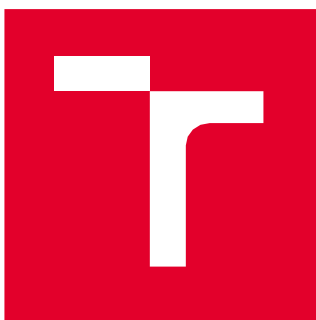




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

PERSPEKTIVA FULLERENŮ PRO KLOUBNÍ IMPLANTÁTY

PERSPECTIVE OF FULLERENES FOR JOINT IMPLANTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Oliver Svrček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2026

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Oliver Svrček**
Studijní program: Základy strojního inženýrství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**
Akademický rok: 2025/26

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

Perspektiva fullerenů pro kloubní implantáty

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

WS₂ fullereny, představují unikátní nanostrukturovaný materiál s vynikajícími tribologickými vlastnostmi. Díky své sférické morfologii fungují jako „nano–kuličková ložiska“, která se snadno valí mezi třecími povrchy a současně se mohou postupně rozkládat na ultratenké vrstvy, čímž vytvářejí samo obnovující se mazací film. Tyto vlastnosti vedou k výraznému snížení tření i opotřebení. V oblasti biotribologie se fullereny jeví jako perspektivní materiál pro aplikace v kloubních implantátech, kde by mohl zlepšit mazací podmínky v prostředí tělních tekutin a tím prodloužit životnost implantátů.

Typ práce: výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem je experimentální popis vývoje součinitele tření a míry opotřebení mezi kloubními povrchy za přítomnosti WS₂ fullerenů ve formě aditivované kloubní kapaliny nebo povlaků. Tribologické chování třecích povrchů implantátů bude analyzováno pomocí pin-on-plate tribometru.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- kritická rešerše aktuálních vědeckých publikací,
- návrh metodiky pro tribologické testování implantátů (příprava vzorků třecích dvojic, analýza zatížení a kinematiky, příprava kloubní kapaliny, nastavení simulátoru),
- analýza topografie třecích povrchů vzorků před a po experimentech,
- měření součinitele tření a následné vyhodnocení míry opotřebení pro vybrané třecí dvojice,
- zpracování naměřených dat, jejich analýza a interpretace.

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:

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

Seznam doporučené literatury:

CHEN, Tongming; ZOU, Hang; WU, Xiaoju; CHEN, Yuan; SITU, Bo et al. Fullerene-like MoS₂ Nanoparticles as Cascade Catalysts Improving Lubricant and Antioxidant Abilities of Artificial Synovial Fluid. ACS Biomaterials Science & Engineering. 2019, vol. 5, no. 6, s. 3079- 3088. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.9b00372>.

WU, Qian; LI, Honglin; WU, Liangbin; BO, Zihan; WANG, Changge et al. Synergistic Lubrication and Antioxidation Efficacies of Graphene Oxide and Fullerenol as Biological Lubricant Additives for Artificial Joints. Lubricants. 2022, vol. 11, no. 1, s. 11. <https://doi.org/10.3390/lubricants11010011>.

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

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.

ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.

děkan fakulty

ABSTRAKT

Ochorenia kĺbovej chrupavky, najmä osteoartróza, predstavujú závažný medicínsky problém postihujúci až štvrtinu dospeléj populácie. Zavedenie lokálnych kĺbových implantátov ako menej invazívnej alternatívy k totálnym náhradám prináša novú kontaktnú oblasť medzi kovom a natívnou chrupavkou, kde dochádza k zvýšeniu trenia a opotrebenia.

Cieľom tejto práce je experimentálne overiť, či anorganické nanočastice na báze disulfidu volfrámu (IF-WS₂) pridané do synoviálnej kvapaliny dokážu zlepšiť mazacie podmienky na tomto rozhraní.

Tribologické merania boli realizované na pin-on-plate tribometri, kde pin z natívnej hovädzej chrupavky bol v kontakte s doštičkami z troch materiálov – CoCrMo, Ti6Al4V a Ti6Al4V s povlakom DLC. Synoviálna kvapalina bola aditivovaná IF-WS₂ nanočasticami v koncentráciách 0, 100 a 200 µg/ml, pričom každá kombinácia materiálu a koncentrácie bola opakovaná trikrát.

Najnižší priemerný koeficient trenia 0,1166 bol dosiahnutý pri kombinácii Ti6Al4V + DLC s koncentráciou 200 µg/ml WS₂, čo predstavuje zlepšenie až o 66 % v porovnaní s čistou synoviálnou kvapalinou. Pri porovnaní materiálov pri rovnakých koncentráciách sa poradie výsledkov ustálilo nasledovne: Ti6Al4V + DLC, Ti6Al4V, CoCrMo. Pridanie IF-WS₂ nanočastíc vo všeobecnosti znížilo koeficient trenia, pričom vyššia koncentrácia 200 µg/ml prinášala konzistentne lepšie výsledky.

Výsledky potvrdzujú, že IF-WS₂ nanočastice majú silný potenciál ako aditívum do synoviálnej kvapaliny pri viskosuplementácii. Pre klinické využitie sú nevyhnutné ďalšie experimenty zahŕňajúce dlhodobé testovanie, dôkladnejšie vyhodnotenie opotrebenia chrupavky a ďalšie overenie cytotoxicity pri fyziologicky relevantných podmienkach.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

disulfid volfrámu, fullereny, kĺbové implantáty, súčiniteľ trenia, biotribológia, synoviálna kvapalina

ABSTRACT

Diseases of the articular cartilage, particularly osteoarthritis, represent a serious medical problem affecting up to a quarter of the adult population. The introduction of local joint implants as a less invasive alternative to total replacements creates a new contact area between metal and native cartilage, where friction and wear are increased.

The aim of this study is to experimentally verify whether inorganic fullerene-like tungsten disulfide (IF-WS₂) nanoparticles added to synovial fluid can improve lubrication conditions at this interface.

Tribological measurements were performed on a pin-on-plate tribometer, where a pin made of native bovine cartilage was in contact with plates made of three materials – CoCrMo, Ti6Al4V, and DLC-coated Ti6Al4V. The synovial fluid was doped with IF-WS₂ nanoparticles at concentrations of 0, 100, and 200 µg/ml, with each combination of material and concentration repeated three times.

The lowest average coefficient of friction, 0.1166, was achieved with the Ti6Al4V + DLC combination at a WS₂ concentration of 200 µg/ml, which represents 66 % improvement compared to untreated synovial fluid. When comparing materials at the same concentrations, the order of results was as follows: Ti6Al4V + DLC, Ti6Al4V, CoCrMo. The addition of IF-WS₂ nanoparticles generally reduced the coefficient of friction, with the higher concentration of 200 µg/ml consistently providing better results.

The results confirm that IF-WS₂ have strong potential as an additive to synovial fluid for viscosupplementation. For clinical application, further experiments are necessary, including long-term testing, a more thorough evaluation of cartilage wear, and further verification of cytotoxicity under physiologically relevant conditions.

KEYWORDS

tungsten disulfide, fullerenes, joint implants, coefficient of friction, biotribology, synovial fluid

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

SVRČEK, Oliver. *Perspektiva fullerenů pro kloubní implantáty*. Online, bakalářská práce. Martin VRBKA (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2026. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/173551>. [cit. 2026-05-21].

POĎAKOVANIE

Rád by som poďakoval vedúcemu práce prof. Ing. Martinovi Vrbkovi, Ph.D. za cenné rady pri vypracovaní tejto záverečnej práce. Ďakujem aj pánovi Ing. Pavlovi Čípkovi, Ph.D. za konzultácie a pomoc v laboratóriu a Mgr. Petrovi Čípkovi za pomoc pri vyrážaní pinov z chrupaviek a miešanie synoviálnej kvapaliny. Ďalej by som sa chcel poďakovať svojej rodine za podporu naprieč celým štúdiom.

PREHLÁSENIE AUTORA O PÔVODNOSTI PRÁCE

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

Na záver prehlasujem, že pri vypracovaní tejto práce bola využitá umelá inteligencia za účelom vyhľadania odborných publikácií, úpravy štylizácie textu, generácie obrázkov a pomoci s kódom v programe MATLAB.

.....

Podpis autora

OBSAH

1	ÚVOD	11
2	PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA	12
2.1	Fullereny	12
2.1.1	Disulfid volfrámu (WS_2)	13
2.1.2	Využitie WS_2 v tribológii	14
2.2	Synoviálne klby	14
2.2.1	Synoviálna chrupavka	15
2.2.2	Defekty chrupaviek	17
2.3	Liečba defektov chrupavky	18
2.3.1	Totálne klbové náhrady	18
2.3.2	Lokálne implantáty	19
2.3.3	Viskosuplementácia	20
2.4	Synoviálna kvapalina	21
2.5	Tribológia totálnych klbových náhrad	22
2.6	Tribológia lokálnych klbových náhrad	23
2.7	Režimy mazania	24
2.7.1	Vzťah medzi chôdzou a hrúbkou maziva	25
2.8	Metódy merania trenia v klboch	27
2.8.1	Stacionárna kontaktná oblasť (SCA)	27
2.8.2	Migračná kontaktná oblasť (MCA)	28
2.8.3	Prístroje na meranie súčiniteľa trenia	28
2.8.4	Opotrebenie chrupavky	29
2.9	Vplyv nanočastíc na súčiniteľ trenia a cytotoxicitu	30
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE	35
3.1	Analýza problému	35
3.2	Cieľ práce	36
4	MATERIÁL A METÓDY	37
4.1	Tribometer a experimentálna zostava	37
4.2	Testovacie materiály	38
4.3	Disulfid volfrámu (WS_2)	38
4.4	Cytotoxicita disulfidu volfrámu	39

4.5	Príprava pinu z natívnej chrupavky	40
4.6	Príprava aditivovanej SK	40
4.7	Podmienky merania	42
4.8	Vyhodnotenie súčiniteľa trenia	42
5	VÝSLEDKY	44
5.1	CoCrMo	45
5.2	Ti6Al4V	46
5.3	Ti6Al4V + DLC	47
5.4	Prehľad všetkých meraní	48
5.5	Sedimentácia fullerénov	49
6	DISKUSIA	51
7	ZÁVER	54
8	ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV	56
9	ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK, SYMBOLOV A VELIČÍN	61
9.1	Použité fyzikálne veličiny	61
9.2	Použité skratky	62
10	ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV	63
11	ZOZNAM TABULIEK	65
12	ZOZNAM PRÍLOH	66

1 ÚVOD

Kĺbové implantáty sú dnes v klinickej praxi bežne zavádzané ako náhrada kĺbu pri ochoreniach synoviálnej chrupavky, napr. pri osteoartróze (OA). V súčasnosti sa na náhrady používajú najmä endoprotézy, ktoré sú pomerne invazívnou formou implantátu. Najväčší problém, ktorý sledujeme pri endoprotézach je skutočnosť, že potreba týchto implantátov sa s postupom času zvyšuje pre ľudí s čoraz nižším vekom. Vzhľadom na obmedzenú životnosť totálnych kĺbových náhrad, ktorá sa pohybuje v rozsahu 10–15 rokov [1], je potrebné prísť s riešením, ktoré poskytne menej invazívnu a dlhšie trvajúcu alternatívu.

Ako riešenie tohto problému sa ponúka variant lokálnych implantátov, ktorý nie je taký invazívny ako endoprotézy. Namiesto náhrady celého kĺbu sa nahradí len postihnutá časť chrupavky vhodným, biokompatibilným materiálom. Vzhľadom na súčasné technológie umožňujúce jednoduchšiu výrobu sa táto metóda môže stať čoraz dostupnejšia.

Ďalším významným faktorom výrazne ovplyvňujúcim životnosť implantátov je trenie. Toto závisí od voľby materiálov a mazacieho média, ktorým je v tomto prípade synoviálna kvapalina (SK). V kĺboch postihnutých OA je častým sprievodným efektom zvýšenie koeficientu trenia. Toto ďalej rozvíja ťažkosti spojené s OA a znižuje kvalitu života pacienta. Navyše použitie lokálnych implantátov v súvislosti s liečbou OA vytvára novú kontaktnú oblasť medzi chrupavkou a materiálom implantátu. Táto nová kontaktná oblasť vykazuje riziko zvýšenia súčiniteľa trenia na rozhraní trecích povrchov.

Jednou z možností, ako priaznivo ovplyvniť tribologické pomery v takejto kontaktnej oblasti, je použitie nanočastíc s vynikajúcimi lubrikačnými vlastnosťami. Anorganické nanočastice podobné fullerenom na báze disulfidu volfrámu (IF-WS₂) predstavujú v tomto kontexte mimoriadne zaujímavý materiál. Vďaka svojej uzavretej sférickej morfológii fungujú ako nano-guličkové ložiská, ktoré sa odvalujú medzi trecími povrchmi a súčasne sa postupne odlupujú na ultratenké vrstvy. Týmto mechanizmom vytvárajú samo obnovujúci sa mazací film. Výsledkom je výrazné zníženie koeficientu trenia a miery opotrebenia. Tieto vlastnosti boli skúmané nielen v priemyselných aplikáciách, ale sú predmetom rastúceho záujmu aj v oblasti biotribológie.

Týmto materiálom sa na výskumnej úrovni zaoberá Mgr. Vojtěch Kunderát, Ph.D. et Ph.D. z Ústavu chémie Masarykovej univerzity, ktorý je na tieto nanočastice odborník. Práve on oslovil Ústav konštruovania na VUT s cieľom skúmať mazacie účinky IF-WS₂ na modeli kĺbových implantátov v ľudskom tele.

2 PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

2.1 Fullereny

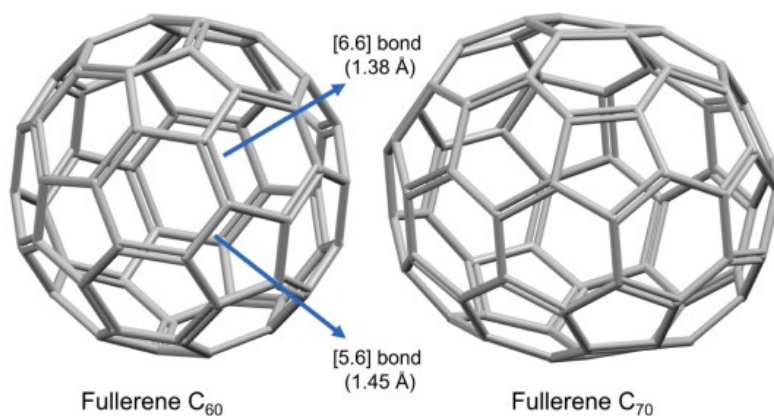
C₆₀ fullerén (obr. 2-1), objavený v roku 1985, je alotropická modifikácia uhlíka s dutou guľovou štruktúrou. Je tvorený z 12 päťuholníkov a 20 šesťuholníkov do guľového tvaru, pripomínajúc futbalovú loptu [2]. Takáto konfigurácia je jedna z najčastejších a vyznačuje sa veľkou stabilitou, pretože tu nedochádza k významným pretvoreniam [2].

C₆₀ fullerén bol objavený skupinou vedcov v experimente zameranom na odparenie grafitu pomocou laserového paprsku v inertnej atmosfére, pričom úlohou experimentu bolo simulovať podmienky v okolí veľkých hviezd vo vesmíre [2; 3].

Tieto nanočastice sú veľmi silné a húževnaté a majú vysoký objemový modul pružnosti. Pre C₆₀ konfiguráciu dosahuje táto hodnota až 668 GPa pri stačení na 75% veľkosť [2]. Táto konfigurácia sa tiež vyznačuje vysokou chemickou stabilitou [2].

Fullerény nachádzajú uplatnenie aj ako supervodiče alebo v organických solárnych článkoch, kde zlepšujú prenos elektrického náboja vďaka svojim chemickým vlastnostiam. Chovajú sa ako dobrý akceptor elektrónov, čo je v solárnych článkoch dôležitá vlastnosť [2]. Okrem toho majú aj širokú škálu uplatnenia v biomedicíne. Využívajú sa na prenos liečiv v tele, boji s vírusovými ochoreniami alebo ako kontrastné látky pre MRI, pričom sa v porovnaní s konvenčnými kontrastnými látkami dokážu udržať v tele dlhšie [2].

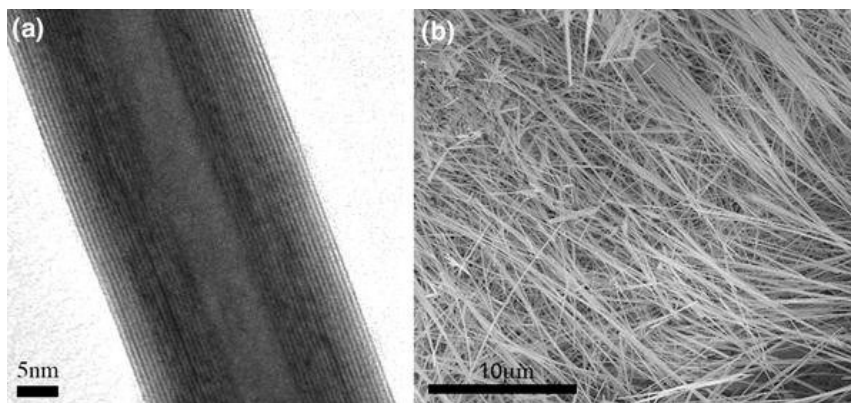
Nakoniec sa využívajú aj v kozmetike pri rôznych kozmetických prípravkoch. Napríklad pri zmierňovaní zápalov, v opaľovacích krémoch alebo v estetických doplnkoch [2]. Je možné ich použiť aj ako bio-senzory v tele zaznamenávajúce rôzne biologické signály v tele vďaka svojej schopnosti absorbovať energiu [2].



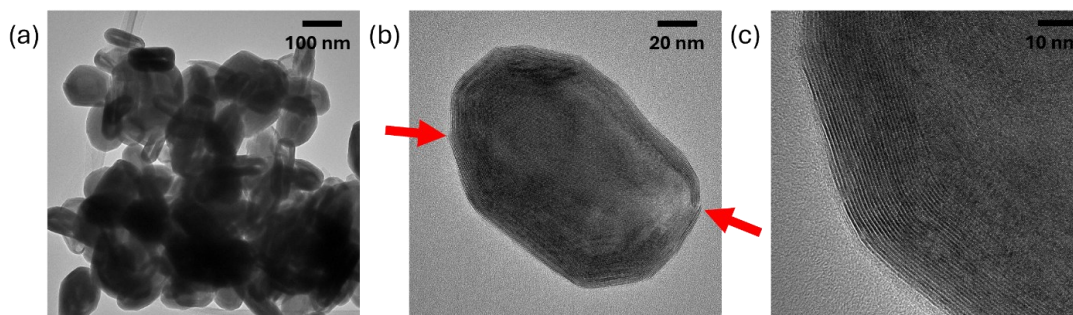
Obr. 2-1 Štruktúra C₆₀ fullerenu a C₇₀ fullerenu [3].

2.1.1 Disulfid volfrámu (WS_2)

WS_2 je anorganický materiál podobný fullerenu (inorganic fullerene-like material – IF). Ide o prechodný kovový dichalkogenid. Prvý krát ich objavil Tenne [4] v roku 1992. Používa sa v rôznych morfológiách a štruktúrnych usporiadaniach. Napríklad vo forme tenkých vrstiev, doštičiek, mikrovláken, rúrok (obr. 2-2) alebo nanočastíc (obr. 2-3) [5]. Jeho výhodou je aj vysoká dostupnosť a nízka cena [6].



Obr. 2-2 Nanorúrky WS_2 v a) SEM a b) TEM snímkach [7].



Obr. 2-3 Nanočastice IF- WS_2 class II v TEM: a) snímka zhluku nepoškodených nanočastíc, b) snímka 1 nanočastice, c) priblíženie snímky 1 nanočastice. Červené šípky poukazujú na defekty v štruktúre stien nanočastice [8].

Tvorí uzavreté štruktúry zo sústredných vrstiev do útvaru kletky [2]. Ide o mimoriadne odolné častice, ktoré v závislosti na svojom usporiadaní dosahujú medzu pevnosti v tlaku 1 – 2,5 GPa. Menšie, kvázi-sférické častice vykazovali väčšie hodnoty medze pevnosti v porovnaní s väčšími, viacstrannými časticami [2]. V axiálnej osi dokážu nano-rúrky z WS_2 zniesť 5 – 14 % pretvorenie a vykazujú radiálne moduly pružnosti 1,7 – 5,8 GPa [7]. Hoci je WS_2 metastabilnou fázou, tak v konfigurácii fullerenov a nanotrubiiek ide o pomerne stabilné látky s nižšou náchylnosťou k oxidácii [8]. Ako opísala Rosentsveig a kol. [8], miera oxidácie je však výrazne ovplyvnená spôsobom skladovania.

Ich mechanické vlastnosti sa premietajú do širokej škály uplatnenia. Vďaka veľkému povrchu a mechanickej stabilite sú WS_2 fullerény vynikajúcimi prísadami do tuhých mazív, ktoré zlepšujú odolnosť voči opotrebeniu a znižujú trenie v automobilovom a námornom priemysle alebo aj v obrábacích procesoch [6].

