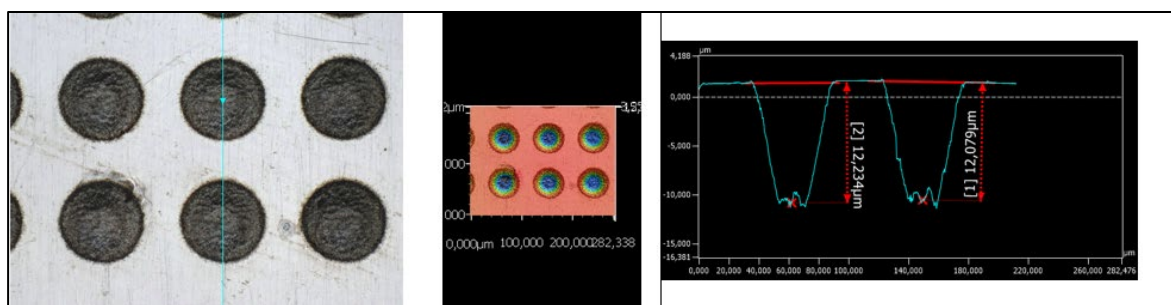
Štruktúry na testovacie piny boli vytvorené pomocou laserového mikroobrábania pikosekundovým laserom. Pri využití obrábania ultrakrátkymi pulzami dochádza iba k minimálnemu tepelnému ovplyvneniu materiálu. Odobraný materiál je možno veľmi jednoducho odstrániť bez poškodenia pôvodného povrchu bez štruktúry. K obrábaniu bol použitý laser Perla 100 (Hilase) na pracovisku laserového mikroobrábania ÚPT AV ČR. Tento laserový systém pracuje so základnou vlnovou dĺžkou 1030 nm pri dĺžke pulzu 1 ps a opakovacou frekvenciou 60 kHz. Maximálna energia pulzu je 1 mJ (priemerný výkon 60 W), výstupný výkon laseru je riadený pomocou atenuátora.

Laserový systém je vybavený aj generátorom vyšších harmonických frekvencií (2. 515 nm a 4. 258 nm). Laserový zväzok ($\varnothing 10$ mm) je následne vedený cez systém zrkadiel do skenovacej hlavy Intelliscan 14 (Scanlab) umiestnenej na posuve osy Z. Zaostrenie je uskutočnené pomocou telecentrického f-theta objektívu s efektívnou ohniskovou vzdialenosťou 100 mm na vzorke. Priemer laserového spotu je 20 μm . Vzorka je umiestnená na posuvnom stolci (X-Y), prípadne môže byť využitá aj rotačná os (obr. 4-2).

Štruktúrovanie prebiehalo pri priemernom výkone 72 mW (hustota energie 0,38 $\text{J}\cdot\text{cm}^{-2}$). Štruktúra bola zhotovená pohybom zväzku po špirálovej trajektórii rýchlosťou až 400 $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$, jednotlivé hĺbky boli dosiahnuté vhodným počtom opakovaní základnej trajektórie (4-15). S ohľadom na technologické možnosti zariadenia bola guľová plocha rozdelená do vrstiev o hrúbke 0,05 mm tak, aby bola dosiahnutá rovnomerná hĺbka jednotlivých jamiek.



Obr. 4-2 Schéma a obrázok mikroobrábacej stanice (realizované ÚPT AV ČR)

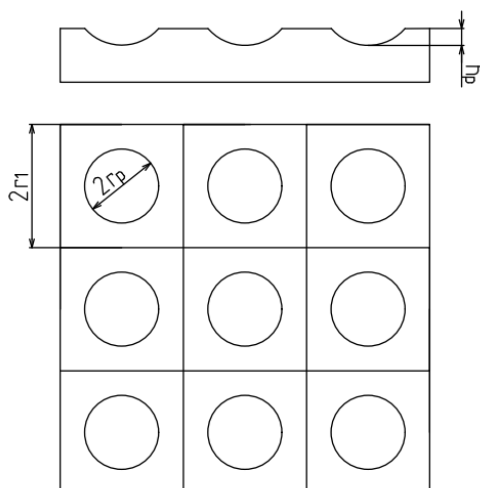


Obr. 4-3 Zobrazenie mikroštruktúry pomocou profilometru (realizované ÚPT AV ČR)

4.2.2 Parametre mikroštruktúry

Voľba parametrov mikroštruktúry bola inšpirovaná prácou Chyr A. [28], v ktorej bol vypracovaný matematický model na určenie ideálnej hustoty pokrytia plochy a pomeru hĺbky a priemeru jamky. Ideálne hodnoty hustoty pokrytia sa nachádzajú v intervale 5–20 %, nakoľko zvyšovaním pokrytia plochy sa zároveň znižuje kontaktná plocha, čo má za následok zvýšenie kontaktného tlaku náhrady.

Vzorce pre výpočet hustoty pokrytia a pomeru resp. pomeru hĺbky a priemeru sú uvedené v rovniciach (1), (2).



Obr. 4-4 Kótovanie rozmerov mikroštruktúry

Výpočet hustoty pokrytia mikroštruktúrou:

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

Kde S_p je hustota pokrytia mikroštruktúrou, $2r_p$ je priemer jamky, $2r_1$ je rozstup.

Výpočet pomeru hĺbky a priemeru jamky:

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

Kde ε je pomer hĺbky a priemeru jamky, h_p je hĺbka jamky a $2r_p$ je priemer jamky.

Tab. 4-1 Parametre mikroštruktúr

Mikroštruktúra	Hustota pokrytia S_p	Hĺbka jamky	Pomer hĺbky a priemeru ε
1	5 %	3,5 μm	0,07
2	12 %	6,0 μm	0,12
3	19 %	9,0 μm	0,19
4	25 %	12,0 μm	0,25

4.2.3 Materiál vzoriek a mazanie

Pre experiment boli zvolené materiály na základe rešerše, konkrétne pin CoCrMo s rádiom 15 mm od firmy Prospan. Ako druhý materiál kontaktu bolo zvolené optické sklo B270 a PMMA z dôvodu možnosti pozorovania kontaktnej oblasti. Na mazanie bola použitá modelová synoviálna kvapalina, ktorej zloženie korešponduje so zložením fyziologickej synoviálnej kvapaliny. Zloženie modelovej synoviálnej kvapaliny je uvedené v tab. 4-2. Hovädzí sérový albumín (prášok, $\geq 96\%$; A2153, Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA) bol označený rodamín-B-izotiokyanátom (283924, Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA), všetky ostatné zložky boli zmiešané bez farbiva. Proteínový roztok ďalej obsahoval Y-globulín z hovädzej krvi (prášok, $> 99\%$; G5009, Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA) a HA s molekulovou hmotnosťou 1000 kDa. Všetky tieto zložky boli zmiešané v roztoku PBS. Dané mazivo na vzduchu degraduje, preto boli vzorky lubrikantov skladované pri teplote $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a rozmrazené tesne pred experimentom. Objem komory naplnenej mazivom bol 14 ml. Pre každý experiment bola použitá nová synoviálna kvapalina.

Tab. 4-2 Zloženie synoviálnej kvapaliny [51]

Mazivo	Albumín (mg/mL)	γ – globulín (mg/mL)	HA (mg/mL)	Fosfolipidy	Označená zložka
Synoviálna kvapalina	26,3	8,2	0,82	0,35	Albumín

4.2.4 Zaťaženie

Zaťaženie bolo stanovené pomocou Hertzovej teórie kontaktného tlaku. Kontakt v MTP kĺbe je konformný, čo znamená, že sila v kontakte pôsobí na veľkú plochu, a tým vytvára malý kontaktný tlak. Merania kontaktného tlaku v prvom MTP kĺbe boli prevedené v práci Morgan a kol. [61] pomocou technológie TekScan – tlakového mapovania a metódy konečných prvkov pre dva typy nôh. Maximálny zmeraný kontaktný tlak experimentom bol 5,9 MPa a metódou konečných prvkov 7,7 MPa. Naše testovacie zariadenie využíva test v konfigurácii pin na disk, ktorého kontakt je nekomformný – sila pôsobí na malú plochu – veľký kontaktný tlak. Z tohto dôvodu je potrebné prepočítať vhodnú silu, ktorá vyvolá rovnaký kontaktný tlak, aký je pri konformnom kontakte. Na takto nízky kontaktný tlak by sme pre kontakt CoCrMo na PMMA potrebovali silu 0,04 N a pre CoCrMo na sklo B270 by sila musela byť ešte nižšia.

Testovacie zariadenie má spodný limit 0,1 N, z toho dôvodu volíme pre obidve materiálové kombinácie najnižšie možné zaťaženie 0,1 N. Výpočet kontaktných tlakov je uvedený v rovniciach (3) a (4). Všetky merania boli robené pri rovnakých podmienkach, ktoré sú uvedené v tab. 4-3.

Tab. 4-3 Podmienky experimentu

Zaťaženie	Rýchlosť	Cyklus	Celková dĺžka	Počet cyklov	Trvanie	Teplota
0,1 N	10 mm/s	20 mm	1200 mm	60	2 min	37 °C

Tab. 4-4 Materiálové charakteristiky

Materiál	Youngov modul	Poissonov pomer
CoCrMo	241 GPa	0,29
Sklo B270	62 GPa	0,22
PMMA	3,8 GPa	0,38

Výpočet polomeru kontaktnej oblasti:

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

Kde F je zaťažovacia sila, $\mu_{1,2}$ sú hodnoty poissonovho pomeru a $E_{1,2}$ sú hodnoty Youngovho modulu a d je dvojnásobok rádiusu plochy pinu.

Výpočet maximálneho kontaktného tlaku:

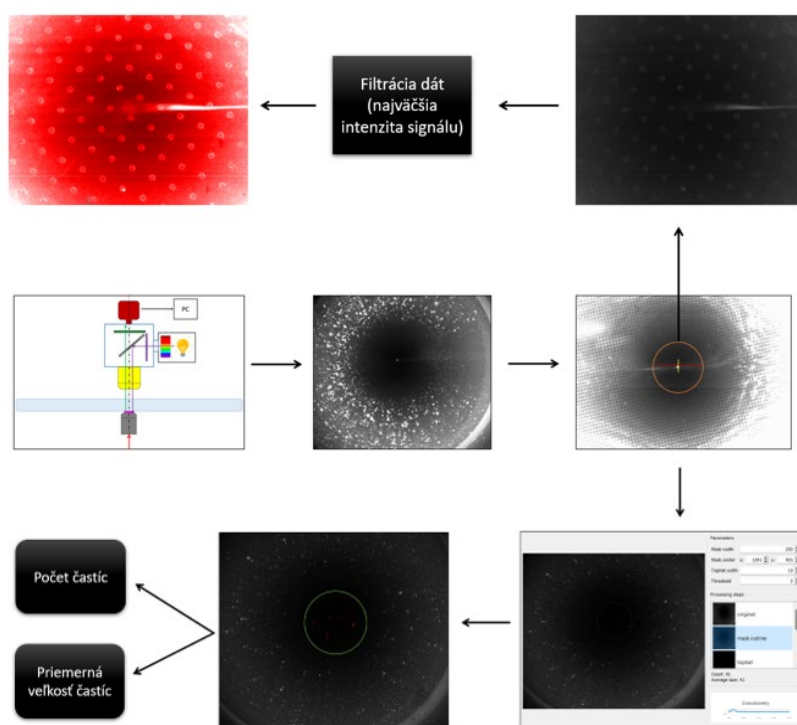
$$p_{max} = \frac{3F}{2\pi a^2} \quad (4)$$

Po dosadení sily, materiálových charakteristík a priemeru 30 mm (rádius testovaného pinu – 15 mm) dostávame kontaktný tlak 61,7 MPa pre materiálovú dvojicu CoCrMo na sklo B270 a 11,8 MPa pre dvojicu CoCrMo/PMMA.

4.2.5 Spracovávanie a vyhodnocovanie dát

Výsledkom experimentov boli zaznamenané zaťažovacie, trecie sily a zábery kontaktnej oblasti z kamery. Spracovávanie dát bolo rozdelené na dve samostatné časti. Prvá časť bola spracovávanie súčiniteľa trenia pomocou MS Excel a MATLABU. Po odfiltrovaní dát trecej a normálovej sily, ktoré mali nulové hodnoty kvôli predzaťaženiu snímača a hodnôt, ktoré sa výrazne odlišovali od nami zvoleného zaťaženia 0,1 N. Následne bolo možné vypočítať súčiniteľ trenia. Druhá časť spracovania sa týkala záznamu z vysokorýchlostnej kamery a vyhodnocovania snímok s označeným albumínom. Prvým krokom bol export snímok vytvorených zo záznamu z vysokorýchlostnej kamery. Výsledné rozlíšenie snímok bolo 2560 x 2140 pixelov, veľkosť pixelu pri použití objektívu s dvojnásobným zväčšením bola 3,75 μm . Jednotlivé snímky spracováva špeciálne navrhnutý softvér (Protein detector) [54], ktorý odfiltroval pozadie každého záberu a zvýraznil body s vyššou intenzitou signálu. Body s vyššou intenzitou signálu znázorňujú označený albumín v lubrikante.

Schéma (obr. 4-5) zobrazuje vyhodnocovanie záznamu z vysokorýchlostnej kamery v dvoch vetvách. Na získanom obrázku bola detekovaná kontaktná oblasť (oranžová kružnica) potrebná pre obidve vetvy vyhodnocovania. Prvá vetva zobrazuje získanie výsledného snímku po nájdení správnych parametrov a úprave v programe Andor SOLIS. Druhá vetva zobrazuje prostredie Proteín detektoru, do ktorého boli nastavené súradnice stredu kontaktnej oblasti. V zelenej kružnici je možné vidieť detekované proteíny označené červenou farbou. Výstupom je počet častíc a ich priemerná veľkosť. Detailnejší popis zariadenia a vyhodnocovania je možné nájsť v daných článkoch [54], [62].



Obr. 4-5 Schéma vyhodnocovania záznamu z vysokorýchlostnej kamery

5 VÝSLEDKY

V prvej časti experimentu bol pozorovaný vplyv mikroštruktúry na súčiniteľ trenia za pomoci recipročného tribometra. Testovaná bola vzorka bez štruktúry a štyri vzorky s mikroštruktúrou, ktoré sú zhodné pre druhú a tretiu časť experimentu. Získané hodnoty z troch za sebou idúcich meraní sú reprezentované priemernou hodnotou, nakoľko súčiniteľ trenia v čase nevykazoval určitý trend. Pre zobrazenie rozloženia hodnôt je použitá smerodajná odchýlka.

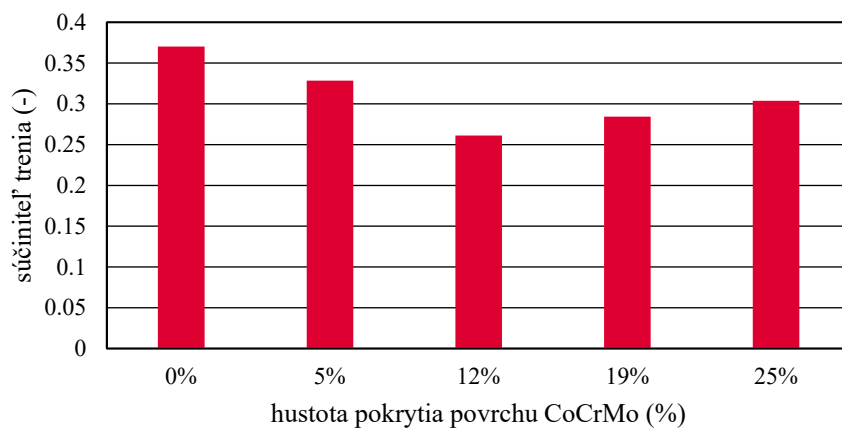
Druhou časťou experimentu bola vizualizácia kontaktu pomocou fluorescencie. Prezentované sú trendy pokrytia kontaktnej plochy albumínom, pričom pod grafmi je zároveň zachytená a vyznačená kontaktná oblasť v časových intervalech 20 sekúnd. Vykonané boli opäť tri experimenty o dĺžke 120 sekúnd. Všetky tri merania pri rovnakých podmienkach vykazovali podobné trendy pokrytia kontaktnej plochy, preto je prezentovaný len úsek o dĺžke 120 sekúnd.

V tretej časti budú prezentované trendy počtu častíc a ich priemerná veľkosť v čase, ktoré boli získané vysokorýchlostnou kamerou a následne spracované. Pre trendy bol využitý kľzavý priemer, z tohto dôvodu je graf trendov kratší o určitý časový úsek. Zobrazený je opäť časový úsek 120 sekúnd, nakoľko trendy v troch meraniach boli podobné.

5.1 Súčiniteľ trenia

Grafy 5-1 a 5-2 zobrazujú priemernú hodnotu súčiniteľa trenia. Konkrétne hodnoty a percentuálny rozdiel súčiniteľa trenia voči vzorke bez mikroštruktúry sú uvedené v tabuľkách 5-1 a 5-2, kde je zároveň zobrazený aj percentuálny pokles súčiniteľa trenia voči referenčnej hodnote, ktorou je súčiniteľ trenia vzorky bez štruktúry. Pri tvrdých pároch si môžeme všimnúť pokles súčiniteľa trenia po aplikácii všetkých štyroch mikroštruktúr. Najväčšie zníženie súčiniteľa trenia nastalo po aplikácii mikroštruktúry s hustotou pokrytia povrchu 12 %. Naopak, pri mäkkých pároch sa súčiniteľ trenia zvýšil pri aplikácii mikroštruktúr s hustotou pokrytia 5, 19 a 25 %. Zdokumenované zníženie mikroštruktúrou s hustotou pokrytia 12% je konfrontované v diskusii.

CoCrMo - Sklo B270

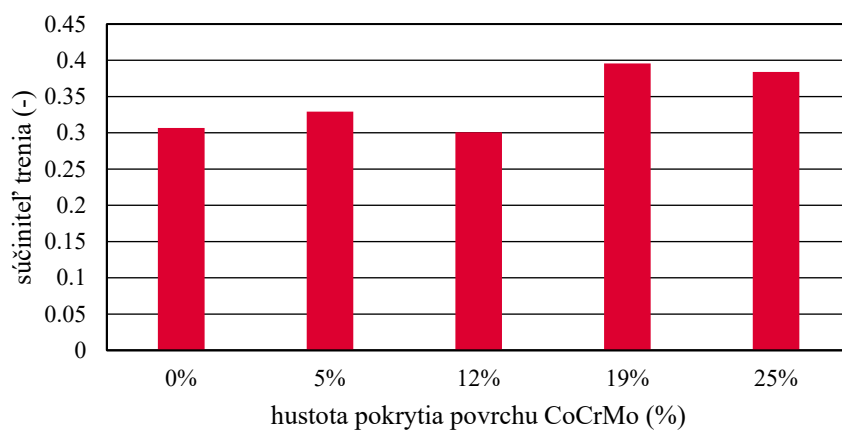


Graf 5-1 Súčiniteľ trenia v závislosti na hustote pokrytia mikroštruktúrou

Tab. 5-1 Výsledky merania súčiniteľa trenia tvrdých párov

Hustota pokrytia povrchu	Priemerný súč. trenia	Percentuálny rozdiel	Smerodajná odchýlka
0 %	0,37	-	0,0304
5 %	0,33	-11,3 %	0,0384
12 %	0,26	-29,4 %	0,0168
19 %	0,28	-23,2 %	0,0073
25 %	0,30	-17,9 %	0,0071