WS₂ nanorúrky pri začlenení do polymérov v koncentráciách < 1 hm.% zvyšujú moduly v ťahu a šmyku, medzu klzu a lomovú húževnatosť. Toto sa dá využiť vo výrobe pevnejších a odolnejších kompozitov [5; 9]. Ich morfológia, stabilita a pevnostné charakteristiky dokazujú, že majú svoje využitie aj v zlepšovaní mazacích vlastností nielen v priemysle aj v medicíne. Tým, že ide o netoxické nanočastice, tak je možné ich využiť aj v biokompatibilných polyméroch [9].

Medzi ostatné praktické aplikácie WS₂ nanočastíc patrí využitie vo fotovoltaiických článkoch [9], príprava poľových tranzistorov [10], ultra-filtračné schopnosti [5] alebo využitie vo fotoelektrochemických aplikáciách [10].

2.1.2 Využitie WS₂ v tribológii

Ako bolo spomenuté, WS₂ dokáže zlepšiť mazanie a má preto svoje využitie aj v tribológii [8; 6]. Pri pridaní do maziva tvorí ochranný film, ktorý ďalej zlepšuje lubrikačné vlastnosti maziva a znižuje súčiniteľ trenia a opotrebenie [6; 11; 12]. Tento film sa vytvára odlupovaním vrstiev WS₂ vplyvom plastických deformácií [12][11; 11; 12]. Najlepšie výsledky sme v doterajších výskumoch zaznamenali, keď boli WS₂ použité v kombinácii s grafénom [6].

Okrem aditíva v mazive je možné WS₂ použiť aj ako tuhé mazivo [8]. Pri pridaní stopových množstiev WS₂ nanorúrok na trecie rozhranie bolo zistené, že zlepšujú lubrikačné vlastnosti a zlepšujú aj pevnosť a húževnatosť polymérov na rozhraní [9].

Čo sa týka opotrebenia, tak tieto nanočastice výrazne znižujú mieru opotrebenia trecích povrchov [9]. Pri pridaní WS₂ do maziva sa pri vysokej záťaži mazivo nevytlačí z kontaktnej oblasti. Tým pádom povrch ostáva skoro nezmenený [12].

2.2 Synoviálne kĺby

Kĺby zaisťujú pohyb 2 alebo viac pohyblivých členov, v tomto prípade kostí. Z hľadiska pohyblivosti rozlišujeme 3 druhy kĺbov: [13]

- Synartrózy
- Amfiartrózy
- Diartrózy

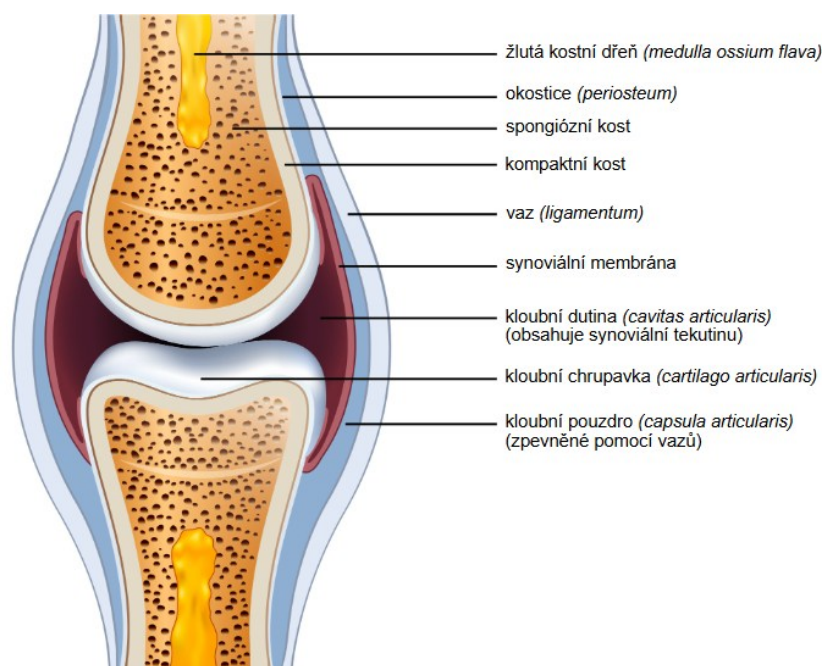
Posledný druh, diartrózy, predstavujú voľne pohyblivé skĺbenia umožňujúce pomerne rozsiahly pohyb. Radí sa sem väčšina kĺbov na hornej a dolnej končatine [13].

Podľa štruktúry delíme kĺby na:

- Väzivové
- Chrupavkovité
- Synoviálne

Väzivové kĺby spájajú kosti väzivovým tkanivom. Chrupavkovité kĺby spájajú kosti pomocou chrupaviek. Synoviálne kĺby sa vyznačujú veľkou pohyblivosťou a ako jediné obsahujú kĺbovú dutinu [13]. Je to zároveň ten druh kĺbov, na ktorý sa bude táto práca zameriavať v súvislosti s lokálnymi implantátmi.

Táto kĺbová dutina je vyplnená synoviálnou kvapalinou podľa obr. 2-4.



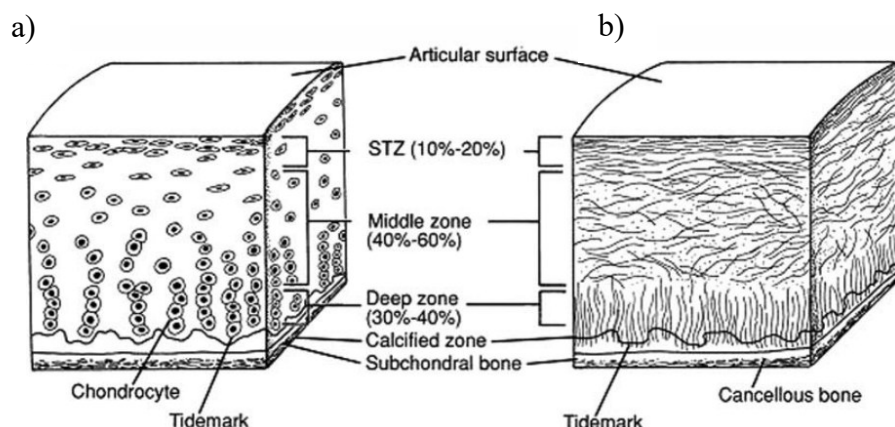
Obr.2-4 Štruktúra synoviálneho kĺbu [13].

2.2.1 Synoviálna chrupavka

Nazýva sa tiež hyalinná alebo artikulárna. Je to 2–4 mm hrubé tkanivo bez obsahu nervov alebo ciev [14]. Je tvorená hustou extracelulárnou matricou, ktorej hlavná stavebná zložka sú bunky nazývané chondrocyty. Ďalšími dôležitými stavebnými zložkami sú voda, kolagén, proteoglykán, glykoproteíny a iné proteíny [14]. Je tvorená tekutou a pevnou fázou [14].

Chrupavka sa skladá zo 4 vrstiev (obr. 2-5):

- Povrchová vrstva
- Stredná vrstva
- Hlboká vrstva
- Kalcifikovaná vrstva



Obr. 2-5 Stavba chrupavky: a) vrstvy tvoriace chrupavku vyjadrené pomocou výskytu chondrocytov¹; b) usporiadanie kolagénových vlákien v chrupavke [14].

Povrchová vrstva chráni chrupavku proti šmykovým napätiam pôsobiacim na chrupavku. Táto vrstva predstavuje približne 10–20 % objemu chrupavky a je v priamom kontakte so synoviálnou kvapalinou, ktorá pomáha chrupavke odolávať záťaži [14].

Pod ňou sa nachádza stredná, niekedy nazývaná aj prechodná, vrstva. Jej hrúbka sa pohybuje v rozmedzí 40–60% objemu chrupavky. Funguje ako funkčné prepojenie medzi vrstvami a ako prvá odoláva tlakovým silám pôsobiacim na chrupavku [14].

Hlboká vrstva tvorí zhruba 30% objemu chrupavky a zohráva najdôležitejšiu úlohu pri zvládaní tlaku. Toto je spôsobené aj usporiadaním kolagénových vlákien, ktoré sú orientované v radiálnom smere [14].

Kalcifikovaná vrstva chrupavky je od hlbkej vrstvy oddelená tzv. tidemark zónou. Úlohou tejto poslednej vrstvy je zaväzbenie celej chrupavky na kosť. Tento efekt je dosiahnutý ukotvením kolagénových vlákien v subchondálnej kosti [14].

Celá chrupavka vykazuje viskoelastické vlastnosti. Jej úlohou je zaistiť hladký pohyb kostí v kĺboch a premiestniť záťaž pôsobiacu na kĺb do subchondálnej kosti. V zdravom stave dokáže zniesť vysoké cyklické namáhanie bez viditeľného poškodenia [15]. Pri vystavení záťaži vykazuje správanie, ktoré je závislé na čase. Je to spôsobené práve viskoelastickým chovaním chrupaviek [15]. Toto chovanie je zložité a nemôžeme preto pre chrupavku určiť parametre, ktoré poznáme pri kovoch, ako napr. Youngov modul pružnosti [14].

Zaujímavými javmi sú pri zaťažovaní aj creep a relaxácia napätia. Creep nastáva pri konštantnom tlaku. Relaxácia napätia nastane po tom, čo chrupavku deformujeme a ponecháme ju v tomto stave pretvorenia. Napätie vyjde na maximum a následne dôjde k jeho relaxácii [14].

¹ Chondrocyty – základné stavebné bunky tvoriace chrupavku

2.2.2 Defekty chrupaviek

Pri defektoch chrupaviek je narušená fyziologická homeostáza² [16] a chrupavka nie je schopná prenášať zaťaženie ako v zdravom stave. Príčiny týchto defektov môžu mať rôzny pôvod – biomechanický, autoimúnny alebo vplyvom genetiky. Medzi najčastejšie príčiny ochorenia chrupavky patria napr. úrazy, osteoartróza, degeneratívne poruchy kĺbov a rakovina [16].

Osteoartróza (OA) je klinicky najvýznamnejšie ochorenie kĺbovej chrupavky. Postihuje až 25% dospelaj populácie. Ide o poruchu, ktorá sa týka zvyčajne starších pacientov. Najviac postihnuté sú kĺby bedrové, kolenné a kĺby v dlani [16]. OA sa vyznačuje stuhnutosťou, chronickými bolesťami, opuchmi a obmedzenou pohyblivosťou kĺbov [17]. Je to zápalové ochorenie, ktoré postihuje celý kĺb, nielen chrupavku. Súvisí s nedostatočnou syntézou a uvoľňovaním kyseliny hyalurónovej (HA), proteoglykanov a kolagénov, cytokínov a iných enzýmov [16]. V kĺbe postihnutom OA dochádza ku vzniku trhlín, ktoré môžu zasahovať až do subchondálnej kosti [16]. Ďalšími sprievodnými javmi sú zápal [18], sklerotizácia kosti [17] a prechod z elastohydrodynamického režimu mazania na medzné mazanie [15].

Medzi ďalšie defekty môžeme zaradiť fokálne a osteochondálne defekty. Ide o miestne poškodenia chrupavky [16]. Fokálne defekty sa charakterizujú tým, že postihujú iba hyalinnú chrupavku a nezasahujú do subchondálnej kosti [16]. Osteochondálne efekty naopak zasahujú aj do subchondálnej kosti, čím sa porušuje mechanická integrita kĺbového povrchu [16]. Tieto poruchy ovplyvňujú aj tribologické vlastnosti kĺbu. Spôsobujú narušenie rovnomerného rozloženia záťaže v mieste defektu. Tým sa zvyšuje napätie na okrajoch takýchto lézií [15]. Toto vedie ku zvýšeniu trenia a strate mazacích schopností, čo môže vyústiť do celkovej OA [15].

² Homeostáza – schopnosť živých organizmov udržiavať stabilné vnútorné prostredie

2.3 Liečba defektov chrupavky

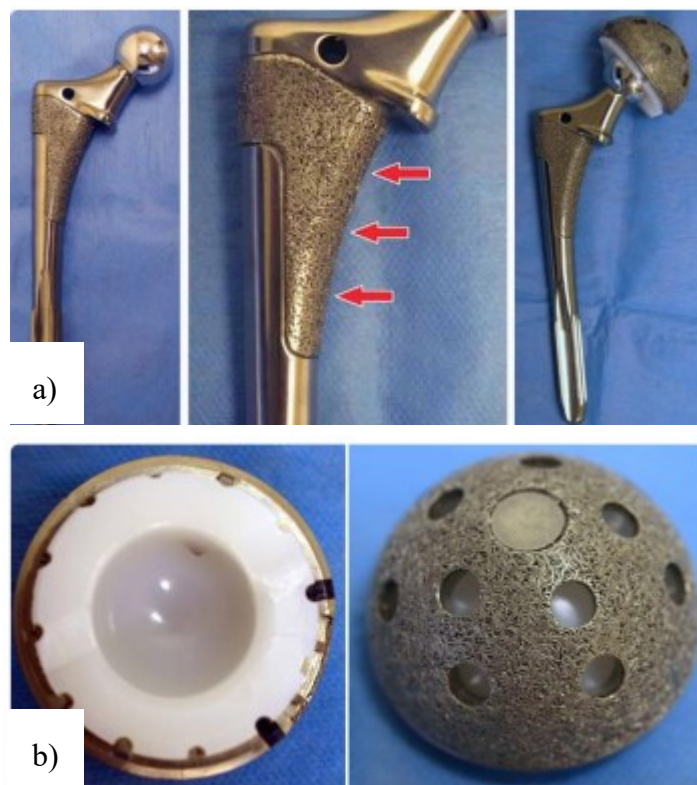
2.3.1 Totálne kĺbové náhrady

Endoprotézy sú už dlho osvedčená a rozšírená metóda liečby OA. Spočíva v odstránení celého postihnutého kĺbu a nahradením implantátom z biokompatibilného materiálu [19; 20]. Tento zákrok sa zvykne uvažovať pri pacientoch, ktorí majú veľké bolesti a nie sú schopní chôdze ani po biologických rekonštruktívnych metódach liečby [21; 22]. Taktiež sa táto forma náhrad odporúča pre pacientov nad 50 rokov. Najviac rozšírené sú implantáty bedrového kĺbu a kolena [21; 22].

Materiály, z ktorých sa tieto endoprotézy vyrábajú, sú kovové aj nekovové, čo môžeme vidieť aj na obr. 2-6 a obr. 2-7. Medzi kovové patria typicky CoCrMo, Ti6Al4V, nerezová oceľ alebo aj Ti6Al4V s povlakom DLC (diamond-like carbon) [19]. Medzi nekovové materiály sa radí vysokomolekulárny polyetylén (UHMWPE) alebo polyether ether ketón (PEEK) [20].



Obr. 2-6 Totálna kĺbová náhrada kolenného kĺbu [22].



Obr. 2-7 Endoprotéza bedrového kĺbu [21]: a) hlavica endoprotézy so stopkou. Šípky na strednom obrázku ukazujú povlak, ktorý zlepšuje zrastenie implantátu s kosťou; b) jamka endoprotézy.

2.3.2 Lokálne implantáty

V prípade, že pacient má menej ako 50 rokov, tak použitie endoprotéz býva diskutabilné z pohľadu životnosti. Do veľkej miery problém nastáva aj kvôli potrebe reoperácie, čo s rastúcim vekom prináša komplikácie [23].

Ako medzistupeň medzi chorou chrupavkou a totálnou kĺbovou náhradou sa pri osteoartróze používajú lokálne kĺbové implantáty (obr. 2-8). Pomocou týchto nahradíme postihnutú, resp. opotrebovanú časť chrupavky kovovým alebo iným implantátom v danom mieste [23; 24; 25]. Používajú sa pri pacientoch, pri ktorých už nepomáha biologická rekonštrukcia chrupavky [23].

Pri testovaní lokálnych implantátov na ovciach Caranzza a kol. [24] zistili, že voperovanie implantátu si vyžaduje vysokú presnosť a implantát nesmie prečnievať nad úroveň okolitej chrupavky. V opačnom prípade by došlo k vysokému opotrebeniu [24].

V komerčnej sfére sa najčastejšie používajú 4 druhy implantátov: [26]

- Episealer – na mieru vyrobený implantát z CoCr zliatiny vyrobený na základe 3D modelu kĺbu.
- HemiCAP – vyrobený z CoCr s povlakom na spodnej hrane.
- UniCAP – používa sa pri väčších defektoch. Je bifokálny, t. j. aplikuje sa ako na femorálnu, tak na tibiálnu stranu kĺbu.

- BioPoly – biosyntetický implantát s titánovým dříkom, ktorý má povrch z UHMWPE v kombinácii s kyselinou hyalurónovou (HA).

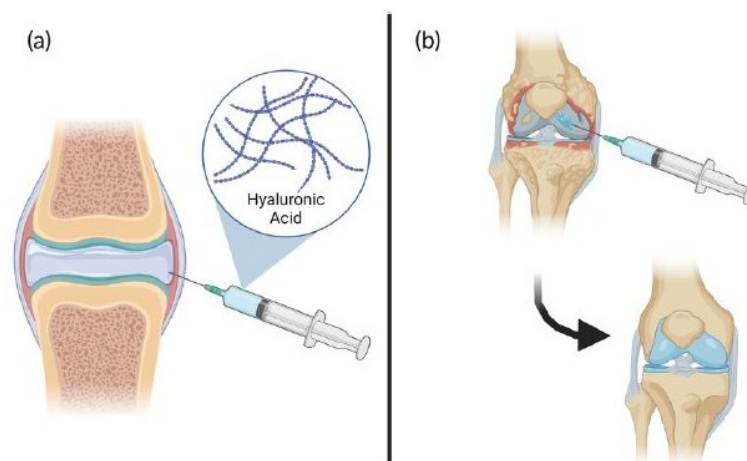


Obr. 2-8 Komerčné lokálne implantáty a) Episealer; b) HemiCAP; c) BioPoly [26].

2.3.3 Viskosuplementácia

Ide o neinvazívnu metódu liečby OA. Pacientovi sa vstrekuje viskosuplement do synoviálnej dutiny, v ktorej je SF [27]. Ako viskosuplement sa najčastejšie používa HA [28]. Hilšer [29] vo svojej diplomovej práci objavil aj synergetický efekt s pridaním povrchovo aktívnych fosfolipidov, vďaka ktorému je možné znížiť súčiniteľ trenia. Proces viskosuplementácie je znázornený na obr. 2-9.

Pointa tejto terapie je posilnenie degradovanej SF, čím sa obnovia jej pôvodné reologické vlastnosti [28] a dochádza aj ku zlepšeniu tribologických parametrov.



Obr. 2-9 Viskosuplementácia HA kĺbu postihnutého OA: a) schéma aplikácie; b) zlepšujúci účinok viskosuplementácie na postihnutý kĺb [30].

2.4 Synoviálna kvapalina

Je to nenenewtonovská kvapalina, ktorá vykazuje pseudoplastické správanie z hľadiska reológie [31]. Vyskytuje sa v kĺbovej dutine a slúži na mazanie kĺbovej chrupavky. Ide o viskóznou a nehomogénnu tekutinu. Za tieto reologické vlastnosti vďačí najmä kyseline hyalurónovej [32].

Bezchybná tribologická funkcia kĺbu závisí od presného biochemického zloženia synoviálnej tekutiny, ktoré má za následok nenenewtonovské reologické vlastnosti. Jednou z vlastností je tzv. shear-thinning. Spočíva v tom, že pri nízkych šmykových rýchlostiach sa správa ako pomerne viskóznou tekutina a pri vyšších rýchlostiach jej viskozita klesá [31]. Kľúčové zložky zabezpečujúce túto funkciu sú:

- Kyselina hyalurónová (HA) – je jednou z najvýznamnejších zložiek. Ide o lineárny polysacharid, ktorý zásadne zvyšuje viskozitu a elasticitu synoviálnej tekutiny [15; 32]. HA vytvára na povrchu chrupavky gélovitú vrstvu a výrazne prispieva k hydrodynamickému mazaniu [32; 33].
- Lubricín – je povrchovo aktívny glykoproteín, ktorý sa viaže na povrch chrupavky a zohráva primárnu rolu pri medznom mazaní. Adsorbujeme sa napríklad na kolagénové vlákna. Slúži zároveň ako kotva, ktorá na povrch chrupavky prichytáva ochranné viacvrstvé lipidové štruktúry [15; 32].
- Fosfolipidy – sú povrchovo aktívne látky tvoriace na artikulárnom povrchu viacvrstvé povlaky. Spolu s lubricínom pôsobia ako hlavné zložky prenášajúce záťaž v režime medzného mazania [32].

- Albumín a γ -globulín – sú sérové proteíny, ktoré poskytujú dôležité rozhranie pre adsorpciu na povrch chrupavky. Molekuly γ -globulínu sa silno adsorbujú na chrupavku, čím formujú tenkú stabilnú základnú vrstvu. Albumín sa následne podieľa na tvorbe hrubšej štruktúry vrstvy s nízkym šmykovým trením [32]. Experimentálne bolo zistené, že zhluky albumínu vytvárajú pre chrupavku stabilnú a účinnú mazaciu vrstvu [33].

2.5 Tribológia totálnych kĺbových náhrad

Z hľadiska geometrie v tribológii rozlišujeme konformné a nekonformné povrchy. Pri konformných povrchoch do seba povrchy tvarovo zapadajú a pri nekonformných do seba nezapadajú. Bedrové kĺby, najmä totálne náhrady bedrového kĺbu považujeme za konformné, pretože ide o guľové plochy [1]. Pri návrhu náhrad sa predpisuje vôľa medzi povrchmi v rádoch desiatín mikrometrov. Platí, že čím väčšia vôľa, tým nižšia konformita povrchu [1]. Braun [34] uvádza, že povrch chrupavky, rovnako ako aj implantátov nie je dokonale hladký a hodnota drsnosti R_a sa pohybuje v rozsahu 2 – 5 μm .