CoCrMo - PMMA



Graf 5-2 Súčiniteľ trenia v závislosti na hustote pokrytia mikroštruktúrou

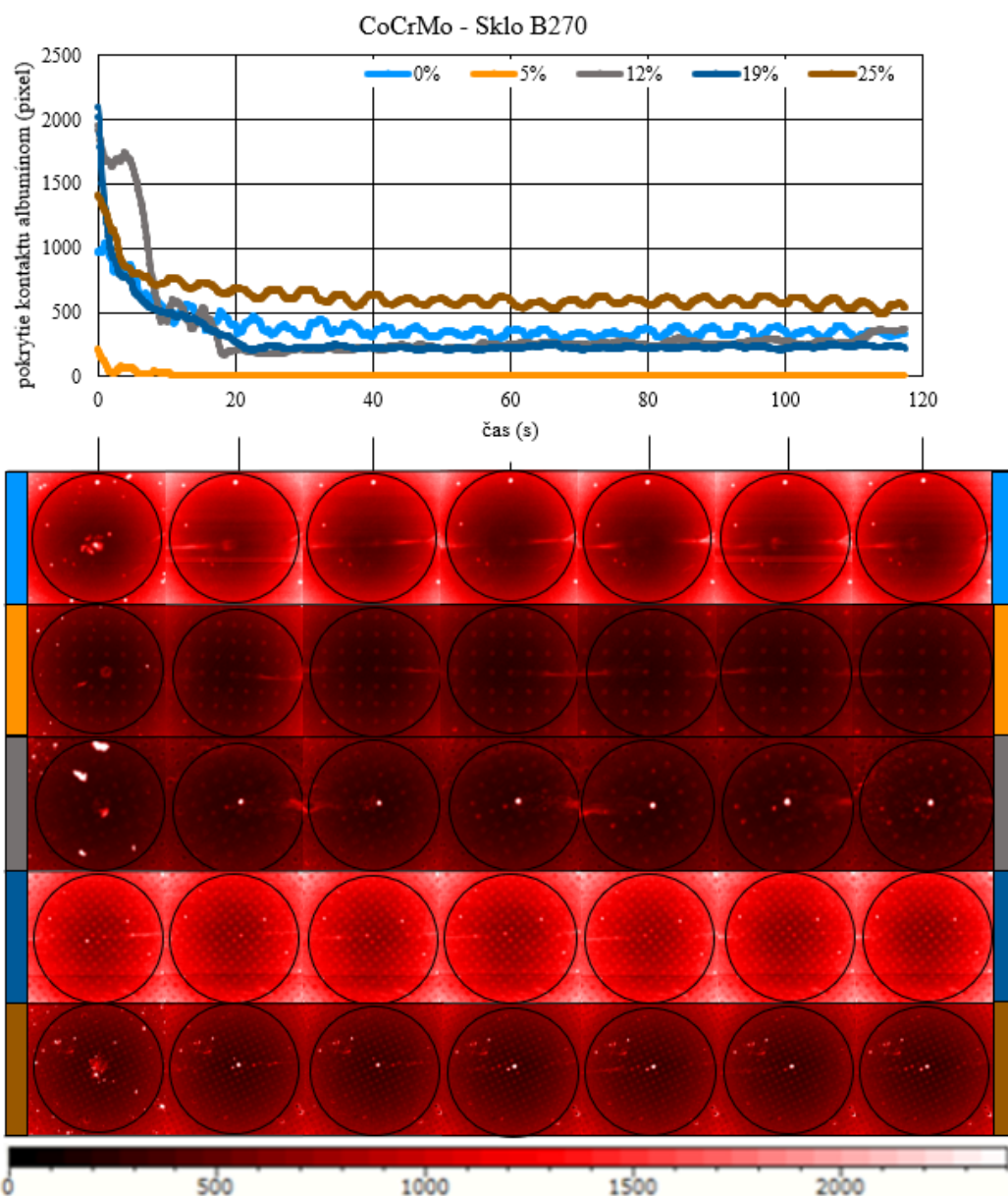
Tab. 5-2 Výsledky merania súčiniteľa trenia mäkkých párov

Hustota pokrytia povrchu	Priemerný súč. trenia	Percentuálny rozdiel	Smerodajná odchýlka
0 %	0,31	-	0,0027
5 %	0,33	+7,3 %	0,0028
12 %	0,30	-2,0 %	0,0047
19 %	0,40	+29,0 %	0,0027
25 %	0,38	+25,2 %	0,0089

5.2 Vizualizácia kontaktu

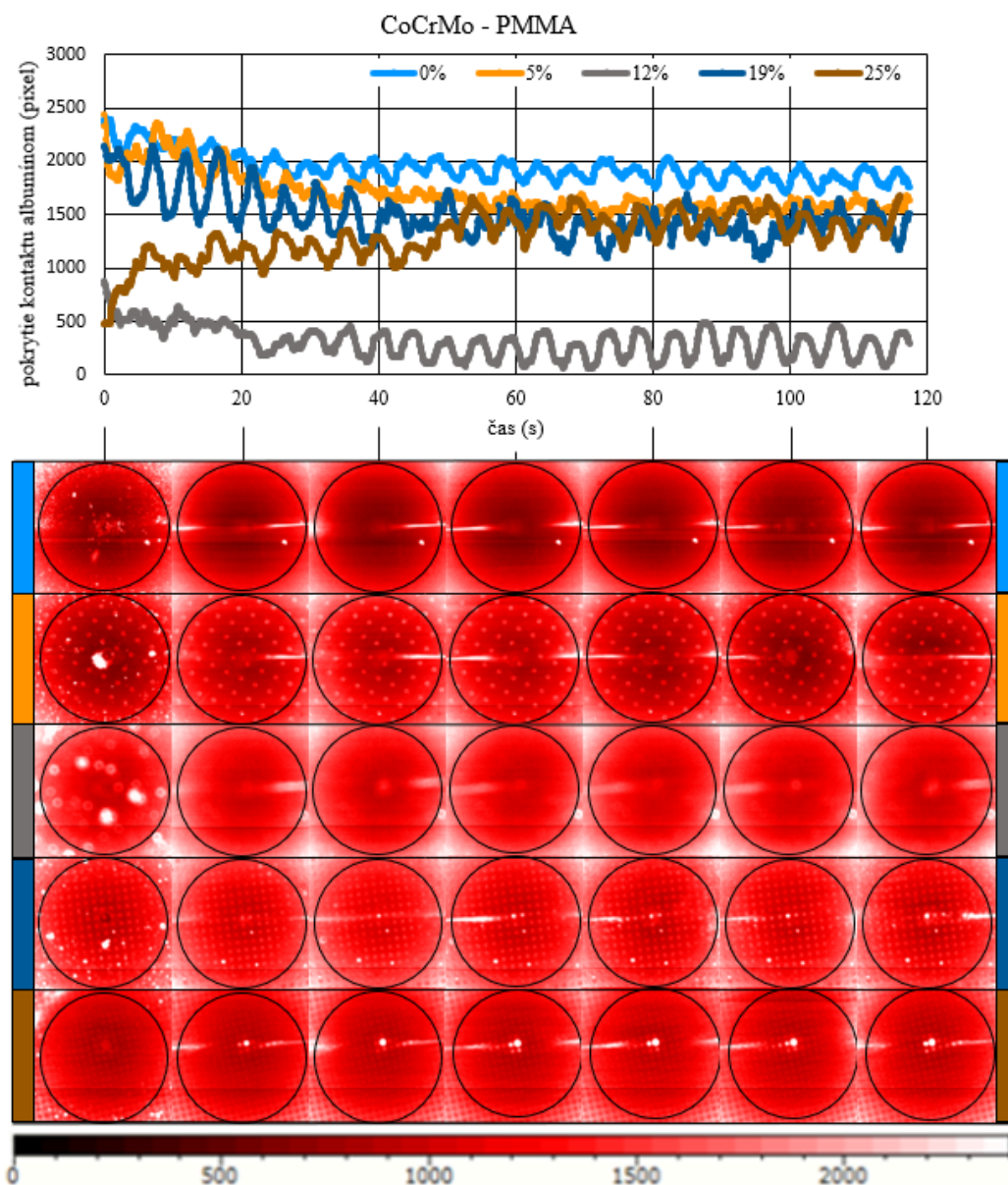
5.2.1 Vyhodnotenie pomocou zmeny intenzity signálu

Graf 5-3 zobrazuje trend pokrytia kontaktnej oblasti albumínom v čase pre konfiguráciu tvrdých párov. Zároveň je zobrazený kontakt v dvadsaťsekundových intervaloch, takže je možné sledovať trend pokrytia kontaktnej a jej reálne zobrazenie v čase. Pri všetkých vzorkách môžeme pozorovať prudký pokles pokrytia kontaktu po zahájení pohybu.



Graf 5-3 Trendy pokrytia plochy kontaktu štruktúrovanej a neštruktúrovanej vzorky pre tvrdé páry

Analogicky ku grafu 5-3 je vytvorený graf 5-4, tentokrát pre mäkké páry. Trend oproti tvrdým párom sa výrazne odlišuje, síce sledujeme pokles, ale nie až tak výrazný ako pri pozorovaní tvrdých párov. Pri vzorke, na ktorej je mikroštruktúra s hustotou pokrytia 25 % dokonca sledujeme výrazný nárast.

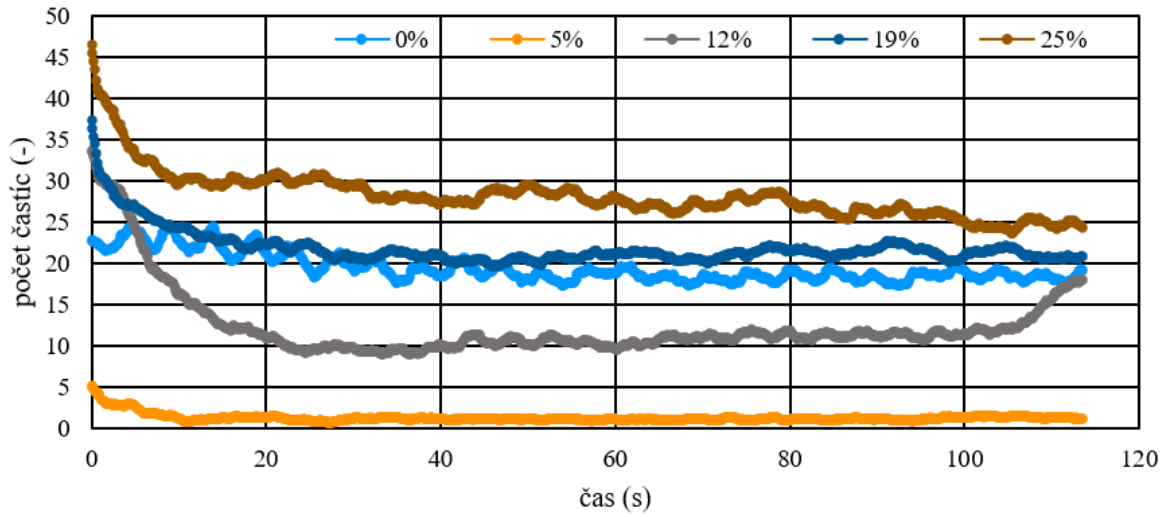


Graf 5-4 Trendy pokrytia plochy kontaktu albumínom pre mäkké páry

5.2.2 Počet častíc albumínu

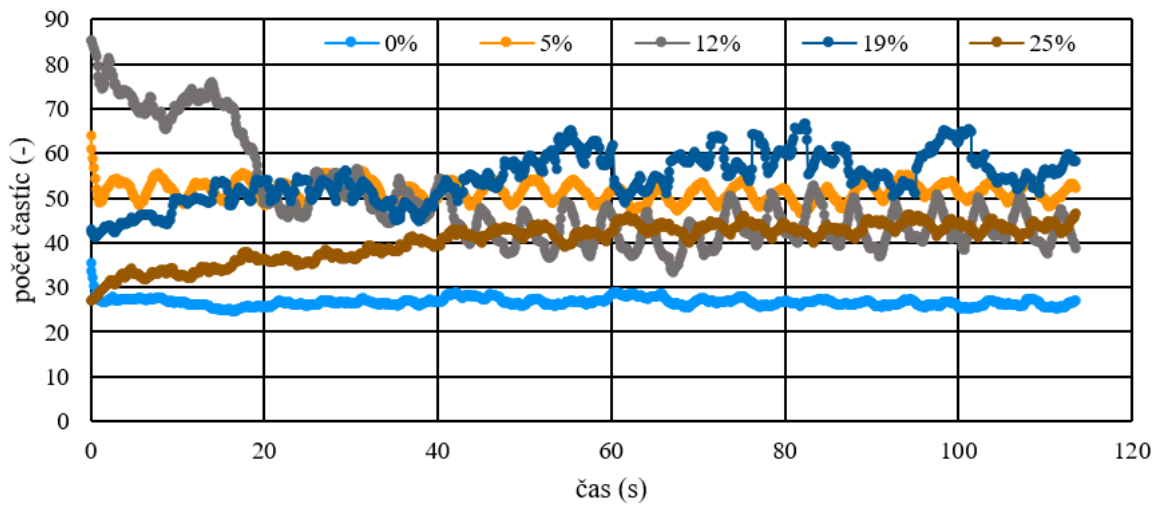
Grafy 5-5 a 5-6 zachytávajú trend počtu častíc albumínu v kontaktnej oblasti. Z trendov vidíme, že na začiatku merania nastal pokles počtu častíc všetkých vzoriek tvrdých párov. Trend počtu častíc mäkkých párov klesol pri neštruktúrovanej vzorke a mikroštruktúrach s hustotou pokrytia povrchu 5 a 12 %. Nárast trendu počtu častíc bol zaznamenaný pri mikroštruktúrach s hustotou pokrytia 19 a 25 %

CoCrMo - Sklo B270



Graf 5-5 Trendy počtu častíc v kontaktnej oblasti pre tvrdé páry

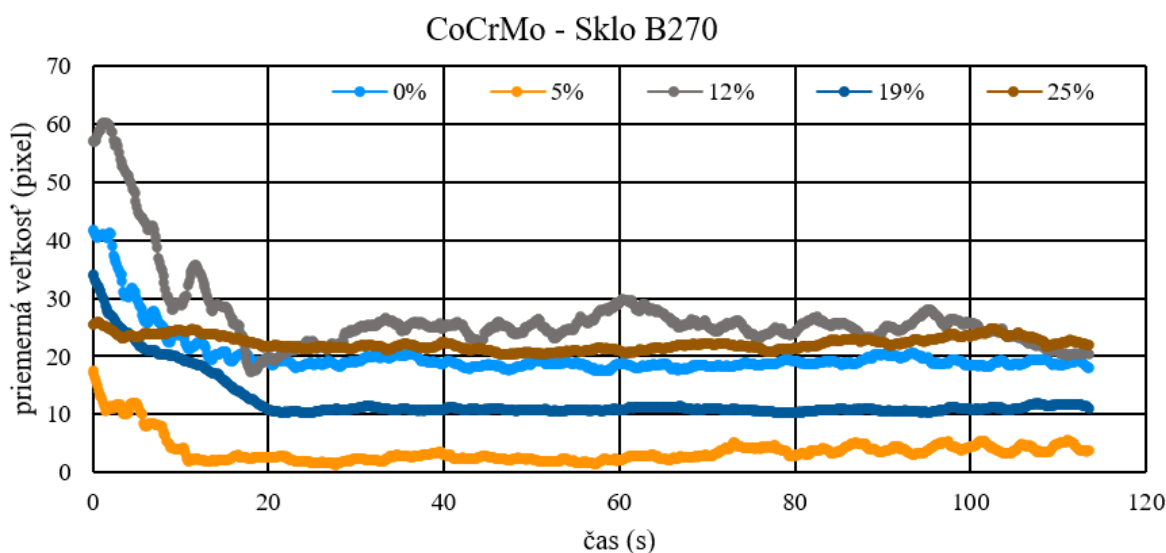
CoCrMo - PMMA



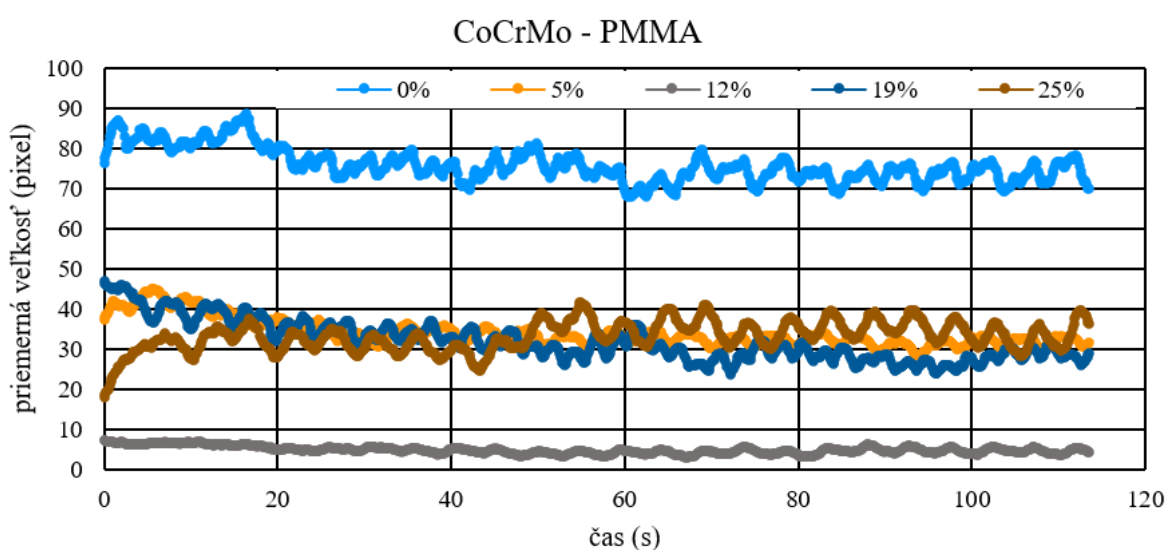
Graf 5-6 Trendy počtu častíc v kontaktnej oblasti pre mäkké páry

5.2.3 Priemerná veľkosť častíc albumínu

Grafy 5-7 a 5-8 zobrazujú trendy priemernej veľkosti častíc v čase. Trend všetkých mikroštruktúr tvrdých párov má na začiatku klesajúcu tendenciu, pričom v priebehu experimentu sa trend ustáli a osciluje okolo jednej hodnoty. Trendy mikroštruktúr mäkkých párov v intervale hustoty pokrytia od 0 do 19 % vykazujú na začiatku pokles. Rovnako ako pri tvrdých pároch pozorujeme ustálenie a následnú osciláciu okolo jednej hodnoty. Rozdiel v trendoch pozorujeme pri mikroštruktúre s hustotou pokrytia 25 %, keď na začiatku nastal nárast priemernej veľkosti častíc albumínu.