Na analytický popis kontaktu týchto 2 guľových plôch je možné využiť Hertzovu úlohu, ktorá síce vychádza z nekonformných povrchov, ale zvykne sa používať aj na model náhrady bedrového kĺbu [1]. Bod kontaktu je možné aproximovať kružnicou o polomere a (obr. 2-10), ktorý dostaneme podľa nasledujúcej rovnice: [1]

$$a = \sqrt[3]{\frac{3Fr_{eq}}{4E_{eq}}} \quad (1)$$

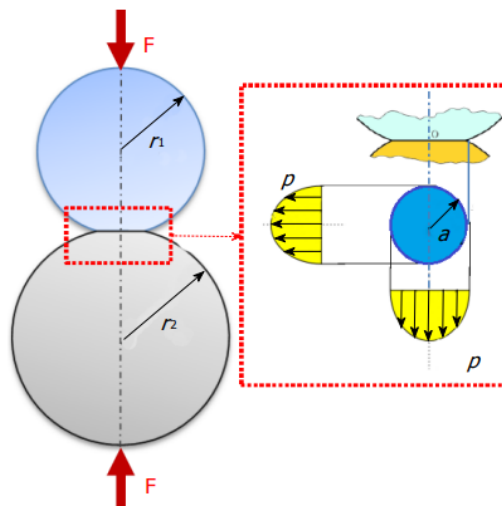
kde:

$$\frac{1}{r_{eq}} = \frac{1}{r_1} \pm \frac{1}{r_2} ; r_2 > r_1 \quad (2)$$

$$\frac{1}{E_{eq}} = \frac{1 - \nu_1}{E_1} + \frac{1 - \nu_2}{E_2} \quad (3)$$

Najvyšší kontaktný tlak potom môžeme spočítať ako:

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



Obr. 2-10 Kontakt 2 guľových plôch a zobrazenie priebehu tlaku v bode kontaktu [1].

Trenie v kĺboch môže byť valivé aj šmykové súčasne, pretože stykové plochy chrupaviek sa po sebe neodvalujú dokonale [1]. Toto trenie je kvantifikované tzv. súčiniteľom trenia μ . Matematicky ho môžeme vyjadriť rovnicou: [1]

$$\mu = \frac{F_t}{F_N} \quad (5)$$

Najväčší podiel na trení majú nerovnosti v mieste kontaktu plôch, prítomnosť maziva a materiál. Veľký význam má aj teplota prostredia a na styku plôch [1].

2.6 Tribológia lokálnych kĺbových náhrad

Na rozdiel od totálnych kĺbových náhrad, kde dochádza ku kontakte kovu na kov, pre lokálne implantáty je charakteristický kontakt kovu s chrupavkou. Líši sa to pochopiteľne aj od zdravého kĺbu, kde je kontakt dvoch chrupaviek, teda dvoch mäkkých tkanív [35].

Kvôli prítomnosti kovu na trecom rozhraní sa mení tribologická charakteristika kontaktnej oblasti nielen v porovnaní s endoprotézou, ale aj v porovnaní so zdravým kĺbom. Pri kontakte chrupavky s chrupavkou je trenie znižované dvomi mechanizmami mazania – intersticiálnym (weeping) mazaním a medzným mazaním [35].

Pridaním kovového neporézneho materiálu však nie je možné zabezpečiť intersticiálne mazanie a tým pádom je prítomný iba mechanizmus medzného mazania. Tento je v synoviálnych kĺboch závislý od zmáčavosti trecích povrchov. Pri niektorých kovoch, napr. CoCrMo, je zmáčavosť relatívne nízka a tým pádom sa znižuje efektívnosť medzného mazania. Toto vedie k nárastu opotrebenia chrupavky [35].

Ďalším zaujímavým javom, ktorý pri takomto kontakte môže nastať, je tzv. tribokorózia [36]. Pri priamom kontakte kovu, napr. CoCrMo, s chrupavkou pod vplyvom šmykových síl dochádza k mechanickému rozrušeniu pasivačnej vrstvy kovu. Následne vplyvom elektrolýzy dochádza k rozkladu pasivačnej oxidovej vrstvy na kovové ióny, ktoré sa vstrebávajú do matrice chrupavky. Takýto mechanizmus korózie v niektorých prípadoch pôsobí pre organizmus cytotoxicky [36].

2.7 Režimy mazania

Režim mazania v tribológii závisí od veľkosti medzery medzi kontaktnými povrchmi. Režimy mazania sú popísané parametrom mazania a dajú sa vykresliť aj na Stribeckovej krivke, ktorá udáva závislosť súčiniteľa trenia na charakteristickom čísle (obr. 2-11). Parameter mazania sa udáva podľa rovnice: [1]

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\sqrt{R_{q1}^2 + R_{q2}^2}} \quad (6)$$

Na základe vyššie uvedeného parametru mazania je možné popísať viac druhov mazania.

Medzné mazanie nastáva pri vysokom zaťažení a nízkych rýchlostiach pohybu, pričom hodnota parametra $\lambda < 1$ [1; 32]. V tomto stave chýba súvislý hydrodynamický mazivový film a povrchy sú od seba oddelené len jednou alebo dvoma vrstvami molekúl [15]. Tieto molekuly tvoria vrstvu, ktorá chráni chrupavku pred priamym opotrebovaním. V zdravom kĺbe sa neustále obnovuje rýchlejšie, ako sa spotrebováva [15].

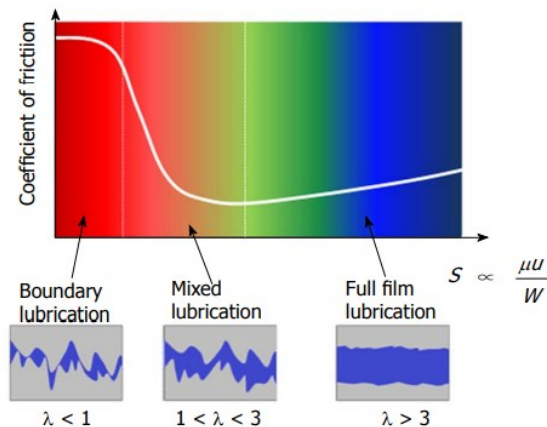
Zmiešané mazanie je prechodný stav, pre ktorý platí rozsah parametru mazania $1 < \lambda < 2$ [1; 32]. Zaťaženie je v tomto režime prenášané čiastočne priamym kontaktom mikronerovností povrchu a čiastočne hydrodynamickým tlakom prítomnej tekutiny [1].

Hydrodynamické mazanie nastáva pri vyšších rýchlostiach kĺzania alebo pri nižšom zaťažení, kedy je $\lambda > 3$ [1; 32]. Kĺbové plochy sú od seba úplne oddelené vrstvou maziva [15; 32]. Keďže chrupavka je mäkký a poddajný materiál, typicky sa uplatňuje tzv. elastohydrodynamické mazanie, pri ktorom tlak tekutiny spôsobuje elastickú deformáciu kĺbových plôch [1; 15; 32].

Vytlačacie mazanie je mechanizmus typický pre pohyb kĺbov ale už nie je charakterizované parametrom mazania. Vzniká pri vzájomnom kolmom približovaní kĺbových plôch, ako napríklad pri nárazovom došliapnutí [1]. Kvapalina sa medzi povrchmi stláča, čím narastá jej vnútorný tlak a dočasne nesie aplikované mechanické zaťaženie [1].

Vzhľadom na biologickú a pórovitú povahu chrupavky boli na opísanie jej tribológie sformulované aj ďalšie špecifické mechanizmy.

Mazanie Weeping je dané tým, že chrupavka má pórovitú štruktúru, do ktorej sa nasáva voda a synoviálna tekutina, čím póry slúžia ako vnútorná zásobáreň maziva [33]. Pri tlakovom zaťažení kĺbu je táto tekutina z pórov vytláčaná priamo do kontaktnej oblasti, čo napomáha oddeľovaniu povrchov a znižuje koeficient trenia. Kvôli tomuto mechanizmu tento druh mazania nazývame slziace (weeping) alebo intersticiálne [15; 33].

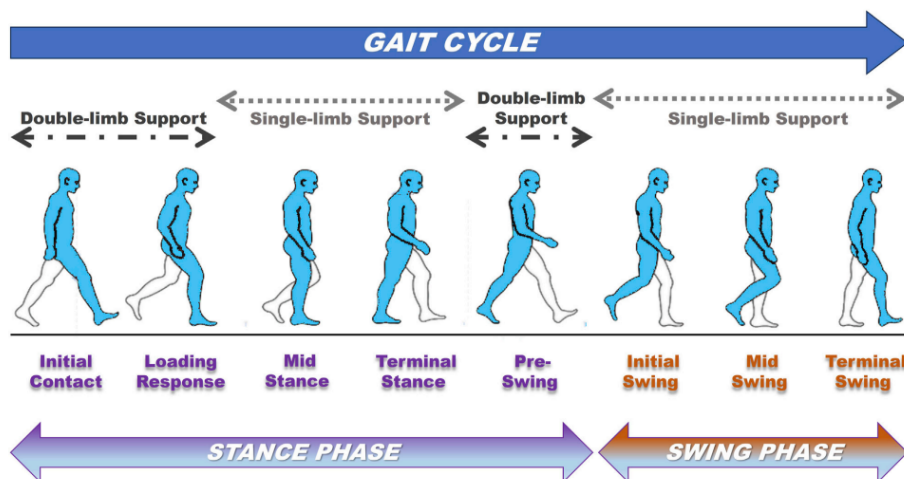


Obr. 2-11 Stribeckova krivka s vyznačením oblastí pre jednotlivé režimy mazania [1].

Agregácia proteínov (PAL – Protein aggregation lubrication) je špeciálny mechanizmus, ktorý vysvetľuje správanie proteínov obsiahnutých v synoviálnej tekutine [32]. Proteíny, ktoré sa nachádzajú v stredovej línii toku, sa pri vstupe do kontaktnej zóny zhľukujú [32]. Táto agregácia lokálne zvyšuje viskozitu maziva, čím sa zväčšuje hrúbka ochrannej vrstvy [32]. Tento efekt klesá s narastajúcou hydrodynamickou rýchlosťou pohybu, kedy do zóny vstupuje menej proteínov [32].

2.7.1 Vzťah medzi chôdzou a hrúbkou maziva

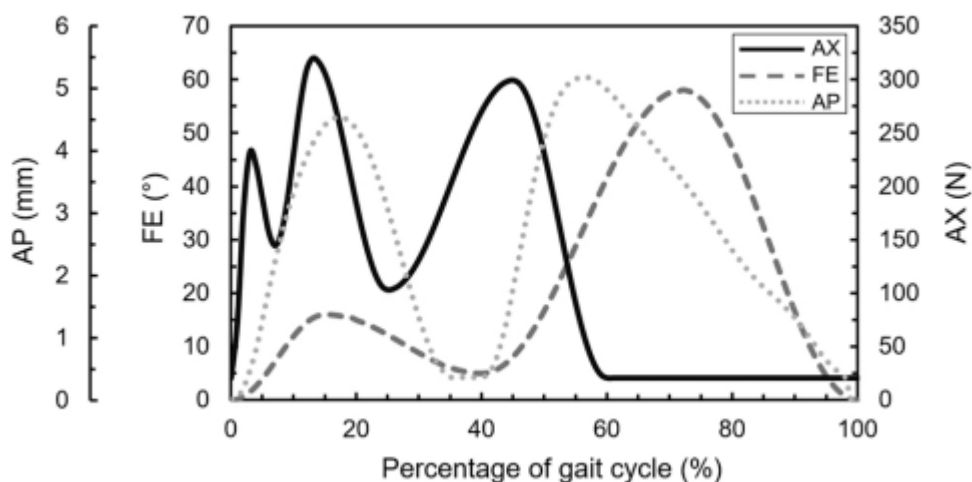
Chôdza človeka sa dá opísať cyklom, ktorý má 2 fázy – stojatú a švihovú [37; 38]. Abdullah a kol. [38] uvádza, že stojatá fáza tvorí 60% cyklu a švihová 40%. Stojatá fáza je taká, kedy je dolná končatina v kontakte so zemou a nesie hmotnosť tela. Je rozdelená na ďalšie menšie časti opísané v obr. 2-12. Pri švihovej fáze sa dolná končatina nenachádza v kontakte so zemou a pohybuje sa vo vzduchu. Táto fáza je tiež znázornená na obr. 2-12.



Obr. 2-12 Cyklus chôdze a jeho fáz [37]. Obrázok znázorňuje časti stojatej fázy a švihovej fázy. Z obrázka je tiež vidieť, kedy je váha tela nesená oboma dolnými končatinami a kedy naopak iba jednou.

V súvislosti s hrúbkou mazacieho filmu vykazuje najvyššie hodnoty hrúbky švihová fáza, v ktorej prevláda hydrodynamické mazanie. Tým, že na kĺb pôsobí nižšia záťaž, sa zachováva aj ochranná vrstva maziva [39]. Priebeh osovej sily pôsobiacej na kĺb je znázornený na obr. 2-13. Odehnal a kol. [40] pozorovali, že súčiniteľ trenia pri tejto fáze chôdze bol nestabilný a vykazoval vysoký rozptyl hodnôt. Prudký pokles osového zaťaženia spôsobil aj nárast súčiniteľa trenia [40].

Najnižšia hrúbka mazacieho filmu sa vyskytuje pri stojatej fáze. Dôvodom je vytlačenie maziva vplyvom väčšej osovej záťaže. Hoci sa vrstva synoviálnej kvapaliny stenčuje, nikdy sa nedostane na nulu práve vďaka efektu vytlačania filmu [39].



Obr. 2-13 Priebeh osovej sily v závislosti na percentuálnej fázy chôdze [40]. Osová sila je v legende uvedená ako AX. FE predstavuje uhol natočenia kĺbu a AP predstavuje posuv.

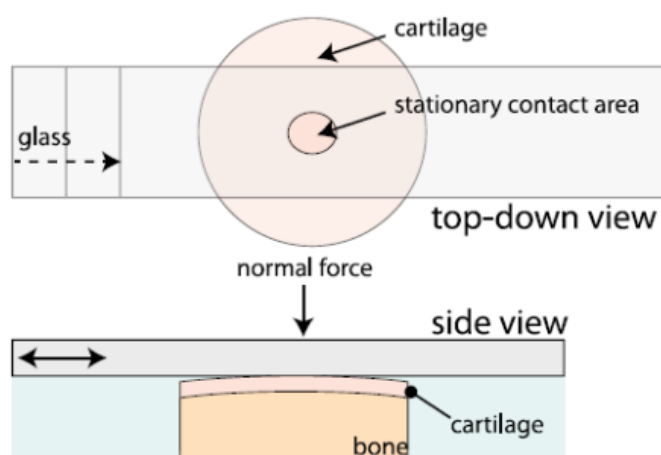
V prípade kĺbu človeka trpiaceho OA pozorujeme vystavovanie chodidla nižším tlakom ako pri zdravom chodidle so snahou vyhnúť sa bolesti. Pri tejto snahe pacienti podvedome znižujú záťaž na prednú a zadnú časť chodidla, majú pomalšiu chôdzu alebo kratšie kroky. Táto zmena biomechaniky chôdze je nazývaná aj ako „úniková stratégia“ [37]. V dôsledku tejto stratégie nastáva zmenšenie kontaktnej plochy, nedostatočnému odrazu alebo došľapu pri chôdzi a následnému preťažovaniu zdravých častí dolnej končatiny [37].

2.8 Metódy merania trenia v kĺboch

V biotribológii je dôležité dbať na správny výber metódy merania trenia, aby získané dáta dávali zmysel. V súčasnosti sa používajú na popis tribologických vlastností 2 rôzne prístupy z pohľadu metodiky – stacionárna a migračná kontaktná oblasť [29]. Ich rozdiel spočíva v kinematike v kontaktnej oblasti.

2.8.1 Stacionárna kontaktná oblasť (SCA)

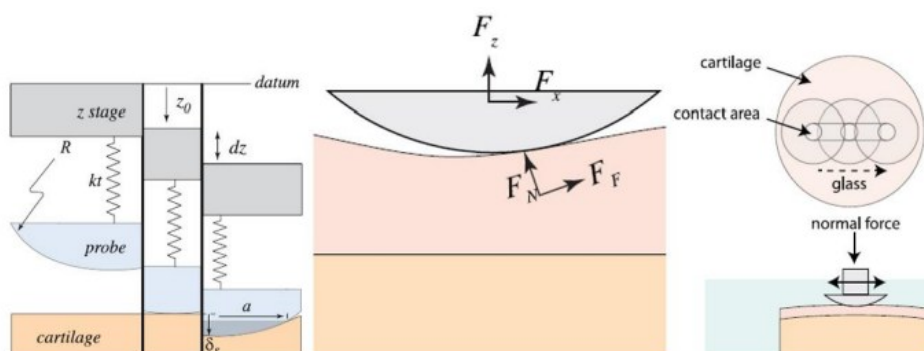
Ide o prístup, kedy sa kontaktná oblasť tribologického páru nemení a záťaž je sústredená na rovnakom mieste vzorky po celú dobu merania. Tento stav sa zabezpečí 2 spôsobmi. Pin (chrupavka) sa pohybuje a substrát (materiál implantátu) ostáva v pokoji alebo naopak – pin je stacionárny a substrát sa voči nemu pohybuje [29; 41]. Schéma tribologickej zostavy je znázornená na obr. 2-14. V takýchto konfiguráciách je pre súčiniteľ trenia typická logaritmicky rastúca krivka (obr. Z). Príčinou je dlhodobé vystavovanie chrupavky zaťaženiu, čo vedie k odtoku maziva a prechodu do režimu medzného mazania [29; 41].



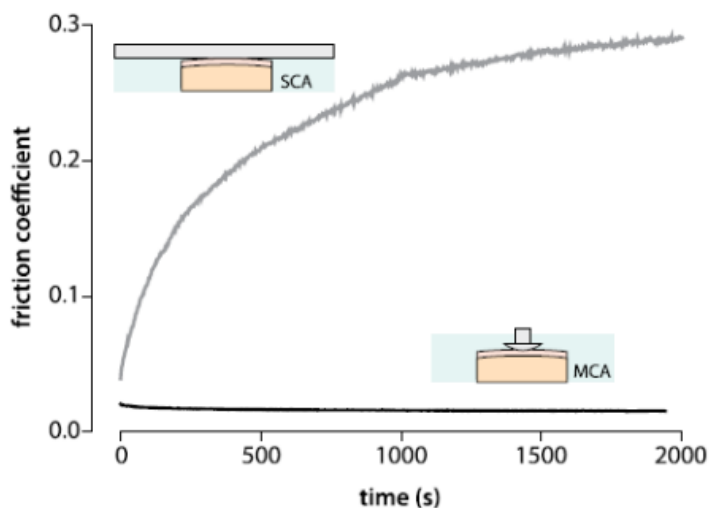
Obr. 2-14 Schéma tribologickej zostavy pri SCA [41].

2.8.2 Migračná kontaktná oblasť (MCA)

V MCA sa na rozdiel od SCA kontaktná oblasť mení. Je zabezpečená konštantná normálová sila aj napriek nerovnostiam povrchu chrupavky. Konštantná sila sa dosiahne konštrukciou, ktorá je pružne uložená a umožňuje odľahčovanie chrupavky (obr. 2-15). Vďaka tomu sa zachováva weeping mazanie [41]. Tým, že normálová sila sa nemení, tak aj súčiniteľ trenia ostáva po celý čas merania konštantný. V porovnaní s SCA sa navyše pri MCA dosahujú podstatne nižšie hodnoty súčiniteľa trenia (obr. 2-16). Podľa literatúry dokonca 60násobne menšie [41].



Obr. 2-15 Schéma konštrukcie tribologickej zostavy pre MCA [41].



Obr. 2-16 Porovnanie priebehu súčiniteľa trenia v čase pri MCA a SCA [41].

2.8.3 Prístroje na meranie súčiniteľa trenia

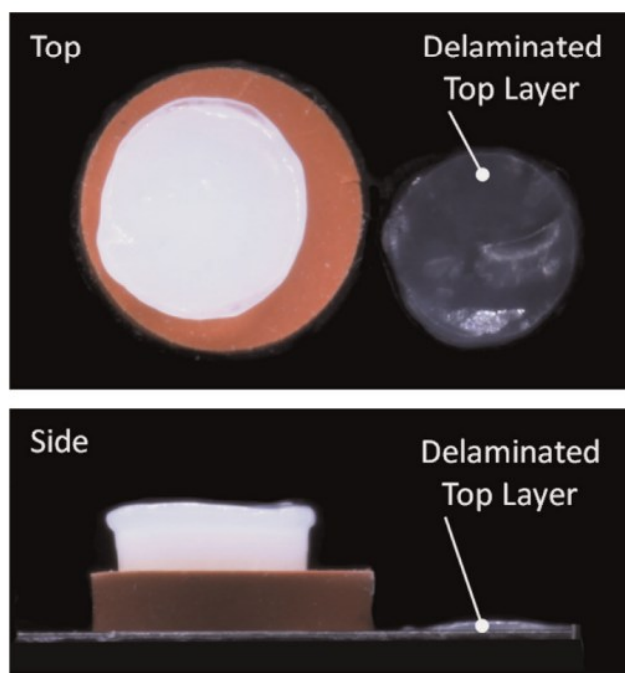
Súčiniteľ trenia je najčastejšie meraný na tribometri, ktorý tieto hodnoty zaznamenáva v mieste kontaktnej plochy. Tento prístroj má rôzne konfigurácie, v ktorých je možné merať súčiniteľ trenia. Používajú sa napríklad:

- Pin na kotúči/doske – skúmaná vzorka sa upne do držiaku, ktorý sa upne na aparatúru (pin). Pin je potom vystavený konštantnej normálovej sile a vratnému pohybu voči substrátu, pričom pin aj substrát sú ponorené vo vaničke s mazivom [15].
- Valivá guľôčka na doske – zabezpečuje nezávislý pohon guľôčky a disku, vďaka čomu vieme nastaviť rôzne kinematické podmienky. Zvyčajne sa používa na meranie trenia a opotrebenia trvalých kĺbových náhrad [15].
- Kyvadlový simulátor – pomocou útlmu kmitania vychýleného ramena vplyvom trenia v kontaktnej oblasti sa na základe útlmu uhlovej rýchlosti stanoví súčiniteľ trenia. Ide o alternatívnu konfiguráciu [42].

2.8.4 Opotrebenie chrupavky

Z pohľadu opotrebenia pozorujeme rozdiel medzi zdravým kĺbom a implantátmi [43]. V zdravom kĺbe funguje mechanizmus odtlakovania intersticiálnej tekutiny v chrupavke. Tekutina v póroch tak pri pohybe nesie väčšinu záťaže a tak sa udržiava konštantná úroveň súčiniteľa trenia, čo predstavuje model MCA [43]. V prípade kĺbových implantátov sa vytráca efekt odtlakovania vplyvom nepriepustného povrchu implantátu. Intersticiálna tekutina už neprenáša zaťaženie – to je prenášané chrupavkou. Toto vedie k vytvoreniu SCA a nárastu koeficientu trenia [43].

Oungoulia a kol. [43] pozorovali, že vplyvom cyklického namáhania je opotrebenie chrupavky kumulatívne. Dochádza k podpovrchovej únave chrupavky. Vznikajú šmykové napätia, ktoré sa prenášajú hlbšie do chrupavky, až nakoniec dôjde k delaminácii (obr. 2-17) v strednej zóne chrupavky, ktorá je kritickým miestom pre šmykové zaťaženie [43].



Obr. 2-17 Delaminovaná vrstva chrupavky po 8h meraní na zjednodušenom modeli kĺbového implantátu [43].

2.9 Vplyv nanočastíc na súčiniteľ trenia a cytotoxicitu

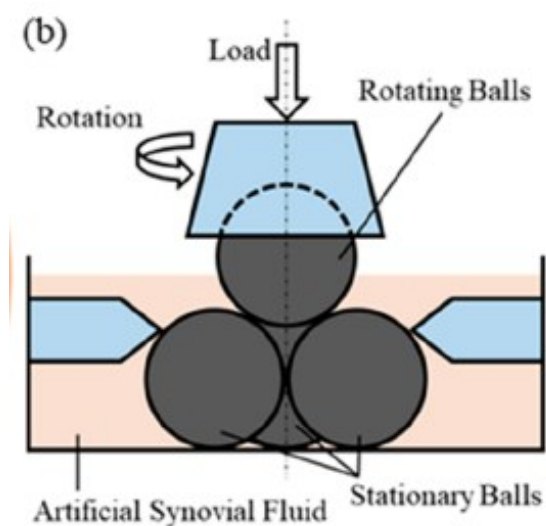
Táto podkapitola sa bude venovať konkrétnym publikáciám, ktoré sa zaoberajú meraním súčiniteľa trenia medzi chrupavkou a kovovým materiálom po pridaní fullerenov. Bude tu tiež rozobraný vplyv koncentrácie nanočastíc na cytotoxicitu.

[44] CHEN, T. a kol., Fullerene-like MoS₂ Nanoparticles as Cascade Catalysts Improving Lubricant and Antioxidant Abilities of Artificial Synovial Fluid

Vedecký tím skúmal ako ovplyvnia nanočastice MoS₂ pri viskosuplementácii trenie a opotrebenie. Samotná viskosuplementácia pomocou HA má tendenciu zlyhávať v zlepšovaní mazania pri vysokej záťaži a taktiež vplyvom rozkladu, ktorému HA podlieha pri ochorení kĺbov OA. Preto vedci vytvorili tribologický model, na ktorom sa pokúšali dokázať pozitívne účinky MoS₂ ako viskosuplementu. Boli vykonané aj testy na biokompatibilitu a vplyv nanočastíc na samotnú HA.

Použité metódy:

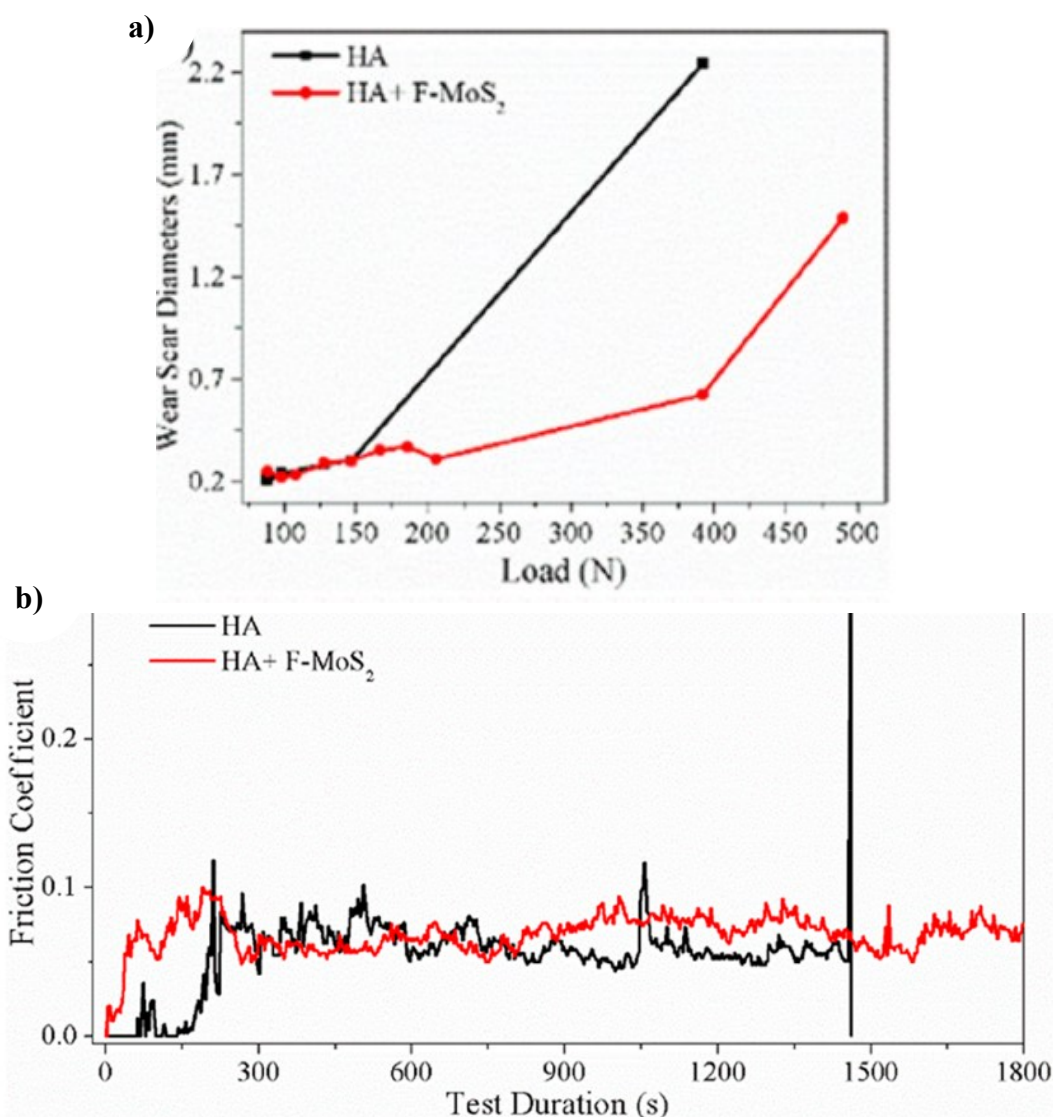
Autori používali umelú SF a zostavili tribologický model OA na tribometri (obr. 2-18). Používali tribometer v konfigurácii so 4 guľôčkami podľa normy ASTM. Zaťaženie bolo nastavené na 49 N, rýchlosť otáčania guľôčiek bola 1450 min⁻¹ a experiment trval 30 min. Koncentrácia IF-MoS₂ bola 200 µg/ml. MoS₂ nanočastice boli pripravené pomocou laserovej ablácie vo vode. Guľôčky boli z ocele GCr15 o tvrdostiach 59 – 62 HRC a priemeroch 12,7 mm. Testy boli realizované za izbovej teploty.



Obr. 2-18 Schéma testovacej tribologickej zostavy [44].

Výsledky:

Pri zaťažení do 149 N boli známky opotrebenia na čistej HA a obohatenej HA podobné. Pri zaťažení približne 392 N bola veľkosť priemeru stopy opotrebenia na čistej HA cca 2,2 mm (obr. 2-19), pričom pri HA s IF-MoS₂ táto hodnota bola cca 0,6 mm. Pri meraní súčiniteľa trenia vydržala čistá HA 1460 sekúnd do vytlačenia maziva z kontaktnej plochy a prudkému nárastu trenia. Vzorka s HA + IF-MoS₂ si počas celých 1800 sekúnd udržala stabilný trend súčiniteľa trenia v rozsahu 0,05 – 0,1. Pri čistej HA došlo k poklesu viskozity vplyvom rozkladu depolymerizácie spôsobenej O₂ radikálmi. Pridanie 200 µg/ml MoS₂ poskytlo úplnú ochranu proti poklesu viskozity. Testy na bunkách ukázali, že bunky si pri koncentráciách MoS₂ do 300 µg/ml zachovávajú 90% životaschopnosť.



Obr. 2-19 Výsledky experimentu: a) závislosť veľkosti priemeru stopy opotrebenia na aplikovanom zaťažení; b) priebeh súčiniteľa trenia v čase [44].

Záver:

Z meraní vyplýva, že IF-MoS₂ po pridaní do SF zlepšili mazanie. Súčiniteľ trenia vykazoval síce podobné priemerné hodnoty, ale zato nižšie špičkové hodnoty (obr. 2-19). Fungovanie týchto častíc pripomína vďaka svojmu guľatému tvaru nano-guľôčkové ložiská. Tento uzavretý tvar prispieva aj ďalšiemu javu, čo je vytvorenie ochrannej mazacej vrstvy na kontaktnej ploche.

Ďalej bolo pozorované, že MoS₂ spomaľujú rozklad umelej HA. Zároveň zvyšuje jej únosnosť a znižuje opotrebenie pri zaťažení. Testy na biokompatibilitu dokázali, že hranica cytotoxicity sa pri MoS₂ pohybuje na 300 µg/ml. Bunky si pri tejto koncentrácii zachovali 90% životaschopnosť.

[45] WU, Q. a kol., Synergistic Lubrication and Antioxidation Efficacies of Graphene Oxide and Fullerenol as Biological Lubricant Additives for Artificial Joints

Autori článku skúmali, ako sa zmení mazanie protéz po pridaní oxidu grafénu (GO) a C₆₀ fullerénu, inak nazývaného fullerenolu (Fol) do HA. GO má vrstvovú štruktúru Fol má guľôčkovú štruktúru. Cieľom bolo zistiť, či dokážu tieto nanočastice zlepšiť životnosť kĺbových implantátov. V experimentoch boli skúmané rôzne pomery jednotlivých častíc a boli porovnané medzi sebou.

Použité metódy:

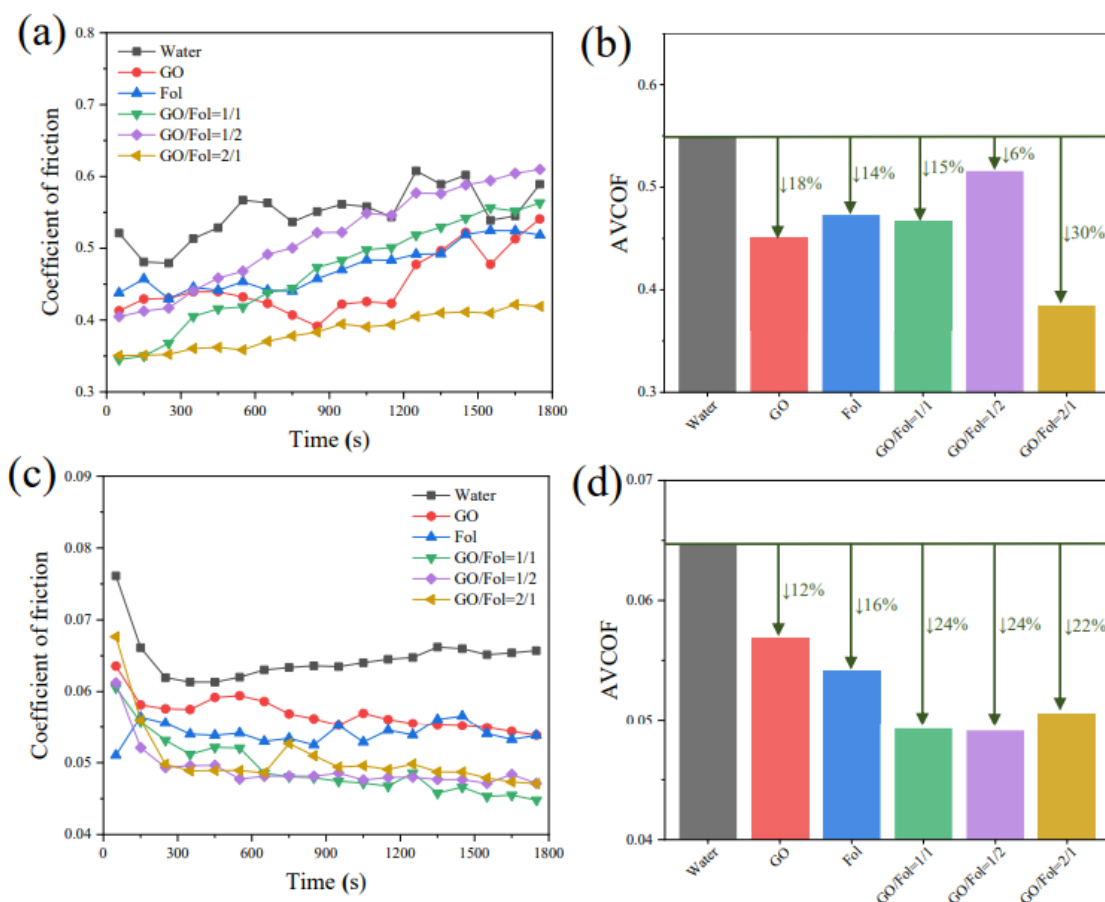
Testy boli realizované na 2 trecích dvojiciach – Ti6Al4V proti UHMWPE a Ti6Al4V proti Al₂O₃. Na meranie súčiniteľa trenia bol použitý tribometer v konfigurácii guľôčka na doske. Zátťaž bola nastavená na 1,5 N, rýchlosť otáčania guľôčiek bola 180 min⁻¹ a amplitúda posuvu na 5 mm. Čas merania bol 30 minút. Nanočastice GO a Fol boli pridané v celkovej koncentrácii 0,1 hm.%, pričom boli vytvorené rôzne pomery GO a Fol – 1:1, 1:2, 2:1.

Výsledky:

Pre obe trecie dvojice sa odmerala referenčná hodnota súčiniteľa trenia vo vode. Pre dvojicu Ti6Al4V-UMWPE bola táto hodnota 0,55 a pre dvojicu Ti6Al4V-Al₂O₃ 0,065. Ďalej sa pozoroval súčiniteľ trenia pri rôznych koncentráciách GO a Fol s priebehmi vykreslenými na obr. 2-20.

Pri prvej dvojici pridanie samotného GO vykázalo zníženie súčiniteľa trenia o 18% a pre samotný Fol zníženie o 14%. Najlepšie výsledky boli dosiahnuté v pomere GO:Fol = 2:1, kedy nastal pokles súčiniteľa trenia o 30% voči referenčnej hodnote – číselne 0,38.

Pri druhej dvojici pridanie samotného GO vykázalo zníženie súčiniteľa trenia o 12% a pre samotný Fol zníženie o 16%. Najlepšie dopadla koncentrácia GO/Fol = 1:1 a 1:2. Pri pomere 1:1 došlo ku zníženiu súčiniteľa trenia o 24% a pri pomere 2:1 zníženie o 22%.



Obr. 2-20 Porovnanie súčiniteľov trenia pre dvojice: a) priebeh súčiniteľa trenia (COF) pre treciu dvojicu UMWPE – Ti6Al4V; b) stĺpcový graf priemernej hodnoty COF pre danú dvojicu; c) priebeh COF pre treciu dvojicu Al₂O₃ – Ti6Al4V; d) stĺpcový graf priemernej hodnoty COF pre danú dvojicu

Záver:

Na základe štúdie možno tvrdiť, že prítomnosť GO a Fol nanočastíc má pozitívny vplyv na vývoj súčiniteľa trenia. To, ako veľmi bol tento súčiniteľ ovplyvnený záviselo nielen od pomeru a koncentrácie nanočastíc, ale aj od voľby materiálu trecích plôch. Celkovo najlepšie hodnoty trenia dosahuje dvojica Ti6Al4V-Al₂O₃. Dvojica Ti6Al4V-UMWPE na druhú stranu vykazuje najväčšie zlepšenie vplyvom nanočastíc. Pri prvej dvojici boli najlepšie pomery GO:Fol = 1:1 a 2:1. Pri druhej dvojici najlepšie dopadol pomer GO:Fol = 2:1.

Pridanie samotných GO alebo Fol nemalo na súčiniteľ trenia taký výrazný vplyv ako ich vzájomná kombinácia. Možno teda hovoriť o synergetickom účinku oboch nanočastíc, pretože práve ich kombinácia sa ukazuje ako efektívna už pri menších množstvách. Túto vlastnosť by sme mohli pripísať princípu fungovania oboch nanočastíc. Fol sa správa ako nano-guličkové ložisko a zároveň sa prichytáva na GO. Vďaka tomu vytvára kľzavé povrchy a zlepšuje sa kĺzanie na trecích povrchoch.

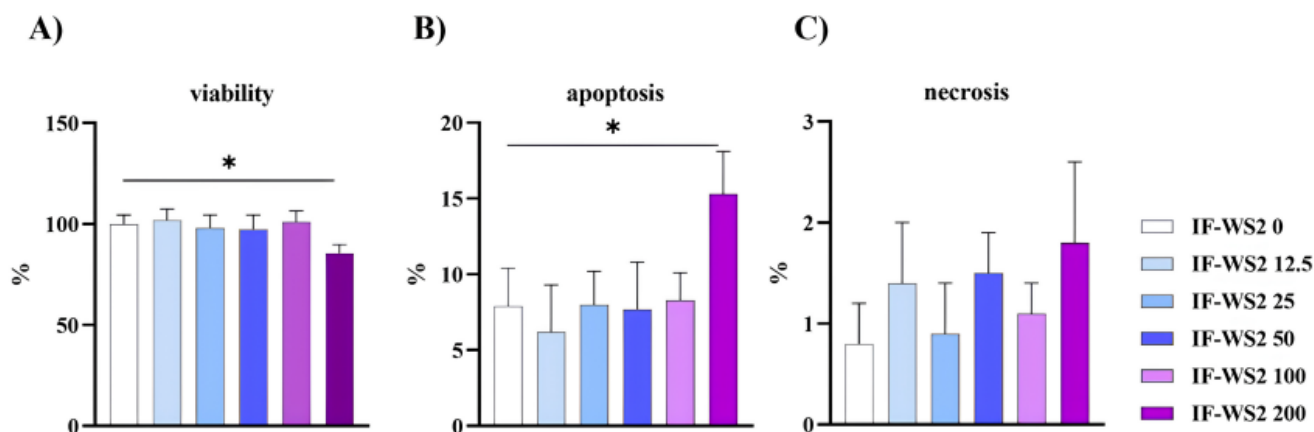
[46] ZEČEVIĆ, S. a kol., Anti-Inflammatory and Immunomodulatory Properties of Inorganic Fullerene-Like Tungsten Disulfide Nanoparticles in the Culture of Human Peripheral Blood Mononuclear Cells

Tento článok skúma účinky a biokompatibilitu IF-WS₂ na ľudský imunitný systém. Konkrétne sa zameriava na ich vplyv na kultúru ľudských mononukleárných buniek periférnej krvi (PBMC) v *in vitro* laboratórnych podmienkach. Keďže sa tieto nanočastice stále viac zvažujú pre biomedicínske využitie, autori chceli zistiť, či a ako interagujú s imunitnými bunkami a či nevyvolávajú nežiaducu toxickú alebo zápalovú reakciu.