Graf 5-7 Trendy veľkosti častíc v kontaktnej oblasti pre tvrdé páry



Graf 5-8 Trendy veľkosti častíc v kontaktnej oblasti pre mäkké páry

6 DISKUSIA

Vysoké opotrebenie kĺbových náhrad je aktuálna a veľmi dôležitá téma riešená v tribológii. Jedným z možných riešení ako znížiť opotrebenie sa ukázalo mikroštruktúrovanie náhrad [26], [38], [46], [45]. Práca obsahuje rešerš, ktorá sumarizuje aktuálne poznatky v mikroštruktúrovaní kĺbových náhrad, vplyv parametrov mikroštruktúry na opotrebenie a súčiniteľ trenia. Na základe danej rešerše bol navrhnutý materiál pre vzorky, parametre mikroštruktúry, mazivo a metódy merania. Záver rešerše vyzdvihol potrebu bližšieho pochopenia mazacích procesov v kontakte a rolu albumínu, ktorý má výrazný vplyv na tvorbu mazacieho filmu.

Prvým sledovaným parametrom štúdie bol súčiniteľ trenia. Z rešerše vyplynulo, že modifikácia povrchu štruktúrovaním je úspešným nástrojom na zníženie súčiniteľa trenia. Výsledná hodnota súčiniteľa trenia závisí na hustote pokrytia povrchu mikroštruktúrou. Ideálna hustota pokrytia by sa mala nachádzať v intervale 15-20 % [38], [39] a zároveň by nemala presiahnuť hodnotu 30 %, pretože vysoké pokrytie povrchu zvyšuje kontaktný tlak, a tým sa zvyšuje aj súčiniteľ trenia [40]. Merania súčiniteľa trenia boli v tejto bakalárskej práci prevedené v konfigurácii tvrdých a mäkkých párov.

Experimenty s tvrdými pármami potvrdili pozitívny vplyv mikroštruktúry na redukcii súčiniteľa trenia, keď sa zníženie prejavilo pri všetkých hustotách pokrytia voči neštruktúrovanej vzorke. Toto meranie podporuje voľbu širšieho intervalu 5-20 % [28], ktorý bol zvolený na základe rešerše. Súčiniteľ trenia zároveň znížila aj mikroštruktúra s hustotou pokrytia 25 %, ktorá sa v danom intervale nenachádza. Z grafu 5-1 vidíme, že v konfigurácii tvrdých párov súčiniteľ trenia dosiahol najnižšiu hodnotu pri mikroštruktúre s hustotou pokrytia 12 %, čo znamená zníženie o 29,4 % voči neštruktúrovanej vzorke.

Očakávané zníženie súčiniteľa trenia sa neprejavilo pri experimentoch s mäkkými pármami. V grafe 5-2 je zaznamenané jedno zníženie, opäť s hustotou mikroštruktúry 12 %. Avšak pri tomto meraní nemôžeme s úplnou istotou prehlásiť, že sa skutočne jedná o zníženie, nakoľko zaznamenaný percentuálny rozdiel na nachádza v intervale smerodajnej odchýlky. Mikroštruktúry s hustotou pokrytia 5, 19 a 25 % súčiniteľ trenia zvýšili. Súčiniteľ trenia však nie je jediným parametrom, ktorý určuje zlepšenie, prípadne zhoršenie mazania. Súčiniteľ trenia je potrebné interpretovať v súvislosti s pokrytím kontaktnej oblasti albumínom kvôli formovaniu mazacieho filmu.

Zo Stribeckovej krivky vieme, že súčiniteľ trenia nezáleží len na kontakte dvoch povrchov, ale aj na šmykovom napätí v mazacom filme. Borjali a kol. [63] vo svojej práci menili kontaktný tlak zaťažovacími podmienkami. Pri zvýšení kontaktného tlaku sa znížil súčiniteľ trenia. Rovnaký trend vidíme aj v tejto bakalárskej práci, keď sme kontaktný tlak nemenili zaťažením, ale voľbou materiálu. Súčiniteľ trenia pri tvrdých pároch bol nižší ako pri mäkkých pároch, kde bol menší kontaktný tlak. Z tohto sa dá predpokladať, že nezáleží na spôsobe zvýšenia kontaktného tlaku, vo výsledku sa súčiniteľ trenia po zvýšení kontaktného tlaku zníži.

Daný výsledok má priamu spojitosť s kapitolou 4.2.4, v ktorej boli uvedené kontaktné tlaky pre obidve konfigurácie. V danej kapitole sú uvedené kontaktné tlaky pre tvrdé a mäkké páry. Kontaktný tlak pre tvrdé páry predstavoval 61,7 MPa, pričom kontaktný tlak mäkkých párov je 11,8 MPa. Tlak pri tvrdých pároch bol približne šesťkrát väčší ako pri mäkkých pároch, takže tok častíc albumínu kontaktom a formovanie mazacieho filmu bolo výrazne náročnejšie z dôvodu menšieho priestoru medzi pinom a diskom [64]. Preniknutie častíc do kontaktu môže byť ovplyvnené rôznymi vplyvmi ako zmáčavosťou povrchu, chemickými procesmi v kontakte alebo povrchovými úpravami. Kontaktný tlak je však kvantifikovateľným parametrom tejto práce a mohol by byť jedným z viacerých výrazných faktorov, ktoré ovplyvňujú prienik častíc do kontaktu.

Zo všetkých mikroštruktúr mäkkých párov vidíme, že pokrytie kontaktnej plochy albumínom bolo najnižšie práve pri mikroštruktúre s hustotou 12 %. Z dát intenzity sa predpokladá, že pri všetkých ostatných mikroštruktúrach mäkkých párov bude hrúbka filmu narastať, v dôsledku čoho sa zvýši aj šmykové napätie medzi vrstvami mazacieho filmu. Daná analógia je aplikovateľná aj na tvrdé páry, kde pri všetkých hustotách pokrytia je súčiniteľ trenia štruktúrovaných vzoriek nižší voči vzorke bez štruktúry kvôli menšiemu počtu častíc albumínu v kontakte. Ako bolo naznačené, pri kontakte tvrdých párov bol kontaktný tlak výrazne vyšší, preto pri sledovaní záznamu pozorujeme len menšie zhluky albumínu.

Práve zhluky albumínu, ktoré výrazne ovplyvňujú tvorbu mazacieho filmu je možné kvantitatívne posúdiť pomocou určenia počtu častíc a ich priemernej veľkosti v kontakte. Do kontaktu mäkkých párov sa pri mikroštruktúrach s hustotou pokrytia 5, 19 a 25 % dostalo do kontaktu podobné množstvo častíc ako pri vzorke bez mikroštruktúry. Avšak rozmiestnenie albumínu v kontakte sa ukazuje výhodnejšie pri štruktúrovaných vzorkách. Meranie s mikroštruktúrou s hustotou pokrytia 12 % bolo pravdepodobne zaťažené chybou zlého zaostrenia objektívu. Podľa trendov sa dá očakávať, že aj pre danú mikroštruktúru by malo byť v kontakte viac častíc.

V grafoch 5-5 a 5-7 je naznačený trend počtu častíc a ich veľkosti v čase pre tvrdé páry. Trend naznačuje, že počet častíc v kontakte v priebehu experimentu osciluje okolo jednej hodnoty rovnako ako trend veľkosti častíc. Zároveň je treba poznamenať, že bez úpravy dát je vidieť veľký rozptyl hodnôt priemernej veľkosti častíc.

Rovnaký trend môžeme sledovať aj v práci Čípka a kol. [54], kde boli testované neštruktúrované chrupavky. Zároveň môžeme prehlásiť, že daný trend zodpovedá na základe výsledkov tejto práce aj konfiguráciám s mikroštruktúrami. Počet častíc a ich priemerná veľkosť periodicky klesá a stúpa, čo znamená, že sa proteíny z kontaktnej oblasti vyplavili pri zmene smeru pohybu vzorky v krajnej polohe (nulovej rýchlosti) a následne po opätovnom začatí cyklu boli vťahované do kontaktu. Daný jav vťahovania proteínov bol zdokumentovaný aj v práci Myant a kol. [47] a potvrdený bol pomocou záznamu z vysokorýchlostnej kamery, ktorý bol vytvorený v tejto práci.

Z grafov 5-6 a 5-8 pre mäkké páry vidíme výraznejšiu osciláciu hodnôt, ktorá je pravdepodobne zapríčinená veľkým množstvom častíc v kontakte, ale hodnoty opäť po úvodnom poklese a ustálení oscilujú okolo jednej hodnoty.

Dôležitým výsledkom analýzy sú neklesajúce trendy počtu častíc a ich priemernej veľkosti v dlhších časových intervaloch. Mikroštruktúra nemá negatívne vplyvy, čo sa týka zhlukovania častíc albumínu v kontakte, naopak niektoré vyššie hustoty pokrytia vykazujú stúpajúcu tendenciu. Kvantifikácia počtu častíc a ich priemernej veľkosti síce naznačuje trend vývoja mazacieho filmu, avšak neposkytuje úplný obraz daného problému. Z tohto dôvodu bol trecí kontakt vizualizovaný.

Zachytávanie častíc albumínu v mikroštruktúre bola jedna z prvých hypotéz vedúcich k vypracovaniu tejto bakalárskej práce. Tento jav je možné sledovať v grafoch 5-3 a 5-4 pozorovaním stredu kontaktnej oblasti mikroštruktúrovanej vzorky. Na začiatku v čase $t=0$ s nevidíme žiadnu oblasť s vyššou intenzitou, ktorá by naznačovala zhlukovanie albumínu, ale už v čase $t=20$ s vidíme, že v strede kontaktnej plochy sa nachádza zhluk albumínu v tvare jamky mikroštruktúry. Pokračovaním sledovania záznamu sa daný zhluk nezmenšuje, naopak zostáva v strede zachytený a mierne sa zväčšuje.

Počas experimentu môžeme sledovať zhlukovanie albumínu v smere rovnobežnom so smerom pohybu, čo naznačuje formovanie mazacieho filmu. Zhlukovanie nie je rovnaké pre všetky mikroštruktúry, ale pre vyššiu hustotu pokrytia povrchu mikroštruktúrou je zhlukovanie výraznejšie.