Experimenty v tejto štúdii vôbec po prvýkrát preukázali, že čisté IF-WS₂ nanočastice v neškodných koncentráciách pre bunku vykazujú na aktivovaných imunitných bunkách silné protizápalové a imunomodulačné vlastnosti³. Zistenia naznačujú, že vďaka týmto vlastnostiam by sa tieto nanomateriály mohli v budúcnosti využiť ako sľubné biomateriály pri liečbe autoimunitných ochorení a reakcií spojených s transplantáciami.

Štúdia preukázala, že IF-WS₂ nanočastice sú necytotoxické a pre bunky bezpečné až do celkovej koncentrácie 200 µg/ml. Úplná absencia cytotoxicity bola spoľahlivo potvrdená až do koncentrácie 100 µg/ml (obr. 2-21).

Až pri najvyššej skúmanej koncentrácii (200 µg/ml) vykazovali nanočastice len veľmi mierny toxický účinok, ktorý sa prejavil nepatrným znížením životaschopnosti buniek (o 13,6 %) a miernym nárastom podielu buniek vo fáze skorej apoptózy⁴. významný vplyv na bunkovú nekrózu⁵ však nebol pozorovaný pri žiadnej testovanej koncentrácii.



Obr. 2-21 Vplyv rôznych koncentrácií WS₂ na cytotoxicitu – životaschopnosť, apoptózu a nekrózu buniek [46].

³ Imunomodulačné vlastnosti – zabezpečujú reguláciu alebo stimuláciu imunitného systému s cieľom obnoviť jeho správnu funkciu.

⁴ Apoptóza – programovaná bunková smrť ako imunitná odpoveď organizmu.

⁵ Nekróza – patologické odumieranie buniek.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE

3.1 Analýza problému

Vplyvom zápalu spôsobeným OA sa v kĺboch zvyšuje trenie a znižuje sa životnosť kĺbu, poprípade náhrady. Hoci v niektorých prípadoch je možné OA liečiť odborne navrhnutými rehabilitáciami a zabezpečiť biologickú rekonštrukciu chrupavky, vo veľa prípadoch takáto terapia nestačí.

Viskosuplementáciou sa lekári snažia znížiť trenie v chrupavke dodaním proteínov a HA do SK. Hoci v niektorých prípadoch pacienti pociťujú zlepšenie, v iných prípadoch sa predpokladá, že môže ísť iba o placebo efekt [28].

V prípadoch, kedy je bolesť pre pacienta už neúnosná, sa pristupuje k endoprotézam. Tieto kĺbové náhrady sa však odporúčajú robiť na starších pacientoch, pretože ich životnosť sa pohybuje v rozsahu 10 – 15 rokov [1]. Takáto krátka životnosť znamená nutnosť reoperácie, čo je s pribúdajúcim vekom pacienta problematickejšie.

Ďalším možným skúmaným riešením sú menej invazívne lokálne kĺbové implantáty, ktoré slúžia ako medzistupeň medzi rehabilitáciou a totálnou kĺbovou náhradou. Namiesto celého kĺbu sa nahradí iba postihnutá časť chrupavky a do zvyšku chrupavky sa nezasahuje. Je to výhodnejšie najmä pre mladších pacientov, ktorí trpia OA.

Zavedením lokálneho implantátu vzniká kontaktná oblasť medzi materiálom implantátu a chrupavkou, čo je zaujímavé z pohľadu trenia. V tejto oblasti dochádza k interakcii kovu s chrupavkou a zvýšeniu súčiniteľa trenia v kĺbe [35]. Dôležité je preto skúmať, ako sa tento súčiniteľ vyvíja, aby lekári vedeli pacientovi predpísať lokálnu náhradu z vhodného materiálu tak, aby nedošlo k poškodeniu chrupavky a následnej delaminácii vplyvom šmykových napätí.

Rešerš dokázala, že MoS₂ nanočastice ale aj iné častice podobné fullerenom dokážu pozitívne ovplyvniť súčiniteľ trenia [44; 45]. Ide o dôležitú vlastnosť týchto častíc, pretože ich pridaním do maziva sme schopní znížiť trenie a opotrebenie. Pri pacientoch s OA je tento efekt nesmierne dôležitý. Pri experimentoch sa najefektívnejšie koncentrácie častíc pohybovali do 0,1 hm.% [45]. Z pohľadu cytotoxicity je pre ľudský organizmus najvyššia prípustná koncentrácia IF-WS₂ približne v rozsahu 100 – 200 µg/ml. Táto koncentrácia predstavuje 0,01 hm.% [46].

Pri pridaní MoS₂ do SK sa hodnoty súčiniteľa trenia pohybovali v rozsahu 0,05 – 0,1 v porovnaní s čistou SK. Bez pridaní MoS₂ sa hodnoty súčiniteľa trenia pohybovali na začiatku na približne 0,1 a pri konci merania, kedy došlo k vytlačeniu maziva, táto hodnota vyskočila približne na 0,3.

Podobne aj pri použití GO a Fol v optimálnom pomere došlo k zlepšeniu priemerných hodnôt súčiniteľa trenia o 24% a 30% podľa testovaných trecích povrchov v porovnaní s čistou HA.

Pri pridaní IF-WS₂ do SK formou viskosuplementácie by sa dalo očakávať, že fullereny znížia súčiniteľ trenia medzi chrupavkou a materiálom lokálneho implantátu. Pri uhlíkových nanočasticiach dochádza k synergetickému efektu pri zlepšovaní mazania. Rovnaký efekt bol pozorovaný aj na MoS₂ v kombinácii s DLC povlakom [45]. Na základe toho by sa dalo predpokladať, že takýto efekt nastane aj v prípade WS₂ pri použití materiálu implantátu s DLC povlakom.

Táto bakalárska práca bude zameraná najmä na meranie súčiniteľa trenia medzi chrupavkou a materiálom používanom v kĺbových implantátoch. Mazivo bude SK v kombinácii s rôznymi koncentraciami IF-WS₂. Budú pozorované také koncentrácie fullerenov a materiály, ktoré najvýraznejšie ovplyvnia súčiniteľ trenia. **Na záver bude možné posúdiť, či má WS₂ perspektívu ako aditívum pre viskosuplementáciu.**

Táto práca bude mať prínos pre akademickú a vedeckú obec v tom, že doplní chýbajúce poznatky o vplyve WS₂ na súčiniteľ trenia po pridaní do SK. Tento efekt bol zatiaľ skúmaný len pri použití IF-MoS₂. **Zároveň pôjde o prvú prácu, v ktorej je pozorovaný účinok nanočastíc na mazanie v kontakte medzi chrupavkou a kovom, a teda poddajnejším a tuhším trecím povrchom.**

3.2 Cieľ práce

Hlavným cieľom je experimentálny popis vývoja súčiniteľa trenia a miery opotrebenia medzi kĺbovými povrchmi za prítomnosti WS₂ fullerenov vo forme aditivovanej kĺbovej kvapaliny alebo povlakov. Tribologické chovanie trecích povrchov bude analyzované pomocou pin-on-plate tribometra.

Čiastkové ciele bakalárskej práce:

- kritická rešerš aktuálnych vedeckých publikácií,
- návrh metodiky pre tribologické testovanie implantátov (príprava vzoriek trecích dvojíc, analýza zaťaženia a kinematiky, príprava kĺbovej kvapaliny, nastavenie simulátora),
- analýza topografie trecích povrchov vzoriek pred a po experimentoch,
- meranie súčiniteľa trenia a následné vyhodnotenie miery opotrebenia pre vybrané trecie dvojice,
- spracovanie nameraných dát, ich analýza a interpretácia.

4 MATERIÁL A METÓDY

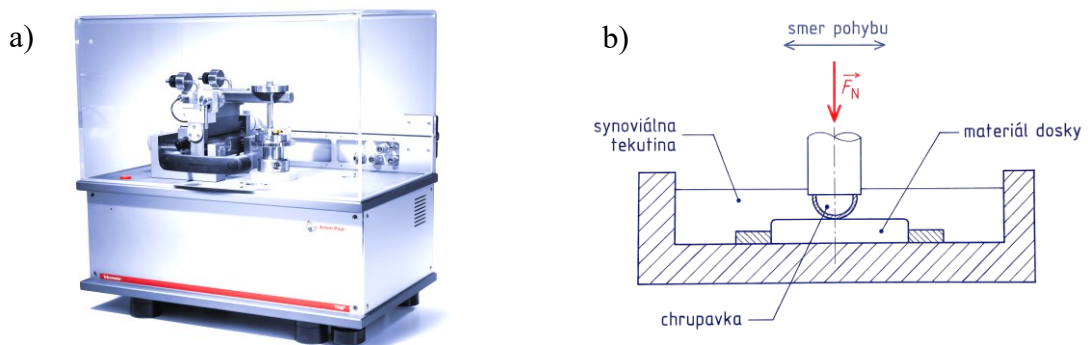
V tejto kapitole sú popísané postupy prípravy biologických vzoriek, príprava testovacích mazív, špecifikácia použitých materiálov a konfigurácia experimentálneho zariadenia. Okrem toho sú popísané aj WS₂ nanočastice a ich cytotoxicita.

4.1 Tribometer a experimentálna zostava

Na stanovenie tribologických charakteristík v kontakte chrupavky a náhrady kĺbu bol použitý tribometer TRB³ od výrobcu Anton Paar v konfigurácii pin na doske (obr. 4-1). Toto zariadenie predstavuje priemyselný štandard pre meranie trenia a opotrebenia materiálov a ich mazania.

Základný princíp merania spočíva v pritláčaní pinu k pohybujúcej sa doske s presne definovanou normálovou silou F_N . V tomto prípade je normálová sila vyvozená mechanicky pomocou systému závaží, čo zaručuje vysokú stabilitu a presnosť zaťaženia [47].

Odpor, ktorý vzniká pri vzájomnom pohybe oboch telies, sa prejavuje ako trecia sila F_t . Táto sila spôsobuje mikroskopickú výchylku tuhého ramena, na ktorom je pin upevnený. Výsledný koeficient trenia μ je definovaný a softvérovo vypočítaný ako bezrozmerný pomer trecej a normálovej sily podľa vzťahu (5) v kapitole 2.5.



Obr. 4-1 Experimentálna zostava a) Tribometer TRB³ [47]; b) Schéma experimentálnej zostavy. Obrázok bol vygenerovaný pomocou umelej inteligencie Gemini od spoločnosti Google.

4.2 Testovacie materiály

Ako materiály reprezentujúce povrch implantátu boli použité tri typy dosťičiek:

- zliatina kobalt-chróm-molybdén (CoCrMo),
- titánová zliatina (Ti6Al4V),
- titánová zliatina s uhlíkovým povlakom (Ti6Al4V + DLC).

Hodnoty drsnosti pre tieto konkrétne vzorky namerané neboli. Pre približnú orientáciu sú tieto hodnoty prevzaté od Michaely Křížové [48], ktorá merala hodnoty drsnosti na zaoblených pinoch z rovnakých materiálov (tab. 1).

Na fixáciu vzoriek v pracovnom priestore tribometra bola navrhnutá a na 3D tlačiarňi vyrobená plastová vanička. Táto bola vložená do vonkajšej bezpečnostnej vane a následne pevne priskrutkovaná k pohyblivej základni prístroja.

Tab. 1 Priemerné hodnoty drsností materiálov [48].

Materiál	Priemerná hodnota drsnosti Ra [nm]
CoCrMo	23,897
Ti6Al4V	65,523
Ti6Al4V + DLC	64,295

4.3 Disulfid volfrámu (WS₂)

V meraní boli ako aditívum do SK využité nanočastice IF-WS₂. Ide o častice typu Class-III, ktoré boli syntetizované v roku 2002 a obsahujú 14% oxidu [8]. To znamená, že sú mierne zoxidované. Tieto fullereny boli poskytnuté Mgr. Vojtěchom Kunderátom, Ph.D. et Ph.D. z Ústavu chémie na Přírodovědecké fakultě Masarykovské univerzity.

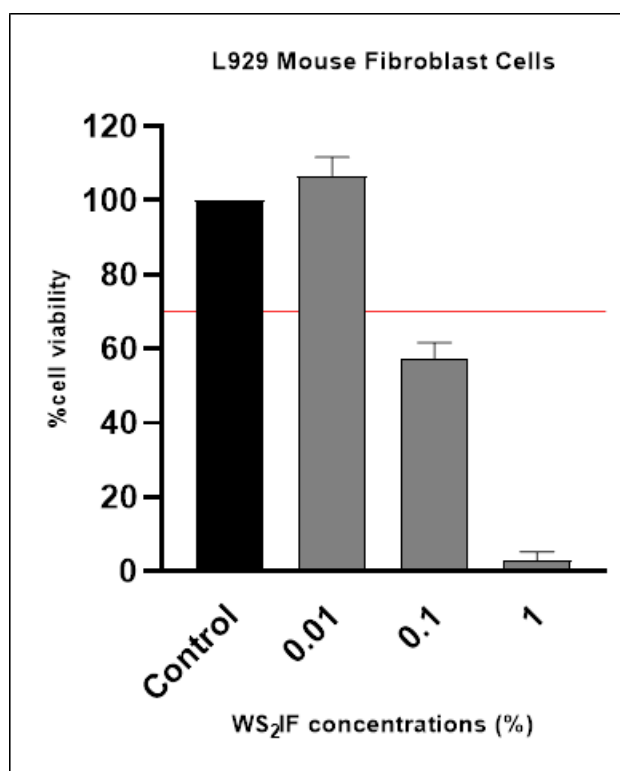
Obrázky týchto častíc pod mikroskopom sú uvedené na obr. 2-3 v podkapitole 2.1.1.

4.4 Cytotoxicita disulfidu volfrámu

Kľúčovou premennou pre stanovenie vhodných koncentrácií WS_2 v suspenzii je cytotoxicita. Aby výsledná koncentrácia fullerenov nebola závadná pre organizmus, nesmie prekročiť hranicu cytotoxicity. Táto hranica sa udáva tým, koľko buniek prežije pri danej koncentrácii nanočastíc v porovnaní so vzorkou bez nanočastíc.

Experimenty na cytotoxicitu (obr. 4-2) vykonala Dr. Sahar Dinparvar z výskumnej skupiny pokročilých biomateriálov na CEITEC VUT v Brne pod vedením Doc. Ing. Lucy Vojtové, Ph.D. Tieto experimenty boli vykonané pre Mgr. Kundráta, Ph.D. et Ph.D, ktorý tieto nanočastice poskytoval.

Koncentrácia pod hranicou cytotoxicity bola 0,01 hm.%, čo predstavuje 100 $\mu\text{g/ml}$. S takouto koncentráciou sa pracuje aj v tejto práci.



Obr. 4-2 Hodnoty cytotoxicity WS_2 v bunkách myší. Vodorovná os popisuje hm. % fullerenov v bunkách a zvislá os popisuje, aká je pravdepodobnosť prežitia buniek za danej koncentrácie. S láskavým dovolením Mgr. Kundráta, Ph.D. et Ph.D.

4.5 Príprava pinu z natívnej chrupavky

Na experimentálne merania boli použité piny z natívnej hovädzej chrupavky. Zdrojovým materiálom boli hovädzie bedrové kĺby zakúpené v obchodnej sieti Globus, pričom kľúčovým kritériom bola čerstvosť tkaniva. Z toho dôvodu spracovanie prebehlo maximálne do 24 hodín od porážky a nevyužité piny boli zamrazené a uchované na ďalšie použitie.

Vzorky boli odoberané z najviac zaťažovaných oblastí kĺbu, ktoré nevykazovali vizuálne známky zápalu alebo mechanického poškodenia. Z vybranej časti bol najskôr vyrezaný guľový vrchlík, z ktorého sa pomocou kladiva a vyrážačky pripravili jednotlivé piny vhodné pre upnutie do tribometra. Aby sa predišlo degradácii a vysychaniu tkaniva, boli hotové vzorky chrupavky uchovávané v skúmavkách s roztokom PBS (Phosphate Buffered Saline). Celý proces prípravy pinu je znázornený na obr. 4-3.



Obr. 4-3 Príprava pinov z natívnej hovädzej chrupavky.

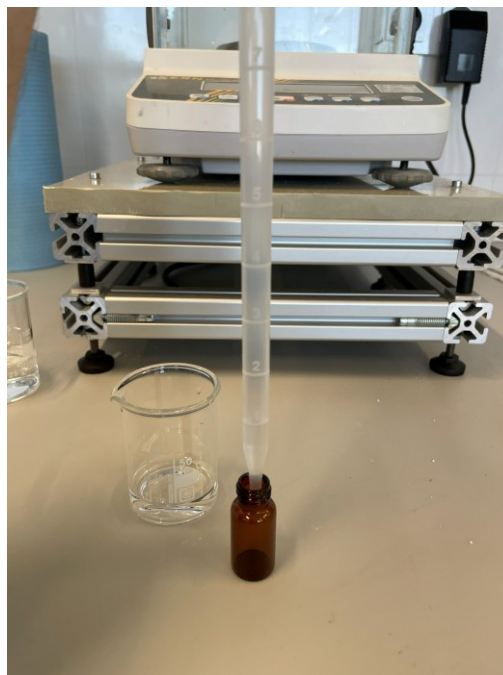
4.6 Príprava aditívovanej SK

Základom maziva bola vopred pripravená SK. Po jej rozmrazení (pri 22°C počas 30 min) boli do objemu pridávané IF-WS₂ v presne stanovených koncentráciách.

Vzhľadom na požiadavku veľmi nízkych finálnych koncentrácií bol zvolený postup prípravy cez vysoko koncentrovaný materský roztok (10 g IF-WS₂ na 1 ml destilovanej vody). Aby bol dosiahnutý homogénny roztok, bolo nutné použiť 2 metódy na disperziu fullerénov:

- Magnetické miešadlo (najskôr 500 ot/min po dobu 2 min, následne 1000 ot/min po dobu 30 s).
- Ultrazvuková sonikácia – umiestnenie ampulky do ultrazvukového kúpeľa na 30 s pre zabezpečenie stability suspenzie.

Požadovaná výsledná koncentrácia ($\mu\text{g/ml}$) v SK bola následne dosiahnutá presným dávkovaním pripraveného roztoku pomocou pipety. Roztok bolo potrebné dávkovať do 30 sekúnd od dokončenia procesu disperzie. Celý proces je znázornený na obr. 4-4.



Obr. 4-4 Postup prípravy koncentrovaného roztoku WS_2 v SK. Obrázky popisujú nasledovné úkony: váženie fullerenov; miešanie silne koncentrovaného materského roztoku; ultrasonikácia materského roztoku; miešanie koncentrovaného roztoku WS_2 v SK.

4.7 Podmienky merania

Kvôli zaisteniu opakovateľnosti meraní bol pre každé meranie použitý nový pin z chrupavky a nová dávka aditívovanej, popr. čistej SK. Parametre nastavené pre meranie boli nasledovné a rovnaké pre každé meranie:

- Zaťaženie: 5 N
- Rýchlosť posuvu: 30 mm/s
- Dráha posuvu: 20 mm (± 10 mm)
- Čas merania: 2 h
- Vzorkovacia frekvencia: 50 Hz

Pre každú sadu meraní boli použité 3 rôzne koncentrácie fullerenov – bez fullerenov (teda čistá SK), 100 $\mu\text{g/ml}$ a 200 $\mu\text{g/ml}$. Každá kombinácia materiálu a maziva bola opakovaná trikrát, ako znázorňuje matica meraní v tab. 2.

Tab. 2 Matica meraní s použitými materiálmi dosky a koncentraciami fullerenov. Matica znázorňuje počet opakovaní pre jednotlivé kombinácie materiálu a koncentrácie fullerenov.