V porovnaní so vzorkami bez štruktúry je možné sledovať, že určitý počet častíc sa síce nachádza aj v strede kontaktnej oblasti, ale väčšina častíc je zo stredu kontaktu odplavená. Z údajov a snímok vychádza, že pri tvrdých pároch je naozaj pokrytie plochy vyššie u štruktúrovaných než u neštruktúrovaných vzoriek, opačne to platí pri mäkkých pároch. Daný faktor by som nebral ako smerodajný, nakoľko je treba zohľadniť aj ich rozmiestnenie. Vhodnejšie je umiestnenie väčšieho počtu častíc albumínu v strede kontaktu, nakoľko je tu najvyšší kontaktný tlak – čiže miesto s potenciálne najvyšším opotrebením, pričom zvýšenie hrúbky mazacieho filmu v danom mieste je žiadúce.

K daným výsledkom je treba priznať zjednodušenie v podobe prepočtu kontaktných tlakov z konformného kontaktu na nekonformný, s ktorým pracujeme. Toto zjednodušenie je zároveň výzva do budúcnosti k vytvoreniu testu a konfigurácii, ktorá by lepšie zodpovedala kinematike prvého MTP kĺbu.

Zároveň je treba spomenúť odchýlky zaťaženia. Volené zaťaženie 0,1 N je nízke, a preto aj menšie výchylky v zaťažení spôsobujú relatívne veľkú zmenu oproti zaťaženiu, ktoré bolo zvolené. Motiváciou v ďalšom meraní by malo byť vytvorenie konfigurácie, v ktorej by bolo zaťaženie počas experimentu konštantnejšie.

V grafoch 5-3 a 5-4 môžeme zároveň vidieť, že natočenie mikroštruktúr nebolo pri každom meraní rovnaké, čo mohlo mať za následok ovplyvnenie meraní a zachytávanie častíc albumínu. Vo všeobecnosti zo snímok vyplýva, že najvýhodnejšia poloha mikroštruktúry je v smere pohybu, nakoľko častice nevchádzajú v rovnakom počte do jamiek mikroštruktúry po jej natočení.

7 ZÁVER

V tejto bakalárskej práci boli použité metódy zlučujúce vyhodnocovanie súčiniteľa trenia a hodnotenia mazania. Merania boli prevedené na recipročnom tribometri v kombinácii s optickým mikroskopom, ktorým sme sledovali fluorescenčne označený albumín v modelovej synoviálnej kvapaline. Účelom použitých metód bola vizualizácia kontaktu pre pochopenie mazacích procesov popri meraní súčiniteľa trenia. Pomocou vizualizácie kontaktu sme získali hodnoty počtu častíc albumínu a ich priemernej veľkosti a zároveň sme mohli na snímkach pozorovať umiestnenie častíc.

Výsledky merania súčiniteľa ukázali, že súčiniteľ trenia sa výrazne líši pri tvrdých a mäkkých pároch. Pri tvrdých pároch sa podarilo znížiť trenie mikroštruktúrami s hustotou pokrytia povrchu 5, 12, 19 a 25 %, pri mäkkých pároch boli výsledné súčinitele trenia vyššie oproti vzorke bez štruktúry.

Tento nárast má svoje opodstatnenie, ktoré bolo potvrdené ďalším meraním. V kontaktnej oblasti mäkkých párov sa nachádzalo viac častíc albumínu a tvoril sa hrubší mazací film, takže zvýšenie súčiniteľa trenia bolo tvorené šmykovým napätím medzi vrstvami mazacieho filmu. Menší počet častíc sa dostal do kontaktu tvrdých párov.

Danú skutočnosť mohla ovplyvniť voľba materiálovej kombinácie. Kontaktný tlak bol pri tvrdých pároch približne šesťkrát vyšší ako pri mäkkých, čo znamenalo náročnejší prienik častíc albumínu do kontaktu tvrdých párov.

Zároveň je treba poznamenať, že z dosiahnutých trendov počtu častíc albumínu a ich priemernej veľkosti pre tvrdé aj mäkké páry sa dokázalo, že mikroštruktúra nemá negatívny vplyv na tok albumínu kontaktom. Pri štruktúrovaných vzorkách počet častíc albumínu v kontakte bol približne rovnaký ako pri vzorkách bez mikroštruktúry. Pri niektorých mikroštruktúrach s vyššou hustotou pokrytia sme zaznamenali zvýšenie počtu častíc v kontaktnej oblasti. Výrazný rozdiel sa ukázal aj pri pozorovaní rozmiestnenia častíc albumínu.

Zo snímok bol pozorovaný zaujímavý jav zhlukovania albumínu v strede kontaktnej oblasti pri mikroštruktúrach s vyšším percentuálnym pokrytím povrchu. Pri vzorkách bez mikroštruktúry albumín z kontaktu vytekal, a naopak v mikroštruktúre sa zachytával. Z toho vyplýva, že rozloženie mikroštruktúry vplyva na formovanie mazacieho filmu.

Výsledky pozorovaní ukazujú vplyv mikroštruktúry, ktorý ešte nebol v predchádzajúcich prácach pozorovaný, a preto je vhodné sa danou témou ďalej zaoberať. V diskusii boli naznačené možné chyby a zjednodušenia, ktoré by sa mohli v budúcich meraniach odstrániť. Skúmanie by sa v ďalšej časti mohlo rozšíriť o pozorovanie a získanie konkrétnej hodnoty hrúbky mazacieho filmu.

8 ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV

- [1] KURTZ, S., K. ONG, E. LAU, F. MOWAT a M. HALPERN. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *Journal of Bone and Joint Surgery: Series A*. Philadelphia, PA 19104, 3401 Market Street, United States, 20, 89(4), 780-785. ISSN 00219355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.F.00222
- [2] DUNN, K.M, D.J MCBRIDE a S.A BRIDGMAN. Trends in *hospital admissions and surgical procedures* for acquired toe deformities in the West Midlands, England 1988–1997. *Foot (Edinburgh, Scotland)* [online]. Elsevier Ltd, 1999, 9(4), 185-188 [cit. 2022-03-12]. ISSN 0958-2592. Dostupné z: doi:10.1054/foot.1999.0558
- [3] FADEL, G.E, R.J ABBOUD a D.I ROWLEY. Implant arthroplasty of the *hallux metatarsophalangeal joint*. 1-9. Dostupné z: doi:10.1054/foot.2001.0717
- [4] RAJAN, R.A, M KERR, H EVANS a T OUTRAM. A prospective clinical and biomechanical analysis of feet following first metatarsophalangeal joint replacement. *Gait & posture* [online]. Elsevier B.V, 2021, 89, 211-216 [cit. 2022-03-09]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2021.07.020
- [5] MTP joint anatomy. In: OrthoInfo [online]. Illinois: Rick Wilkerson, 2021 [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/link/e5f69ff885e14e159b80c4851e475811.aspx>
- [6] GANG, Shen, Fang FENGZHOU a Kang CHENGWEI. Tribological Performance of Bioimplants: A Comprehensive Review. 107-122. Dostupné z: doi:10.13494/j.npe.20180003
- [7] RIEKER, Claude B. Tribology of total hip arthroplasty prostheses: what an orthopaedic surgeon should know. *EFORT Open Reviews* [online]. LONDON: BRITISH EDITORIAL SOC BONE & JOINT SURGERY, 2016, 1(2), 52-57 [cit. 2022-04-03]. ISSN 2058-5241. Dostupné z: doi:10.1302/2058-5241.1.000004
- [8] Hip Implants Explained: Hip Implant Components. In: LIRC [online]. London [cit. 2022-04-30].

- [9] CHEN, Qizhi a George A THOUAS. Metallic implant biomaterials. 1-57. Dostupné z: doi:10.1016/j.mser.2014.10.001
- [10] 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]. AMSTERDAM: Elsevier Ltd, 2014, **34**, 243-252 [cit. 2022-04-03]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.02.018
- [11] Osteoarthritis of the Foot. In: My Health Alberta [online]. *Alberta, 2021* [cit. 2022-05-05]. Dostupné z: https://content.ca.healthwise.net/resources/13.0/en-ca/media/medical/hw/h9991469_005.jpg
- [12] ALMASI, Davood, Woei LAU, Sajad RASAEI, Roohollah SHARIFI a Hamid MOZAFFARI. Fabrication of a novel hydroxyapatite/polyether ether ketone surface nanocomposite via friction stir processing for orthopedic and dental applications. *Progress in biomaterials* [online]. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2020, **9**(1-2), 35-44 [cit. 2022-02-13]. ISSN 2194-0509. Dostupné z: doi:10.1007/s40204-020-00130-7
- [13] SLOUF, Miroslav, Tatana VACKOVA, Martina NEVORALOVA a David POKORNY. Micromechanical properties of one-step and sequentially crosslinked UHMWPEs for total joint replacements. *Polymer testing* [online]. Elsevier Ltd, 2015, **41**, 191-197 [cit. 2022-02-13]. ISSN 0142-9418. Dostupné z: doi:10.1016/j.polymertesting.2014.12.003
- [14] MEROLA, Massimiliano a Saverio AFFATATO. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations. *Materials* [online]. BASEL: MDPI, 2019, **12**(3), 495 [cit. 2022-04-03]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma12030495
- [15] NÁHRADY MALÝCH KLOUBŮ. ProSpon, 2016.
- [16] RIEKER, Claude B, Rolf SCHÖN a Petra KÖTTIG. Development and validation of a second-generation metal-on-metal bearing: Laboratory studies and analysis of retrievals. *The Journal of arthroplasty* [online]. United States: Elsevier Inc, 2004, **19**(8), 5-11 [cit. 2022-03-23]. ISSN 0883-5403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2004.09.017