Materiál / Obsah WS₂	0 [$\mu\text{g/ml}$]	100 [$\mu\text{g/ml}$]	200 [$\mu\text{g/ml}$]
CoCrMo	3	3	3
Ti6Al4V	3	3	3
Ti6Al4V+DLC	3	3	3

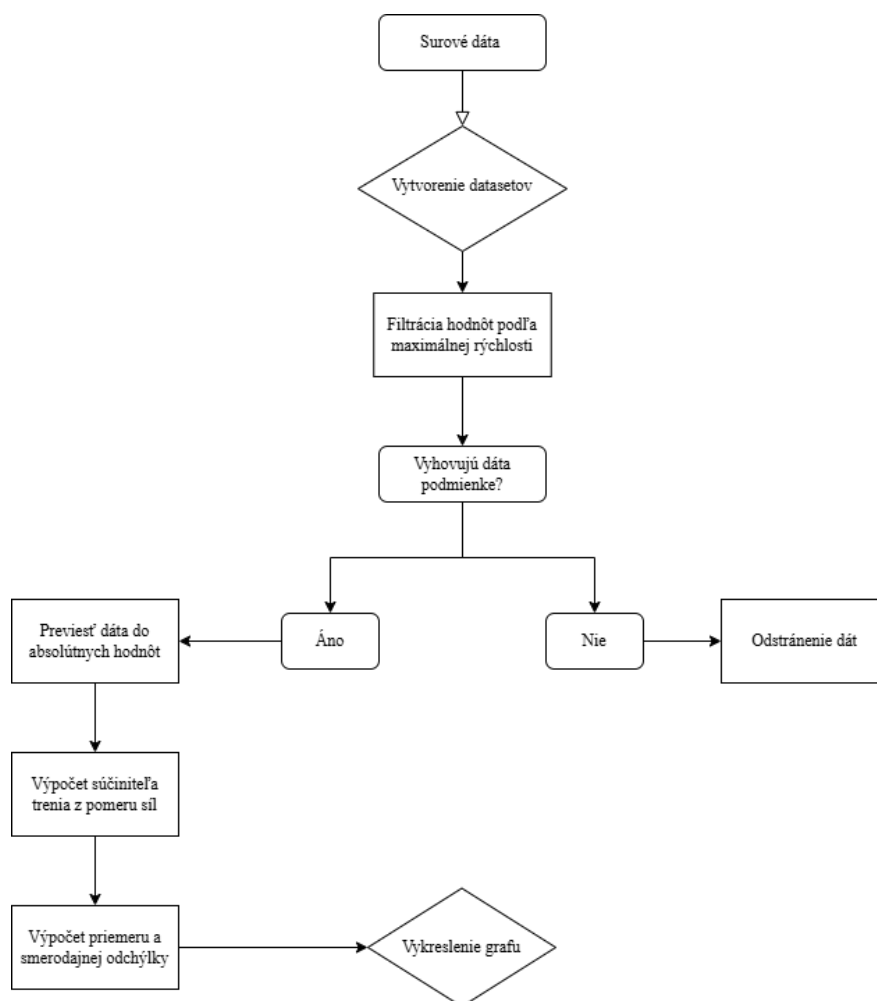
4.8 Vyhodnotenie súčiniteľa trenia

Tribometer v reálnom čase zaznamenáva normálovú aj treciu silu a automaticky generuje hodnoty súčiniteľa trenia. Všetky tieto dáta zaznamenáva do produktového softvéru, ktorý je však nainštalovaný iba v laboratóriu. Z dôvodu lepšej dostupnosti a za cieľom pokročilejšej analýzy boli surové dáta exportované do programu Microsoft Excel, kde prebehlo ich hĺbkové spracovanie s cieľom izolovať čistý dynamický súčiniteľ trenia. Tento proces bol nevyhnutný najmä kvôli charakteru recipročného pohybu, pri ktorom v úvratiach dochádza k poklesu rýchlosti k nule a následnému nárastu statického trenia, čo by bez filtrácie skresľovalo celkové výsledky.

Samotné spracovanie začalo výberom dát na základe rýchlosti posuvu, pričom do finálneho výpočtu boli zahrnuté iba hodnoty zodpovedajúce minimálne 90 % maximálnej rýchlosti. Týmto krokom sa z analýzy efektívne odstránili prechodové javy v úvratiach a pozornosť sa sústredila výhradne na hodnoty stabilizovaného dynamického trenia. Keďže pri vratnom pohybe mení trecia sila svoj vektor (dátá nadobúdajú záporné hodnoty), všetky namerané hodnoty boli následne prevedené na absolútnu hodnotu, čím sa zabezpečila konzistencia dát naprieč celým cyklom.

V záverečnej fáze spracovania sa pristúpilo k vytvoreniu hornej obálky hodnôt s využitím metódy klzavého mediánu. Tento matematický postup umožnil vyhladiť prirodzený šum merania a odfiltrovať ojedinelé extrémne výkyvy. Výsledkom uplatnenia tejto metodiky je grafický priebeh, ktorý verne reprezentuje tribologické správanie kontaktu bez nežiaduceho vplyvu statických nárastov v bodoch obratu, čím sa dosiahla vysoká presnosť a vypovedajúca hodnota predložených výsledkov.

Všetky dáta, ktoré boli exportované do Microsoft Excel boli spracované v programe MATLAB. Algoritmus filtrácie a vyhodnotenia dát je znázornený na obr. 4-5.



Obr. 4-5 Schéma filtrovania nameraných dát pomocou programu MATLAB.

5 VÝSLEDKY

Namerané hodnoty súčiniteľa trenia boli spracované tak, že v grafe boli vykreslené priemerné hodnoty zo všetkých 3 meraní pre danú sadu meraní z tab. 1. Okrem priemerných hodnôt súčiniteľa trenia boli zobrazené aj chybové úsečky. Tieto jednotlivé grafy boli vynesené do jedného grafu, ktorý bol charakteristický pre daný materiál. Dokopy existujú 3 grafy pre každý materiál dosky – CoCrMo, Ti6Al4V, Ti6Al4V + DLC. Na záver bol vytvorený 1 graf, na ktorom sú znázornené priebehy priemerného súčiniteľa trenia pre daný materiál, berúc do úvahy všetky koncentrácie nanočastíc. Pri meraní boli zaznamenané aj profily chrupaviek pomocou fotoaparátu, aby sa dala overiť prípadná súvislosť medzi tvarom chrupavky a rozptylom hodnôt.

Opotrebenie chrupavky bolo testované iba jedenkrát pri kalibračných meraniach. Ďalej sa s mikroskopom nepracovalo, nakoľko nebolo možné zaistiť detailnú snímku povrchu chrupavky pred meraním. Dôvodom bola vysoká odrážavosť svetla od vlhkého povrchu chrupavky. Na zachytenie snímky pod mikroskopom by bolo potrebné chrupavku vysušiť. To by spôsobilo, že chrupavka by bola na meranie nepoužiteľná. Preto bolo opotrebenie vyhodnotené iba vizuálnou kontrolou.

Pri Ti6Al4V a Ti6Al4V + DLC bola fotoaparátom zaznamenávaná aj sedimentácia WS₂ vo vaničke. Pri CoCrMo sedimentácia zdokumentovaná nebola, hoci bola pozorovaná. Vyhodnocované boli sedimenty viditeľné voľným okom po prebehnutí meraní.

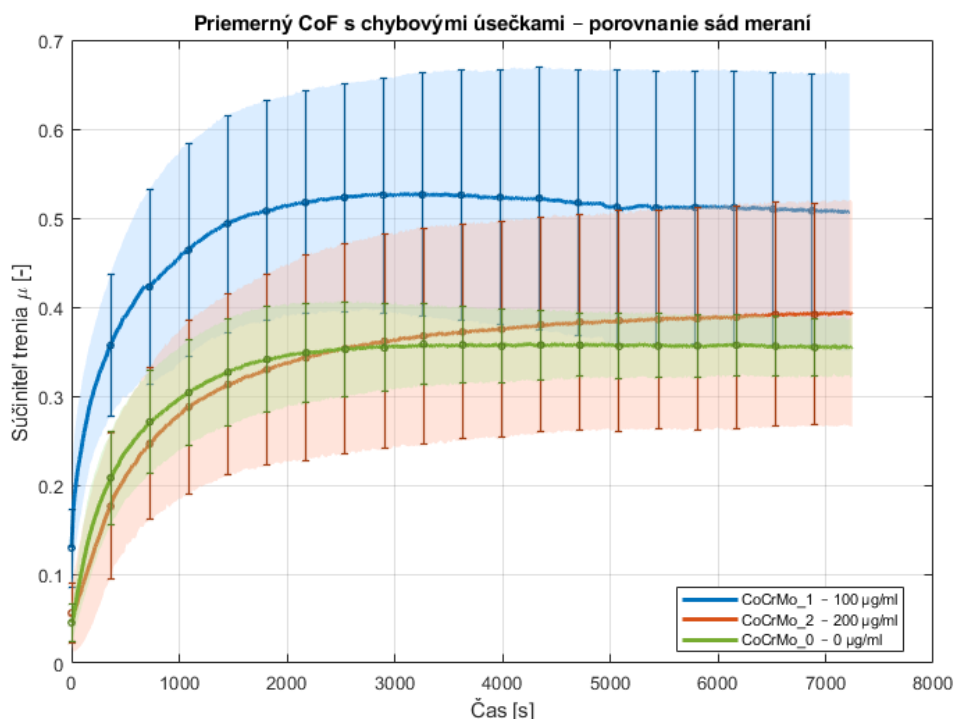
K dispozícii sú detailné grafy pre každé jedno meranie a fotky pinu pre dané meranie. Tieto fotografie boli vytvorené až pri poslednom meraní na CoCrMo, takže pre 2 sady meraní na CoCrMo tieto fotografie neexistujú. Tieto grafy a fotografie sú dostupné v Prílohe 1 – 3 v Zozname príloh.

5.1 CoCrMo

Meranie s CoCrMo zliatinou vykazovala pomerne vysoké hodnoty trenia ako môžeme vidieť na obr. 5-1 a číselne z tab. 3. Čo je zaujímavé, tak v prípade, kedy neboli do SK pridané fullereny, sa súčiniteľ trenia stabilizoval rýchlejšie a dokonca mal tendenciu mierne klesať. V prípade aditívovaných SK je vidieť, že vyššia koncentrácia zlepšila mazanie v porovnaní s nižšou koncentráciou.

Pri aditívovanej SK bola na konci každého merania pozorovaná sedimentácia v miestach úvrate pohybu. Sedimentácia ale pre tento materiál nebola zdokumentovaná.

Podrobné meranie tejto sady je v Prílohe 1.



Obr. 5-1 Grafy priemerného koeficientu trenia s chybovými úsečkami pre CoCrMo.

Tab. 3 Číselné hodnoty pre sady meraní na CoCrMo.

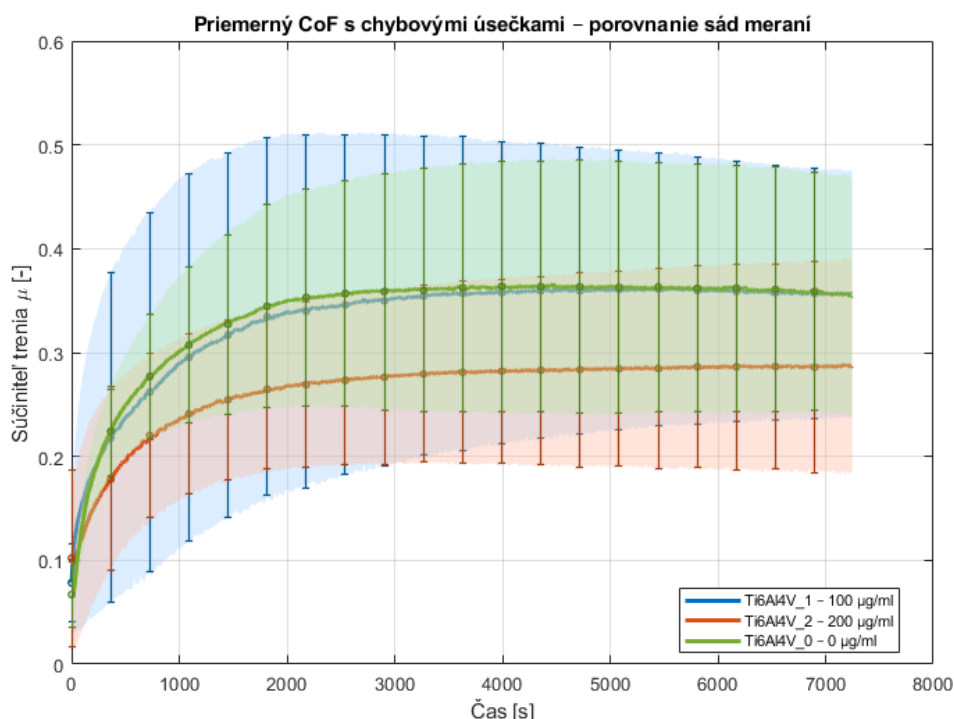
Koncentrácia [$\mu\text{g/ml}$]	Priemerná hodnota súčiniteľa trenia [-]	Priemerná smerodajná odchýlka [-]
0	0,3322	0,0446
1	0,4927	0,1342
2	0,3422	0,1132

5.2 Ti6Al4V

Pri Ti6Al4V je z obr. 5-2 viditeľné, že po pridaní WS_2 sa priemerný súčiniteľ trenia znížil v porovnaní s čistou SK. Chybové úsečky ukazujú, že niektoré hodnoty pre 100 $\mu\text{g/ml}$ WS_2 sa môžu pohybovať vyššie, než pri čistej SK. Je vidieť, že najvyššia koncentrácia WS_2 už znížila priemerný súčiniteľ trenia výraznejšie. Číselne sú tieto výsledky uvedené v tab. 4.

Pri aditívovanej SK bola pozorovaná aj zdokumentovaná sedimentácia WS_2 na konci každého merania. Sedimenty boli pozorované v bodoch úvrate pohybu.

Podrobné meranie tejto sady je v Prílohe 2.



Obr. 5-2 Grafy priemernej hodnoty súčiniteľa trenia s chybovými úsečkami pre Ti6Al4V.

Tab. 4 Číselné hodnoty pre sady merania Ti6Al4V

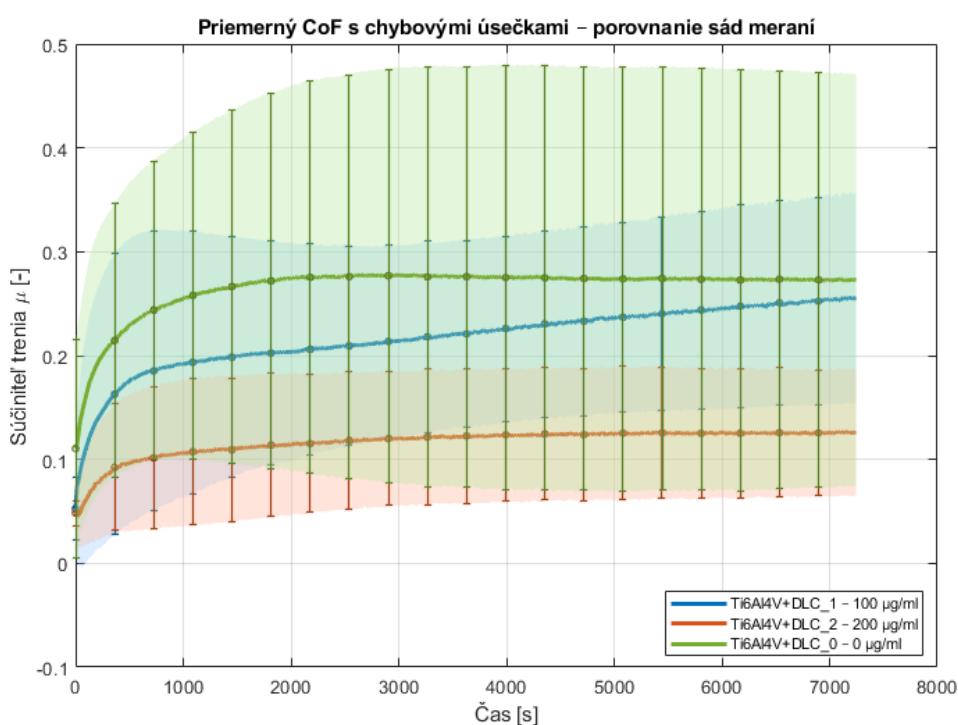
Koncentrácia [$\mu\text{g/ml}$]	Priemerná hodnota súčiniteľa trenia [-]	Priemerná smerodajná odchýlka [-]
0	0,3379	0,1034
1	0,3325	0,1478
2	0,2648	0,0886

5.3 Ti6Al4V + DLC

Zliatina titánu s povlakom vykazovala lepšie priemerné hodnoty súčiniteľa už pri čistej SK, čo je možné pozorovať na obr. 5-3 (číselne v tab. 5). Chybové úsečky však boli veľké, čo znamená, že reálne hodnoty nemuseli vykazovať zlepšenie v porovnaní s predošlými materiálmi. Pri pridaní WS_2 do SK je zrejmé, že obe koncentrácie zlepšili priemerný súčiniteľ trenia. Pri koncentrácii 100 $\mu\text{g/ml}$ je vidieť, že stabilizácia súčiniteľa trenia nebola taká ako pri ostatných 2 sádach merania. Je to ovplyvnené jedným z 3 meraní v rámci sady.

Sedimentácia pre tento materiál bola pozorovaná sporadicky. Nie každé meranie vykazovalo viditeľné známky sedimentácie WS_2 na konci merania.

Meranie tejto sady s podrobnými grafmi je v Prílohe 3.



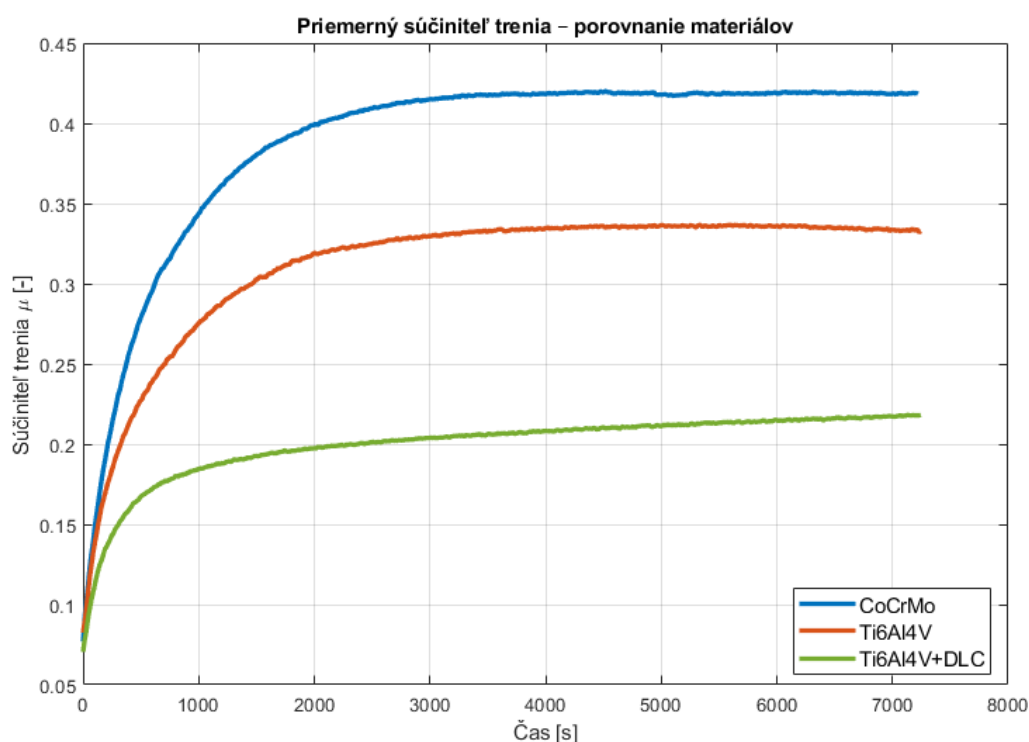
Obr. 5-3 Grafy priemerného súčiniteľa trenia s chybovými úsečkami pre Ti6Al4V + DLC.

Tab. 5 Číselné hodnoty pre sady merania Ti6Al4V + DLC

Koncentrácia [$\mu\text{g/ml}$]	Priemerná hodnota súčiniteľa trenia [-]	Priemerná smerodajná odchýlka [-]
0	0,2655	0,1876
1	0,2171	0,1016
2	0,1166	0,0639

5.4 Prehľad všetkých meraní

V tejto podkapitole je venovaná bližšia pozornosť priemerným hodnotám súčiniteľa trenia. Z obr. 5-4 je vidieť, že Ti6Al4V vykazuje lepšie výsledky v porovnaní s CoCrMo. Najlepšie si opäť vedie Ti6Al4V + DLC. Pre približnú predstavu o celkovom zlepšení mazania bol vytvorený graf znázorňujúci priebeh súčiniteľa trenia v čase pre dané materiály doštičky. Pre jednoduchosť boli vynechané chybové úsečky, avšak je potrebné počítať s odchýlkami vykreslených hodnôt v grafe.

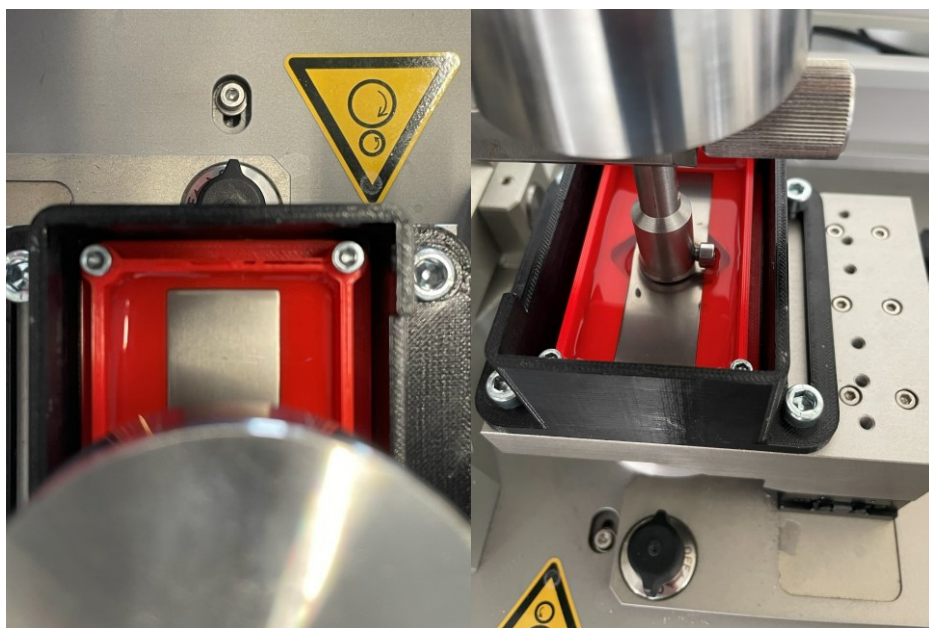


Obr. 5-4 Priebeh súčiniteľa trenia pri meraní skúmaných materiálov.