- [17] GRÜBL, Alexander, Martina MARKER, Wolfram BRODNER, Alexander GIUREA, Georg HEINZE, Vanee MEISINGER, Harald ZEHETGRUBER a Rainer KOTZ. Long-term follow-up of metal-on-metal total hip replacement. *Journal of orthopaedic research* [online]. Hoboken: Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company, 2007, 25(7), 841-848 [cit. 2022-03-23]. ISSN 0736-0266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.20381
- [18] DOORN, Peter F, Patricia A CAMPBELL, Jack WORRALL, Paul D BENYA, Harry A MCKELLOP a Harlan C AMSTUTZ. Metal wear particle characterization from metal on metal total hip replacements: Transmission electron microscopy study of periprosthetic tissues and isolated particles. 103-111. Dostupné z: doi:10.1002/(SICI)1097-4636(199810)42:1103::AID-JBM133.0.CO;2-M
- [19] MILOSEV, Ingrid a Maja REMSKAR. In vivo production of nanosized metal wear debris formed by tribochemical reaction as confirmed by high-resolution TEM and XPS analyses. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* [online]. Hoboken: Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company, 2009, 91(4), 1100-1110 [cit. 2022-03-23]. ISSN 1097-4636. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.a.32301
- [20] HART, Alister J, Paul D QUINN, Barry SAMPSON, Ann SANDISON, Kirk D ATKINSON, John A SKINNER, Jonathan J POWELL a J. Fred W MOSSELMANS. The chemical form of metallic debris in tissues surrounding metal-on-metal hips with unexplained failure. *Acta biomaterialia* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2010, 6(11), 4439-4446 [cit. 2022-03-23]. ISSN 1742-7061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2010.06.006
- [21] CAO, Shoufan a Stefano MISCHLER. Modeling tribocorrosion of passive metals – A review. *Current opinion in solid state & materials science* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2018, 22(4), 127-141 [cit. 2022-03-23]. ISSN 1359-0286. Dostupné z: doi:10.1016/j.cossms.2018.06.001
- [22] REINISCH, Georg, Kurt P JUDMANN, Christian LHOTKA, Felix LINTNER a Karl A ZWEYMÜLLER. Retrieval study of uncemented metal–metal hip prostheses revised for early loosening. *Biomaterials* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2003, 24(6), 1081-1091 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0142-9612. Dostupné z: doi:10.1016/S0142-9612(02)00410-6
- [23] BÜSCHER, R a A FISCHER. The pathways of dynamic recrystallization in all-metal hip joints. *Wear* [online]. Lausanne: Elsevier B.V, 2005, 259(7), 887-897 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2005.02.036

- [24] JIANG, X.Q a L BLUNT. Morphological assessment of in vivo wear of orthopaedic implants using multiscalar wavelets. *Wear* [online]. Elsevier B.V, 2001, 250(1-12), 217-221 [cit. 2022-03-13]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(01)00644-5
- [25] SAWANO, Hiroshi, Shin'ichi WARISAWA a Sunao ISHIHARA. Study on long life of artificial joints by investigating optimal sliding surface geometry for improvement in wear resistance. *Precision engineering* [online]. New York, NY: Elsevier Inc, 2009, 33(4), 492-498 [cit. 2022-05-17]. ISSN 0141-6359. Dostupné z: doi:10.1016/j.precisioneng.2009.01.005
- [26] SAWANO, Hiroshi, Shin'ichi WARISAWA a Sunao ISHIHARA. Study on long life of artificial joints by investigating optimal sliding surface geometry for improvement in wear resistance. 492-498. Dostupné z: doi:10.1016/j.precisioneng.2009.01.005
- [27] BORJALI, A, J LANGHORN, K MONSON a B RAEYMAEKERS. Using a patterned microtexture to reduce polyethylene wear in metal-on-polyethylene prosthetic bearing couples. *Wear* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2017, 392-393, 77-83 [cit. 2022-03-13]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2017.09.014
- [28] CHYR, Anthony, Mingfeng QIU, Jared W SPELTZ, Ronald L JACOBSEN, Anthony P SANDERS a Bart RAEYMAEKERS. A patterned microtexture to reduce friction and increase longevity of prosthetic hip joints. *Wear* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2014, 315(1-2), 51-57 [cit. 2022-03-13]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2014.04.001
- [29] QIU, Mingfeng, Bret R MINSON a Bart RAEYMAEKERS. The effect of texture shape on the friction coefficient and stiffness of gas-lubricated parallel slider bearings. *Tribology international* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2013, 67, 278-288 [cit. 2022-03-13]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2013.08.004
- [30] QIU, Mingfeng, Adis DELIC a Bart RAEYMAEKERS. The Effect of Texture Shape on the Load-Carrying Capacity of Gas-Lubricated Parallel Slider Bearings. *Tribology letters* [online]. Boston: Springer US, 2012, 48(3), 315-327 [cit. 2022-03-13]. ISSN 1023-8883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-012-0027-4
- [31] QIU, Mingfeng, Anthony CHYR, Anthony P SANDERS a Bart RAEYMAEKERS. Designing prosthetic knee joints with bio-inspired bearing surfaces. *Tribology international* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2014, 77, 106-110 [cit. 2022-03-13]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2014.04.025

- [32] YAN, Yu, Anne NEVILLE a Duncan DOWSON. Tribo-corrosion properties of cobalt-based medical implant alloys in simulated biological environments. *Wear* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2007, 263(7), 1105-1111 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2007.01.114
- [33] CASABAN JULIAN, Leandre a Anna IGUAL MUNOZ. Influence of microstructure of HC CoCrMo biomedical alloys on the corrosion and wear behaviour in simulated body fluids. *Tribology international* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2011, 44(3), 318-329 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2010.10.033
- [34] IGUAL MUÑOZ, A a S MISCHLER. Effect of the environment on wear ranking and corrosion of biomedical CoCrMo alloys. *Journal of materials science. Materials in medicine* [online]. Boston: Springer US, 2011, 22(3), 437-450 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-010-4224-0
- [35] MATHEW, M. T, P SRINIVASA PAI, R POURZAL, A FISCHER a M. A WIMMER. Significance of Tribocorrosion in Biomedical Applications: Overview and Current Status. *Advances in tribology* [online]. New York: Hindawi Publishing Corporation, 2009, 2009, 1-12 [cit. 2022-03-24]. ISSN 1687-5915. Dostupné z: doi:10.1155/2009/250986
- [36] MATHEW, M.T, T UTH, N.J HALLAB, R POURZAL, A FISCHER a M.A WIMMER. Construction of a tribocorrosion test apparatus for the hip joint: Validation, test methodology and analysis. *Wear* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2011, 271(9), 2651-2659 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2011.01.085
- [37] ITO, Hiroshi, Kiyoshi KANEDA, Toshio YUHTA, Ikuya NISHIMURA, Kazunori YASUDA a Takeo MATSUNO. Reduction of polyethylene wear by concave dimples on the frictional surface in artificial hip joints. 332-338. Dostupné z: doi:10.1016/S0883-5403(00)90670-3
- [38] CHOUDHURY, Dipankar, Martin VRBKA, Azuddin Bin MAMAT, Ian STAVNESS, Chanchal K ROY, Rajshree MOOTANAH a Ivan KRUPKA. The impact of surface and geometry on coefficient of friction of artificial hip joints. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* [online]. AMSTERDAM: Elsevier Ltd, 2017, 72, 192-199 [cit. 2022-03-14]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2017.05.011

- [39] CHOUDHURY, Dipankar, Subir GHOSH, Fadi ALI, Martin VRBKA, Martin HARTL a Ivan KRUPKA. The Influence of Surface Modification on Friction and Lubrication Mechanism Under a Bovine Serum-Lubricated Condition. *Tribology transactions* [online]. Philadelphia: Taylor & Francis, 2016, 59(2), 316-322 [cit. 2022-05-09]. ISSN 1040-2004. Dostupné z: doi:10.1080/10402004.2015.1077409
- [40] 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]. Elsevier B.V, 2003, 254(3), 356-363 [cit. 2021-03-19]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(03)00004-8
- [41] WANG, Xiaolei, Koshi ADACHI, Katsunori OTSUKA a Koji KATO. Optimization of the surface texture for silicon carbide sliding in water. 1282-1286. Dostupné z: doi:10.1016/j.apsusc.2006.01.076
- [42] SHEN, Gang, Jufan ZHANG, Chengwei KANG a Fengzhou FANG. Study on surface texture patterns for improving tribological performance of bioimplants. *Surface & coatings technology* [online]. Lausanne: Elsevier B.V, 2021, 422, 127567 [cit. 2022-03-13]. ISSN 0257-8972. Dostupné z: doi:10.1016/j.surfcoat.2021.127567
- [43] ALLEN, Quentin a Bart RAEYMAEKERS. Surface Texturing of Prosthetic Hip Implant Bearing Surfaces: A Review. *Journal of tribology* [online]. ASME, 2021, 143(4), 1-56 [cit. 2022-03-24]. ISSN 0742-4787. Dostupné z: doi:10.1115/1.4048409
- [44] BORJALI, A, K MONSON a B RAEYMAEKERS. Friction between a polyethylene pin and a microtextured CoCrMo disc, and its correlation to polyethylene wear, as a function of sliding velocity and contact pressure, **in** the context of *metal-on-polyethylene prosthetic hip implants*. 568-574. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2018.07.005
- [45] GAO, Leiming, Peiran YANG, Ian DYMOND, John FISHER a Zhongmin JIN. Effect of surface texturing on the elasto-hydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip implants. 1851-1860. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2010.02.006
- [46] CAO, Shoufan, Sandra GUADALUPE MALDONADO a Stefano MISCHLER. Tribocorrosion of passive metals in the mixed lubrication regime: theoretical model and application to metal-on-metal artificial hip joints. *Wear* [online]. Elsevier B.V, 2015, 324-325, 55-63 [cit. 2022-04-24]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2014.12.003