5.5 Sedimentácia fullerénov

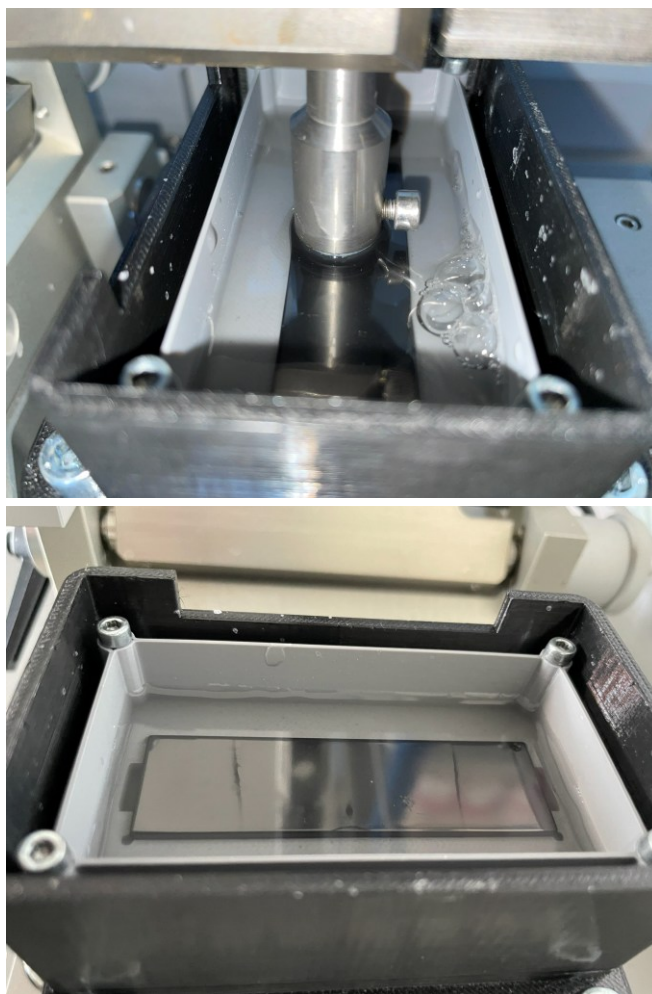
V tejto podkapitole budú uvedené príklady sedimentácie WS_2 naprieč meraniami. Sedimenty bolo možné pozorovať voľným okom. Vytvárali sa vo vaničke tak, že sa ustálili vždy v miestach úvrate vratného pohybu.

Najviac bola sedimentácia pozorovaná pri zliatine Ti6Al4V bez povlaku. Usadeniny zhlukov nanočastíc bolo možné pozorovať po každom meraní a pri každej koncentrácii. Príklad pozorovanej sedimentácie je uvedený na obr. 5-5.



Obr. 5-5 Sedimentácia WS_2 pozorovaná na Ti6Al4V. Vľavo je zobrazený stav tesne po začiatku merania s rozptýlenými fullerenmi v SK a vpravo je stav po meraní s viditeľnou sedimentáciou. Sedimenty je možné vidieť v blízkosti upevneného pinu v držiaku – ide o drobné čierne zhluky.

Menej viditeľná bola sedimentácia pri použití doštičky z Ti6Al4V + DLC (obr. 5-6). V tomto prípade sedimentácia nebola tak jednoducho viditeľná a voľným okom bola pozorovaná zriedkavo. Pre meranie na Ti6Al4V + DLC bola použitá iná vanička, ktorá sa líšila farbou a miernou zmenou geometrie. Dôvod pre túto zmenu bol taký, že pôvodná oranžová vanička nebola dobre nadimenzovaná pre rozmery tejto doštičky.



Obr. 5-6 Sedimentácia WS_2 pozorovaná na $\text{Ti6Al4V} + \text{DLC}$. Hore je stav tesne po začiatku merania s rozptýlenými fullerenmi v SK a dole je stav po skončení merania s viditeľnými vzormi sedimentov.

Všetky zaznamenané fotografie sedimentovaných nanočastíc pre Ti6Al4V a pre $\text{Ti6Al4V} + \text{DLC}$ sú k dispozícii v Prílohe 2 a v Prílohe 3 v Zozname príloh.

6 DISKUSIA

Z nameraných hodnôt vyplýva, že najlepší priemerný súčiniteľ trenia dosahuje kombinácia Ti6Al4V + DLC s 200 $\mu\text{g/ml}$ WS₂. Táto hodnota predstavuje 0,1166 a smerodajná odchýlka je 0,0639. Percentuálne teda došlo k zlepšeniu súčiniteľa trenia o 66 %. Naopak najhoršie hodnoty súčiniteľa vykazovala zliatina CoCrMo, a to prekvapivo s použitím 100 $\mu\text{g/ml}$. Táto hodnota bola 0,4927. To bol zároveň jediný prípad, kedy prídanie WS₂ zvýšilo súčiniteľ trenia v porovnaní s čistou SK.

Pri porovnaní materiálov pri rovnakých koncentráciách je zrejmé, že najlepšie výsledky boli dosiahnuté v nasledovnom poradí: Ti6Al4V + DLC, Ti6Al4V, CoCrMo. Titánová zliatina s povlakom na základe očakávania dosiahla nižšie hodnoty súčiniteľa trenia než zliatina bez povlaku. Z meraní je tiež zrejmé, že vyššia koncentrácia fullerenov výsledky zlepšila. Takýto efekt bol očakávaný, pretože podľa literatúry sa zlepšujúce účinky fullerenov na mazanie končia pri 0,1 hm.%, čo predstavuje 1000 $\mu\text{g/ml}$ [45].

Porovnanie nameraných hodnôt súčiniteľa trenia s hodnotami z rešeršnej časti môže byť zložitejšie, nakoľko sa v rešeršnej časti pracovalo s inými záťažami, časmi merania a v niektorých prípadoch aj s inými konfiguráciami tribometrov. Aspoň pre približnú predstavu sa hodnoty súčiniteľa trenia pohybovali pri experimentoch s MoS₂ medzi oceľovými guľôčkami na hodnotách 0,05 – 0,1 [44], čo predstavuje rozdiel približne 0,0166 – 0,0666 v porovnaní s najlepšimi výsledkami priemerného súčiniteľa trenia v tejto záverečnej práci. Záťaženie bolo 49 N a čas 30 min, čo je veľký rozdiel oproti podmienkam nastaveným v tejto práci. V experimente s GO a Fol hodnoty súčiniteľa trenia záviseli od voľby materiálu. V kombinácii Ti6Al4V – UHMWPE sa hodnota súčiniteľa trenia pohybovala v najlepšom prípade na 0,38 a v kombinácii Ti6Al4V – Al₂O₃ na 0,0494 [45]. V prípade tejto záverečnej práce zliatina titánu bez povlaku dosiahla najlepšiu hodnotu 0,2648. Súčiniteľ trenia sa v každom prípade zlepšil vždy po pridaní nanočastíc.

Vzhľadom na krátky čas merania a nízku záťaž nemalo zmysel vyhodnocovať opotrebenie pod mikroskopom. Dôvodom bol fakt, že povrch chrupavky vydrží odolávať opotrebeniu podstatne dlhšie, spravidla až 8 h [43]. Abrazívne opotrebenie od nanočastíc nebolo očakávané kvôli tomu, že IF-WS₂ tvoria ochrannú mazaciu vrstvu a o to viac by mali chrániť chrupavku pred opotrebením. Ďalším dôvodom pre vynechanie skúmania opotrebenia pod mikroskopom bol vlhký povrch chrupavky po vytiahnutí z PBS, ktorý odrážal dopadnuté svetlo a nebolo dobre vidieť povrch chrupavky a jej nerovnosti. Na zviditeľnenie nerovností a povrchu chrupavky bolo nutné ju najprv vysušiť. Z pohľadu merania to nedávalo zmysel, pretože na vyhodnotenie opotrebenia bolo potrebné vyhodnotiť povrch chrupavky pred meraním a po meraní. Na meranie bolo nevyhnutné používať chrupavku, ktorá v sebe obsahuje pri bežných podmienkach vodu a tým pádom nemohla byť vysušená. Ak by sa súčiniteľ trenia meral s vysušenou chrupavkou, výsledky by nedávali zmysel a model merania by bol nesprávny.

Pri meraní bolo možné pozorovať pomerne veľké chybové úsečky z dôvodu vysokých hodnôt smerodajných odchýliek. Takto vysoké smerodajné odchýlky skresľujú výsledky súčiniteľa trenia, pretože sa chybové úsečky prislúchajúce rôznym koncentráciám prekrývajú. Veľké chybové úsečky boli spôsobené rôznymi povrchmi chrupaviek. Ani jedna chrupavka nebola rovnaká. Niektoré mali šikmejší povrch, iné mali pravidelný rádius. To, že každá chrupavka nebola rovnaká bolo spôsobené kosťami bedrového kĺbu ale aj spôsobom vyrážania pinu, ktorý nezaručoval vždy rovnaké povrchy vyrazeného pinu.

Ďalším faktorom ovplyvňujúcim presnosť merania je starnutie SK. Hoci mali v sebe primiešané antibiotiká, ktoré obmedzovali degradáciu a umožnili dlhodobé skladovanie v chlade, aj výrazne spomalený rozklad HA naprieč 6 hodinami mohol spôsobiť väčší rozdiel v takých citlivých meraniach. Dôvod, prečo SK nebola rozmrazovaná postupne bola metodika miešania aditívovanej SK, ktorá vyžadovala väčší objem SK aby bol roztok namiešaný naraz a bola zaručená rovnomerná disperzia WS_2 . Vplyv na kvalitu SK malo aj rozmiešavanie pripraveného maziva pred použitím. Každé miešanie mohlo narušiť vnútornú molekulárnu štruktúru SK. Fullereny v mazive, konkrétne MoS_2 , by nemali škodiť SK. Práve naopak by mali spomaľovať rozklad HA v SK [44].

V poslednom rade hral úlohu v presnosti merania aj počet opakovaní meraní v danej sade merania. Keďže boli pre každú sadu meraní vykonané iba 3 merania, tak je pochopiteľné, že výsledky nebudú také presné ako pri viac opakovaníach.

Čo sa týka voľby koncentrácií WS_2 v SK, tak smerodajným pri rozhodovaní bol prah cytotoxicity, ktorý sa v literatúre pohyboval medzi 100 – 200 $\mu g/ml$ [46]. Po porovnaní s hodnotami zistenými v CEITEC-u sa koncentrácia 100 $\mu g/ml$ potvrdila ako bezpečná pre živý organizmus. Vzhľadom k tomu, že cytotoxická bola až 10krát väčšia koncentrácia, tak sa pracovalo s predpokladom, že aj táto koncentrácia bude pre organizmus nezávadná. Preto boli vybrané tieto 2 koncentrácie, ktoré rešpektujú odozvu organizmu na obsah IF- WS_2 . Z pohľadu tribológie by bolo zaujímavé sledovať aj hodnoty do 500 – 1000 $\mu g/ml$. Tieto hodnoty zodpovedajú koncentráciám do 0,1 hm.% a dala by sa lepšie overiť medzná koncentrácia [45], pri ktorej sa už nepozoruje zlepšenie mazania. Pre ľudské telo by však takéto koncentrácie boli škodlivé.

Hoci je sedimentácia WS_2 bežným javom, pri tribologických meraniach môže aj takýto faktor ovplyvniť mechanizmus mazania. Čo je zaujímavé, tak sedimenty boli pozorované častejšie vo vaničke s Ti6Al4V bez povlaku než vo vaničke s povlakovanou titánovou zliatinou. Je možné, že to bolo kvôli farbe vaničky, ktorá bola teraz sivá a taktiež farbe doštičky, ktorá bola výrazne tmavšia kvôli DLC povlaku. Rozdiel mohol byť spôsobený aj inou geometriou vaničky. Táto zmena vaničky bola nevyhnutná pre správne vymedzenie vôle doštičky tak, aby sa počas experimentu nepohybovala vo vaničke.

Z meraní vyplýva, že najvhodnejším materiálom pre lokálne implantáty pri viskosuplementácii je Ti6Al4V + DLC. Ako najúčinnnejšia koncentrácia WS₂ sa ukázala byť 200 µg/ml. Obrovská výhoda tohto materiálu je aj v tom, že už pri čistej SK bola priemerná hodnota súčiniteľa trenia 0,2655 a pri zliatine titánu bez povlaku bola najlepšia nameraná hodnota 0,2648. Obe hodnoty boli dosiahnuté s 200 µg/ml WS₂.

Na získanie presnejších výsledkov by do budúcnosti bolo vhodné vyrábať piny z chrupaviek spôsobom, ktorý zaručí väčšiu presnosť povrchu chrupaviek. Napríklad použitie lisu na vyrazenie pinu chrupavky z odrezaného vrchlíka kĺbu. Vhodnejšie by bolo aj primiešanie fullerénov s požadovanou koncentráciou do SK už pri samotnom miešaní SK a pred jej zamrazením. Mohlo by to byť aj výzvou pre pozorovanie sedimentácie, resp. disperzie WS₂ po rozmrazení. Posledným faktorom pre zvýšenie presnosti je prirodzene zvýšenie počtu opakovania meraní v danej sade. Namiesto 3 meraní by bolo vhodné vykonať 5 – 6 meraní. Pre pozorovanie opotrebenia chrupavky bude vhodnejšie do budúcnosti zvoliť aj dlhší čas merania, napr. 8 h ako to urobil Oungoulían a kol. [43].

7 ZÁVER

Táto bakalárska práca sa zaoberala použitím nanočastíc na zlepšenie mazania a súčiniteľa trenia. Cieľom bolo overiť, či majú IF-WS₂ zmysel ako aditíva do SK pri použití v implantátoch napríklad formou viskosuplementácie. Bol zostavený tribologický model, ktorý mal priblížiť podmienky v kĺbe medzi chrupavkou a materiálom implantátu. Tento model sa skladal z kontaktnej dvojice zliatiny používanej v implantátoch a natívnej hovädzej chrupavky. Kontakt v kĺbe nie je na popis jednoduchý, pretože chrupavka zabezpečuje pri bežnom rozsahu pohybu MCA a pri veľkom zaťažení už SCA. Napriek tomu bol model dostatočný na stanovenie súčiniteľa trenia.

V meraniach sa porovnávali koncentrácie 0, 100 a 200 µg/ml s použitím doštičiek z CoCrMo, Ti6Al4V, Ti6Al4V + DLC. Z meraní vyplýva, že najnižšie hodnoty priemerného súčiniteľa trenia boli dosiahnuté na vzorke Ti6Al4V + DLC s koncentráciou 200 µg/ml. Hodnota priemerného súčiniteľa trenia bola 0,1166, čo predstavuje zlepšenie o 66 % v porovnaní s čistou SK. Naopak najhoršie výsledky boli dosiahnuté pri vzorke CoCrMo s použitím 100 µg/ml, čo bol prekvapujúci výsledok. Priemerná hodnota súčiniteľa trenia vyšla 0,4927. Tento výsledok bol zrejme ovplyvnený nedostatočnou kvalitou pinu chrupavky pri meraniach s fullerenmi. Pre overenie účinku fullerenov na mazanie pri CoCrMo by bolo vhodné experiment zopakovať, na čo v tejto práci nezvýšil čas.

Pri porovnaní s výsledkami z rešeršnej časti sa hodnoty namerané v tejto práci líšili, čo je zapríčinené rozdielnymi podmienkami merania. Na základe meraní na titánovej zliatine s povlakom a bez povlaku možno tvrdiť, že použitie WS₂ skutočne zlepšuje priemernú hodnotu súčiniteľa trenia.

Chyby, ktoré pri meraniach vznikli, boli spôsobené už spomenutou kvalitou pinu chrupavky. Prirodzene nebolo možné zabezpečiť, aby mal každý pin rovnakú kvalitu kvôli variabilite samotných chrupaviek, ale aj kvôli metóde vyrážania pinov, ktorá nezaručovala najvyššiu presnosť. Najmenej presné boli také piny, ktoré nemali kontaktnú plochu v tvare rádiusu, ale boli rôznym spôsobom skosené. Kvôli tomu vzniká menšia kontaktná plocha a výsledky sú menej presné.

Z pohľadu tribológie by boli zaujímavejšie dlhšie merania, napr. v rozsahu 8 a viac hodín, ktoré by ukázali, ako sa pri takomto čase vyvíja súčiniteľ trenia. Vďaka tomu sa za predpokladu vhodnej a presnejšej metódy bude dať vyhodnotiť aj opotrebenie chrupavky a overenie hypotézy, že fullereny vytvoria mazací film, ktorý pôsobí ako ochrana proti opotrebeniu. Okrem toho by bolo možné aj pozorovať, či WS₂ nejak významne ovplyvnia degradáciu chrupavky pri dlhodobom vystavení okolitému prostrediu. Nemenej zaujímavé by bolo pozorovanie sedimentácie fullerenov v SK pri takýchto dlhodobých testoch.

Pri meraniach do 2 h by bol optimálny počet opakovaní aspoň 5. Zaručila by sa väčšia presnosť výsledkov. Zaujímavé by bolo aj experimentálne zistiť, pri akých koncentráciách fullereny ešte mazanie zlepšujú, a kedy naopak prestávajú byť efektívne pre zníženie súčiniteľa trenia.

Problematika ochorenia chrupaviek sa stále vyvíja a s tým je spojené aj zlepšovanie technológií na jej liečbu. Atraktívnym riešením sú lokálne implantáty, ktoré oddialia potrebu zaviesť pacientovi totálnu endoprotézu. Za účelom čo najviac predĺžiť životnosť daných lokálnych implantátov a zároveň za účelom šetrenia chrupavky voči mechanickému opotrebeniu sa ako perspektívne riešenie javia WS_2 fullereny, ktoré pri podaní formou viskosuplementácie dokážu pri určitých materiáloch zlepšiť súčiniteľ trenia.

Merania vykonané v tejto záverečnej práci potvrdzujú hypotézu, že použitie IF- WS_2 nanočastíc skutočne zlepšuje mazanie, čo z nich robí vhodné aditíva do SK z pohľadu tribológie. Na klinické použitie je však ešte potrebné overiť veľa premenných počínajúc dlhodobým testovaním a pokračujúc kritickejším vyhodnotením opotrebenia, sedimentácie a najmä cytotoxicity.

8 ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV

- [1] PUCCIO, Francesca Di a MATTEI, Lorenza. Biotribology of artificial hip joints. Online. *World journal of orthopedics*. 2015, vol. 6, no. 1, s. 77-94. ISSN 2218-5836. Dostupné z: <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.77>. [cit. 2026-05-04].
- [2] MATHUR, Rakesh Behari. *Carbon Nanomaterials Synthesis, Structure, Properties and Applications*. Online. New York: Taylor & Francis, 2016. ISBN 9781315371849. Dostupné z: <https://doi.org/https://doi.org/10.1201/9781315371849>. [cit. 2026-05-22].
- [3] PESADO-GÓMEZ, Casandra; SERRANO-GARCÍA, Juan S.; AMAYA-FLÓREZ, Andrés; PESADO-GÓMEZ, Gustavo; SOTO-CONTRERAS, Anell et al. Fullerenes: Historical background, novel biological activities versus possible health risks. Online. *Coordination chemistry reviews*. 2024, vol. 501, s. 215550. ISSN 0010-8545. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2023.215550>. [cit. 2026-05-09].
- [4] TENNE, R.; MARGULIS, L.; GENUT, M. a HODES, G. Polyhedral and cylindrical structures of tungsten disulphide. Online. *Nature (London)*. 1992, roč. 360, č. 6403, s. 444-446. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/360444a0>. [cit. 2026-05-04].
- [5] KUNDRÁT, Vojtěch; ROSENTSVEIG, Rita; BUKVIŠOVÁ, Kristýna; CITTERBERG, Daniel; KOLÍBAL, Miroslav et al. Submillimeter-Long WS₂ Nanotubes: The Pathway to Inorganic Buckypaper. Online. *Nano letters*. 2023, vol. 23, no. 22, s. 10259-10266. ISSN 1530-6984. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.3c02783>. [cit. 2026-05-04].
- [6] ZHENG, Dan; WU, Yan-ping; LI, Zheng-yang a CAI, Zhen-bing. Tribological properties of WS₂/graphene nanocomposites as lubricating oil additives. Online. *RSC advances*. 2017, roč. 7, č. 23, s. 146-1468. ISSN 2046-2069. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/c6ra28028e>. [cit. 2026-05-04].
- [7] KAPLAN-ASHIRI, Ifat a TENNE, Reshef. On the Mechanical Properties of WS₂ and MoS₂ Nanotubes and Fullerene-Like Nanoparticles: In Situ Electron Microscopy Measurements. Online. *JOM (1989)*. 2016, vol. 68, no. 1, s. 151-167. ISSN 1047-4838. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11837-015-1659-2>. [cit. 2026-05-04].
- [8] ROSENTSVEIG, R.; FELDMAN, Y.; KUNDRAT, V.; PINKAS, I.; ZAK, A. et al. Long-term aging of multiwall nanotubes and fullerene-like nanoparticles of WS₂. Online. *Journal of solid state chemistry*. 2025, vol. 346, s. 125259. ISSN 0022-4596. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jssc.2025.125259>. [cit. 2026-05-04].
- [9] KUNDRÁT, Vojtěch; NOVÁK, Libor; BUKVIŠOVÁ, Kristýna; ZÁLEŠÁK, Jakub; KOLÍBALOVÁ, Eva et al. Mechanism of WS₂ Nanotube Formation Revealed by in Situ/ex Situ Imaging. Online. *ACS nano*. 2024, vol. 18, no. 19, s. 12284-12294. ISSN 1936-0851. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsnano.4c01150>. [cit. 2026-05-04].

- [10] KUNDRAT, Vojtech; KRAL, Zdenek; PINKAS, Iddo; PINKAS, Jiri a YADGAROV, Lena. WS2 fullerene/plate nanofibers: The tunable crossroad between dimensionalities. Online. *Ceramics international*. 2024, vol. 50, no. 5, s. 7314-7322. ISSN 0272-8842. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2023.11.345>. [cit. 2026-05-04].
- [11] RAPOPORT, L; FELDMAN, Y; HOMYONFER, M; COHEN, H; SLOAN, J et al. Inorganic fullerene-like material as additives to lubricants: structure–function relationship. Online. *Wear*. 1999, vol. 225, no. II, s. 975-982. ISSN 0043-1648. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0043-1648\(99\)00040-X](https://doi.org/10.1016/S0043-1648(99)00040-X). [cit. 2026-05-04].
- [12] RAPOPORT, L.; FLEISCHER, N. a TENNE, R. Fullerene-like WS2 Nanoparticles: Superior Lubricants for Harsh Conditions. Online. *Advanced materials (Weinheim)*. 2003, vol. 15, no. 7-8, s. 651-655. ISSN 0935-9648. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.200301640>. [cit. 2026-05-09].
- [13] NZIP. *Klouby*. Online. 2022. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/clanek/1210-klouby>. [cit. 2026-05-10].
- [14] SOPHIA FOX, Alice J.; BEDI, Asheesh a RODEO, Scott A. The Basic Science of Articular Cartilage: Structure, Composition, and Function. Online. *Sports health*. 2009, vol. 1, no. 6, s. 461-468. ISSN 1941-7381. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1941738109350438>. [cit. 2026-05-04].
- [15] LINK, Jarrett M.; SALINAS, Evelia Y.; HU, Jerry C. a ATHANASIOU, Kyriacos A. The tribology of cartilage: Mechanisms, experimental techniques, and relevance to translational tissue engineering. Online. *Clinical biomechanics (Bristol)*. 2020, vol. 79, s. 104880-104880. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.016>. [cit. 2026-05-04].
- [16] ŽYLIŇSKA, Beata; SOBCZYŇSKA-RAK, Aleksandra; LISIECKA, Urszula; STODOLAK-ZYCH, Ewa; JAROSZ, Łukasz et al. Structure and Pathologies of Articular Cartilage. Online. *In vivo (Athens)*. 2021, vol. 35, no. 3, s. 1355-1363. ISSN 0258-851X. Dostupné z: <https://doi.org/10.21873/invivo.12388>. [cit. 2026-05-04].
- [17] ATKINSON, M H. Osteoarthritis. Online. *Canadian family physician*. 1984, vol. 30, s. 1503-1507. ISSN 0008-350X. [cit. 2026-05-10].
- [18] ZHANG, Xinyu; ZHAO, Mingda; XIAO, Xiaolin; ZOU, Yaping; LI, Jiadong et al. Inorganic Nanomaterials for Osteoarthritis: From Delivery Vehicles to Therapeutic Agents. Online. *ACS applied materials & interfaces*. 2025, vol. 17, no. 28, s. 39845-39862. ISSN 1944-8244. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsami.5c07562>. [cit. 2026-05-10].
- [19] GIBON, Emmanuel; AMANATULLAH, Derek F.; LOI, Florence; PAJARINEN, Jukka; NABESHIMA, Akira et al. The biological response to orthopaedic implants for joint replacement: Part I: Metals. Online. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*. 2017, vol. 105, no. 7, s. 2162-2173. ISSN 1552-4973. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33734>. [cit. 2026-05-11].

- [20] GIBON, Emmanuel; CORDOVA, Luis A.; LU, Laura; LIN, Tzu-hua; YAO, Zhenyu et al. The biological response to orthopedic implants for joint replacement. II: Polyethylene, ceramics, PMMA, and the foreign body reaction. Online. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*. 2017, vol. 105, no. 6, s. 1685-1691. ISSN 1552-4973. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33676>. [cit. 2026-05-11].
- [21] SHETH, Neil a FORAN, Jared. Total Hip Replacement. Online. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>. [cit. 2026-05-04].
- [22] SHETH, Neil. Total Knee Replacement. Online. In: . Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>. [cit. 2026-05-04].
- [23] MIKOVA, Ester; KUNUTSOR, Setor K.; BUTLER, Meg a MURRAY, James R. Focal resurfacing of the knee – A systematic review and meta-analysis. Online. *The knee*. 2024, vol. 48, s. 63-75. ISSN 0968-0160. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.knee.2024.02.013>. [cit. 2026-05-11].
- [24] MARTINEZ-CARRANZA, N.; BERG, H.E.; HULTENBY, K.; NURMI-SANDH, H.; RYD, L. et al. Focal knee resurfacing and effects of surgical precision on opposing cartilage. A pilot study on 12 sheep. Online. *Osteoarthritis and cartilage*. 2013, vol. 21, no. 5, s. 739-745. ISSN 1063-4584. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.02.004>. [cit. 2026-05-11].
- [25] NAHAS, Sam; AL-OBAIDI, Bilal; SHEARMAN, Alex; HODGSON, Harry a NATHWANI, Dinesh. Focal knee resurfacing. Online. *Orthopaedics and trauma*. 2019, vol. 33, no. 2, s. 133-139. ISSN 1877-1327. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2019.01.009>. [cit. 2026-05-11].
- [26] KUBÍK, Marek. *Lokální implantáty kyčle a kolena*. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2025.
- [27] BIANCHI, Gerolamo a SINIGAGLIA, Luigi. Abstracts of OsteoRheumatology 2011, the International Congress on Bone Involvement in Arthritis. Santa Margherita Ligure, Italy. October 13-41, 2011. Online. *Arthritis research & therapy*. 2012, vol. 14, s. A1-19. ISSN 1478-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/ar3708>. [cit. 2026-05-11].
- [28] MARTIN, Žabka. Viskosuplementácia v liečbe osteoartrózy kolena. Online. 2014, s. 46 – 50. Dostupné z: https://www.farm-servis.cz/ext/files/article/4122/1_fip_03.pdf. [cit. 2026-05-12].
- [29] HILŠER, Pavel. *Tření a mazání kloubní chrupavky*. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2020.
- [30] REGENERVATE. *Viscosupplementation*. Online. Dostupné z: <https://www.regenerate.com/viscosupplementation/>. [cit. 2026-05-20].
- [31] OUFERFELLI, Nouredine; VRINCEANU, Narcisa; MLIKI, Ezzedine; AMIN, Kamal A.; SNOUSSI, Lotfi et al. Rheological behavior of the synovial fluid: a mathematical challenge. Online. *Frontiers in materials*. 2024, vol. 11. ISSN 2296-8016. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fmats.2024.1386694>. [cit. 2026-05-10].

- [32] MARIAN, Max; SHAH, Raj; GASHI, Blerim; ZHANG, Stanley; BHAVNANI, Kiran et al. Exploring the lubrication mechanisms of synovial fluids for joint longevity – A perspective. Online. *Colloids and surfaces, B, Biointerfaces*. 2021, vol. 206, s. 111926. ISSN 0927-7765. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2021.111926>. [cit. 2026-05-10].
- [33] 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, vol. 13, no. 9, s. 2075. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma13092075>. [cit. 2026-05-10].
- [34] BRAUN, Barbu Cristian; DRUGĂ, Corneliu Nicolae; ȘERBAN, Ionel; COTOROS, Diana a RADU, Necula. Tribological Modeling of the Hip Joint. Online. *Macromolecular symposia*. 2020, vol. 389, no. 1. ISSN 1022-1360. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/masy.201900089>. [cit. 2026-05-10].
- [35] STOTTER, Christoph; STOJANOVIĆ, Bojana; BAUER, Christoph; RODRÍGUEZ RIPOLL, Manel; FRANEK, Friedrich et al. Effects of Loading Conditions on Articular Cartilage in a Metal-on-Cartilage Pairing. Online. *Journal of orthopaedic research*. 2019, vol. 37, no. 12, s. 2531-2539. ISSN 0736-0266. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jor.24426>. [cit. 2026-05-20].
- [36] STOJANOVIĆ, B.; BAUER, C.; STOTTER, C.; KLESTIL, T.; NEHRER, S. et al. Tribocorrosion of a CoCrMo alloy sliding against articular cartilage and the impact of metal ion release on chondrocytes. Online. *Acta biomaterialia*. 2019, vol. 94, s. 597-609. ISSN 1742-7061. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.06.015>. [cit. 2026-05-20].
- [37] WANG, Yifan; QI, Yansong; MA, Bingxian; WU, Haihe; WANG, Yongxiang et al. Three-dimensional gait analysis of orthopaedic common foot and ankle joint diseases. Online. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2024, vol. 2024, no. 12, s. 1303035. ISSN 2296-4185. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1303035>. [cit. 2026-04-10].
- [38] ABDULLAH, Enas Yahya a ABBAS, Halla Khudair. *Influence Of Gait Cycle On Lubrication Of Synovial Human Knee Joint*. Online. 2019, roč. 3, č. 7. 2019. ISSN 2643-640X. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/334806429_Influence_of_gait_cycle_on_lubrication_of_synovial_human_knee_joint. [cit. 2026-04-10].
- [39] SU, Yonglin; YANG, Peiran; FU, Zengliang; JIN, Zhongmin a WANG, Chengtao. Time-dependent elastohydrodynamic lubrication analysis of total knee replacement under walking conditions. Online. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2011, vol. 14, no. 6, s. 539-548. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.485569>. [cit. 2026-04-10].
- [40] ODEHNAL, Lukáš; RANUŠA, Matúš; WIMMER, Markus A.; VRBKA, Martin a KŘUPKA, Ivan. Development of lubrication film and influence on friction in a total knee replacement during a gait cycle. Online. *Tribology international*. 2023, vol. 2023, no. 178, s. 108073. ISSN 0301-679X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2022.108073>. [cit. 2026-04-10].

- [41] MOORE, Axel C.; SCHRADER, Jordyn Lee; ULVILA, Jaclyn J. a BURRIS, David L. A review of methods to study hydration effects on cartilage friction. Online. *Tribology (Leeds)*. 2017, roč. 11, č. 4, s. 202-214. ISSN 1751-5831. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/17515831.2017.1397329>. [cit. 2026-05-11].
- [42] DREWNIAK, Elizabeth I.; JAY, Gregory D.; FLEMING, Braden C. a CRISCO, Joseph J. Comparison of two methods for calculating the frictional properties of articular cartilage using a simple pendulum and intact mouse knee joints. Online. *Journal of biomechanics*. 2009, vol. 42, no. 12, s. 1996-1999. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.024>. [cit. 2026-05-11].
- [43] OUNGOULIAN, Sevan R.; DURNEY, Krista M.; JONES, Brian K.; AHMAD, Christopher S.; HUNG, Clark T. et al. Wear and damage of articular cartilage with friction against orthopedic implant materials. Online. *Journal of biomechanics*. 2015, roč. 48, č. 10, s. 1957-1964. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.008>. [cit. 2026-05-04].
- [44] CHEN, Tongming; ZOU, Hang; WU, Xiaojun; CHEN, Yuan; SITU, Bo et al. *Fullerene-like MoS2 Nanoparticles as Cascade Catalysts Improving Lubricant and Antioxidant Abilities of Artificial Synovial Fluid*. Online. 2019. 2019. Dostupné z: [10.1021/acsbiomaterials.9b00372](https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.9b00372). [cit. 2026-05-12].
- [45] WU, Qian; LI, Honglin; WU, Liangbin; BO, Zihan; WANG, Changge et al. Synergistic Lubrication and Antioxidation Efficacies of Graphene Oxide and Fullerenol as Biological Lubricant Additives for Artificial Joints. Online. *Lubricants*. 2023, vol. 11, no. 1, s. 11. ISSN 2075-4442. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/lubricants11010011>. [cit. 2026-05-04].
- [46] ZEČEVIĆ, Snežana; POPOVIĆ, Darinka; TOMIĆ, Sergej; BEKIĆ, Marina; RAKOČEVIĆ, Sara et al. Anti-Inflammatory and Immunomodulatory Properties of Inorganic Fullerene-Like Tungsten Disulfide Nanoparticles in the Culture of Human Peripheral Blood Mononuclear Cells. Online. *Nanomaterials (Basel, Switzerland)*. 2025, vol. 15, no. 5, s. 322. ISSN 2079-4991. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/nano15050322>. [cit. 2026-05-12].
- [47] ANTON PAAR. *Pin-on-disk tribometer: TRB³*. Online. Dostupné z: <https://www.anton-paar.com/corp-en/products/details/trb3-pin-on-disk-tribometer/>. [cit. 2026-05-12].
- [48] KŘÍŽOVÁ, Michaela. *Tribologie hydrogelů pro náhradu kloubní chrupavky*. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2023.

9 ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK, SYMBOLOV A VELIČÍN

9.1 Použité fyzikálne veličiny

a	polomer kružnice v rovine dotyku
F	zaťažujúca sila
E_1, E_2, ν_1, ν_2	materiálové charakteristiky
E_{eq}	redukovaný Youngov modul pružnosti
r_{eq}	redukovaný polomer
p_m	maximálny kontaktný tlak
F_N	normálová sila
F_t	tangenciálna sila
μ	súčiniteľ trenia
λ	parameter mazania
h_{min}	minimálna hrúbka mazacieho filmu
R_a	priemerná drsnosť
R_q	kvadratický priemer odchýliek profilu

9.2 Použité skratky

COF	súčiniteľ trenia
IF-WS ₂	inorganic fullerene-like tungsten disulfide
IF-MoS ₂	inorganic fullerene-like molybdenium disulfide
MRI	magnetická rezonancia
OA	osteoartróza
SK	synoviálna kvapalina
SEM	skenovacia elektrónová mikroskopia
TEM	transmisná elektrónová mikroskopia
HA	kyselina hyalurónová
PAL	agregácia proteínov
SCA	stacionárna kontaktná oblasť
MCA	migračná kontaktná oblasť
DLC	diamond-like carbon
UHMWPE	ultra-vysokomolekulárny polyetylén
PEEK	polyether ether ketone
GO	oxid grafénu
Fol	fullerenol
PBMC	ľudské mononukleárne bunky v periférnej krvi
PBS	phosphate buffered saline

10 ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV

Obr. 2-1 Štruktúra C ₆₀ fullerenu a C ₇₀ fullerenu [3].	12
Obr. 2-2 Nanorúrky WS ₂ v a) SEM a b) TEM snímkach [7].	13
Obr. 2-3 Nanočastice IF-WS ₂ class II v TEM: a) snímka zhluku nepoškodených nanočastíc, b) snímka 1 nanočastice, c) priblíženie snímky 1 nanočastice. Červené šípky poukazujú na defekty v štruktúre stien nanočastice [8].	13
Obr.2-4 Štruktúra synoviálneho kĺbu [13].	15
Obr. 2-5 Stavba chrupavky: a) vrstvy tvoriace chrupavku vyjadrené pomocou výskytu chondrocytov;	16
b) usporiadanie kolagénových vlákien v chrupavke [14].	16
Obr. 2-6 Totálna kĺbová náhrada kolenného kĺbu [22].	18
Obr. 2-7 Endoprotéza bedrového kĺbu [21]: a) hlavica endoprotézy so stopkou. Šípky na strednom obrázku ukazujú povlak, ktorý zlepšuje zrastenie implantátu s kosťou; b) jamka endoprotézy.	19
Obr. 2-8 Komerčné lokálne implantáty a) Episealer; b) HemiCAP; c) BioPoly [26].	20
Obr. 2-9 Viskosuplementácia HA kĺbu postihnutého OA: a) schéma aplikácie; b) zlepšujúci účinok viskosuplementácie na postihnutý kĺb [30].	21
Obr. 2-10 Kontakt 2 guľových plôch a zobrazenie priebehu tlaku v bode kontaktu [1].	23
Obr. 2-11 Stribeckova krivka s vyznačením oblastí pre jednotlivý režim mazania [1].	25
Obr. 2-12 Cyklus chôdze a jeho fáz [37]. Obrázok znázorňuje časti stojatej fázy a švihovej fázy. Z obrázka je tiež vidieť, kedy je váha tela nesená oboma dolnými končatinami a kedy naopak iba jednou.	26
Obr. 2-13 Priebeh osovej sily v závislosti na percentuálnej fázy chôdze [40]. Osová sila je v legende uvedená ako AX. FE predstavuje uhol natočenia kĺbu a AP predstavuje posuv.	26
Obr. 2-14 Schéma tribologickej zostavy pri SCA [41].	27
Obr. 2-15 Schéma konštrukcie tribologickej zostavy pre MCA [41].	28
Obr. 2-16 Porovnanie priebehu súčiniteľa trenia v čase pri MCA a SCA [41].	28
Obr. 2-17 Delaminovaná vrstva chrupavky po 8h meraní na zjednodušenom modeli kĺbového implantátu [43].	29
Obr. 2-18 Schéma testovacej tribologickej zostavy [44].	30
Obr. 2-19 Výsledky experimentu: a) závislosť veľkosti priemeru stopy opotrebenia na aplikovanom zaťažení;	31

b) priebeh súčiniteľa trenia v čase [44].	31
Obr. 2-20 Porovnanie súčiniteľov trenia pre dvojice: a) priebeh súčiniteľa trenia (COF) pre treciu dvojicu UMWPE – Ti6Al4V; b) stĺpový graf priemernej hodnoty COF pre danú dvojicu; c) priebeh COF pre treciu dvojicu Al ₂ O ₃ – Ti6Al4V; d) stĺpový graf priemernej hodnoty COF pre danú dvojicu	33
Obr. 2-21 Vplyv rôznych koncentrácií WS ₂ na cytotoxicitu – životaschopnosť, apoptózu a nekrózu buniek [46].	34
Obr. 4-1 Experimentálna zostava a) Tribometer TRB ³ [47]; b) Schéma experimentálnej zostavy. Obrázok bol vygenerovaný pomocou umelej inteligencie Gemini od spoločnosti Google.	37
Obr. 4-2 Hodnoty cytotoxicity WS ₂ v bunkách myší. Vodorovná os popisuje hm. % fullerenov v bunkách a zvislá os popisuje, aká je pravdepodobnosť prežitia buniek za danej koncentrácie. S láskavým dovolením Mgr. Kundráta, Ph.D. et Ph.D.	39
Obr. 4-3 Príprava pinov z natívnej hovädzej chrupavky.	40
Obr. 4-4 Postup prípravy koncentrovaného roztoku WS ₂ v SK. Obrázky popisujú nasledovné úkony: váženie fullerenov; miešanie silne koncentrovaného materského roztoku; ultrasonikácia materského roztoku; miešanie koncentrovaného roztoku WS ₂ v SK.	41
Obr. 4-5 Schéma filtrovania nameraných dát pomocou programu MATLAB.	43
Obr. 5-1 Grafy priemerného koeficientu trenia s chybovými úsečkami pre CoCrMo.	45
Obr. 5-2 Grafy priemerného súčiniteľa trenia s chybovými úsečkami pre Ti6Al4V.	46
Obr. 5-3 Grafy priemerného súčiniteľa trenia s chybovými úsečkami pre Ti6Al4V + DLC.	47
Obr. 5-4 Priebeh súčiniteľa trenia pri meraní skúmaných materiálov.	48
Obr. 5-5 Sedimentácia WS ₂ pozorovaná na Ti6Al4V. Vľavo je zobrazený stav tesne po začiatku merania s rozptýlenými fullerenmi v SK a vpravo je stav po meraní s viditeľnou sedimentáciou. Sedimenty je možné vidieť v blízkosti upevneného pinu v držiaku – ide o drobné čierne zhluky.	49
Obr. 5-6 Sedimentácia WS ₂ pozorovaná na Ti6Al4V + DLC. Hore je stav tesne po začiatku merania s rozptýlenými fullerenmi v SK a dole je stav po skončení merania s viditeľnými vzormi sedimentov.	50

11 ZOZNAM TABULIEK

Tab. 1 Priemerné hodnoty drsností materiálov [48]. **Chyba! Záložka nie je definovaná.**

Tab. 2 Matica meraní s použitými materiálmi dosky a koncentráciami fullerénov. Matica znázorňuje počet opakovaní pre jednotlivé kombinácie materiálu a koncentrácie fullerénov.

..... **Chyba! Záložka nie je definovaná.**

Tab. 3 Číselné hodnoty pre sady meraní na CoCrMo. 45

Tab. 4 Číselné hodnoty pre sady merania Ti6Al4V 46

Tab. 5 Číselné hodnoty pre sady merania Ti6Al4V + DLC 47

12 ZOZNAM PRÍLOH

Príloha 1: Záznam a výsledky merania súčiniteľa trenia na CoCrMo.

Príloha 2: Záznam a výsledky merania súčiniteľa trenia na Ti6Al4V.

Príloha 3: Záznam a výsledky merania súčiniteľa trenia na Ti6Al4V + DLC.