- [47] MYANT, Connor a Philippa CANN. On the matter of synovial fluid lubrication: Implications for Metal-on-Metal hip tribology. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* [online]. Netherlands: Elsevier Ltd, 2014, 34, 338-348 [cit. 2022-04-24]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2013.12.016
- [48] CHOUDHURY, Dipankar, David REBENDA, Shinya SASAKI, Pavel HEKRLE, Martin VRBKA a Min ZOU. Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* [online]. Netherlands: Elsevier B.V, 2018, **81**, 120-129 [cit. 2022-04-24]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2018.02.014
- [49] ISO 14243-3:2014. ISO. Implants for Surgery: Wear of Total Knee-Joint Prostheses. Loading and Displacement Parameters for Wear-Testing Machines with Displacement Control and Corresponding Environmental Conditions for Test. London: International organization for **standardization**, 2014.
- [50] ISO 14242-1:2014. ISO. Implants for Surgery: Wear of Total Hip-Joint Prostheses – Part 1: Loading and Displacement Parameters for Wear-Testing Machines and Corresponding Environmental Conditions for Test. London: International organization for **standardization**, 2014.
- [51] STEVENSON, H, M PARKES, L AUSTIN et al. The development of a small-scale wear test for CoCrMo specimens with human synovial fluid. *Biotribology (Oxford)* [online]. Elsevier Ltd, 2018, 14, 1-10 [cit. 2022-02-28]. ISSN 2352-5738. Dostupné z: doi:10.1016/j.biotri.2018.04.001
- [52] SCHOLE, S.C. a A. UNSWORTH. The effects of proteins on the friction and lubrication of artificial joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*. 2006, 220, 687-693. ISSN 09544119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM21
- [53] 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. 1422-1431. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.33663
- [54] ČÍPEK, Pavel, Martin VRBKA, David REBENDA, David NEČAS a Ivan KŘUPKA. Biotribology of synovial cartilage: A new method for visualization of lubricating film and simultaneous measurement of the friction coefficient. 2075. **Dostupné z: doi:10.3390/ma13092075**

- [55] YARIMITSU, Seido, Kazuhiro NAKASHIMA, Yoshinori SAWAE a Teruo MURAKAMI. Influences of lubricant composition on forming boundary film composed of synovia constituents. *Tribology international* [online]. Kidlington: Elsevier Ltd, 2009, 42(11), 1615-1623 [cit. 2022-05-08]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2008.11.005
- [56] ČÍPEK, Pavel, Martin VRBKA, David REBENDA, David NEČAS a Ivan KŘUPKA. Biotribology of synovial cartilage: A new method for visualization of lubricating film and simultaneous measurement of the friction coefficient. 2075. Dostupné z: doi:10.3390/ma13092075
- [57] HAUGLAND, R.P., M.T. SPENCE a I.D. JOHNSON. *Handbook of Fluorescent Probes and Research Chemicals*, 6th ed. Molecular Probes. Eugene, OR, USA (4849 Pitchford Ave., Eugene 97402), 1996.
- [58] LAKOWICZ, J.R. *Principles of Fluorescence Spectroscopy*. LAKOWICZ, J.R. Instrumentation for Fluorescence Spectroscopy. New York: Springer, 2006, s. 27-61. ISBN 978-0-387-31278-1.
- [59] SPIKES, H.A. Thin films in elastohydrodynamic lubrication: The contribution of experiment. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part J: Journal of Engineering Tribology*. 1999, (213), 335-352.
- [60] ALBAHRANI, S.M.B., D. PHILIPPON, P. VERGNE a J.M. BLUET. A review of in situ methodologies for studying elastohydrodynamic lubrication. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2016, (230), 86-110. ISSN 13506501. Dostupné z: doi:10.1177/1350650115590428
- [61] MORGAN, Oliver J, Howard J HILLSTROM, Rogerio BITAR, Daniel STURNICK, Matthew F KOFF, Scott J ELLIS, Jonathan T DELAND a Rajshree HILLSTROM. Finite Element Modeling of Planus and Rectus Foot Types **for** the Study of First Metatarsophalangeal *and First Metatarsocuneiform Joint Contact Mechanics*. Dostupné z: doi:10.1115/1.4053791
- [62] ČÍPEK, P., D. REBENDA, D. NEČAS, M. VRBKA, I. KŘUPKA a M. HARTL. Visualization of Lubrication Film in Model of Synovial Joint. 387-393. Dostupné z: doi:10.24874/ti.2019.41.03.08

- [63] BORJALI, A, K MONSON a B RAEYMAEKERS. Friction between a *polyethylene pin and a microtextured CoCrMo disc, and its correlation to polyethylene wear, as a function of sliding velocity and contact pressure, in the context of metal-on-polyethylene prosthetic hip implants.* 568-574. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2018.07.005
- [64] NEČAS, D, K SADECKÁ, M VRBKA, A GALANDÁKOVÁ, M.A WIMMER, J GALLO a M HARTL. *The effect of albumin and γ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements.* 104117-104117. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104117

9 ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK, SYMBOLOV A VELIČÍN

9.1 Použité skratky

MTP	metatarzofalangeálny
MoP	kov na polyetylén
MoM	kov na kov
CoP	keramika na polyetylén
CoC	keramika na keramiku
CoM	keramika na kov
CoCrMo	kobalt-chróm-molybdén
UHMWPE	polyetylén s ultravysokou molekulárnou hmotnosťou
PMMA	polymetylmetakrylát
PBS	fosfátom pufrovaný solný roztok

9.2 Použité veličiny

S_p	hustota pokrytia povrchu mikroštruktúrou
r_p	polomer jamky mikroštruktúry
$2r_1$	rozstup
ε	pomer hĺbky a priemeru jamky mikroštruktúry
h_p	hĺbka jamky
F	zaťažovacia sila
μ	poissonov pomer
E	Youngov modul
d	priemer gule
a	polomer kontaktnej oblasti
p_{\max}	maximálny kontaktný tlak

10 ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV

Obr. 2-1	Prvý metatarzofalangeálny kĺb [5]	14
Obr. 2-2	Typy materiálových kombinácií bedrového kĺbu [8]	15
Obr. 2-3	Mechanické vlastnosti biomateriálov v porovnaní s kosťou [10]	16
Obr. 2-4	Konformný kontakt zdravého MTP kĺbu a kontakt po poškodení [11].....	17
Obr. 2-5	Porovnanie kontaktu kĺbových plôch pre kĺbovú protetiku z hľadiska odolnosti voči opotrebeniu [8]	17
Obr. 2-6	Prehľad umelých náhrad prvého MTP kĺbu a používané materiály [2]	18
Obr. 2-7	Náhrada MTP kĺbu firmy Prospan [15]	19
Obr. 2-8	Schéma pasívneho kovu pri podmienkach tribokorózie [21]	19
Obr. 2-9	Mechanizmus opotrebenia klznej plochy náhrady kĺbu [25].....	20
Obr. 2-10	Závislosť hĺbky jamiek na opotrebení UHMWPE [24]	21
Obr. 2-11	Priemerný súčiniteľ trenia pre rôzne návrhy mikroštruktúr [28].....	21
Obr. 2-12	Opotrebenie polyetylénu ako funkcia počtu cyklov pre (a) UHMWPE GUR 1050 (b) HXLPE a (c) VEXPE UHMWPE s štruktúrovanými a neštruktúrovanými diskami CoCrMo [27].....	22
Obr. 2-13	Mechanické vlastnosti biomateriálov v porovnaní s kosťou [10]	23
Obr. 2-14	Súčiniteľ trenia medzi polyetylénom a neštruktúrovaným diskom 1 a štruktúrovanými diskami 2-6 v závislosti na klznom parametri [42].....	25
Obr. 2-15	Súvislosť súčiniteľa trenia a počtu častíc v čase [52].....	26
Obr. 4-1	Schéma tribometru [56]	30
Obr. 4-2	Schéma a obrázok mikroobrábacej stanice (realizované ÚPT AV ČR).....	32
Obr. 4-3	Zobrazenie mikroštruktúry pomocou profilometru (realizované ÚPT AV ČR)	32
Obr. 4-4	Kótovanie rozmerov mikroštruktúry	33
Obr. 4-5	Schéma vyhodnocovania záznamu z vysokorýchlostnej kamery	36
Graf 5-1	Súčiniteľ trenia v závislosti na hustote pokrytia mikroštruktúrou.....	38
Graf 5-2	Súčiniteľ trenia v závislosti na hustote pokrytia mikroštruktúrou.....	38
Graf 5-3	Trendy pokrytia plochy kontaktu štruktúrovanej a neštruktúrovanej vzorky pre tvrdé páry	40

Graf 5-4	Trendy pokrytia plochy kontaktu albumínom pre mäkké páry	41
Graf 5-5	Trendy počtu častíc v kontaktnej oblasti pre tvrdé páry	42
Graf 5-6	Trendy počtu častíc v kontaktnej oblasti pre mäkké páry	42
Graf 5-7	Trendy veľkosti častíc v kontaktnej oblasti pre tvrdé páry	43
Graf 5-8	Trendy veľkosti častíc v kontaktnej oblasti pre mäkké páry	43

11 OZNAM TABULIEK

Tab. 4-1	Parametre mikroštruktúr	33
Tab. 4-2	Zloženie synoviálnej kvapaliny [51].....	34
Tab. 4-3	Podmienky experimentu	35
Tab. 4-4	Materiálové charakteristiky	35
Tab. 5-1	Výsledky merania súčiniteľa trenia tvrdých párov	38
Tab. 5-2	Výsledky merania súčiniteľa trenia mäkkých párov	39

12 ZOZNAM PRÍLOH

- Príloha 1 Laboratórny protokol – meranie so sklom B270
- Príloha 2 Laboratórny protokol – meranie s PMMA
- Príloha 3 Vyhodnotenie pomocou zmeny intenzity signálu
- Príloha 4 Počet častíc a ich priemerná veľkosť