

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
STROJNÍ**



**DIPLOMOVÁ
PRÁCE**

2023

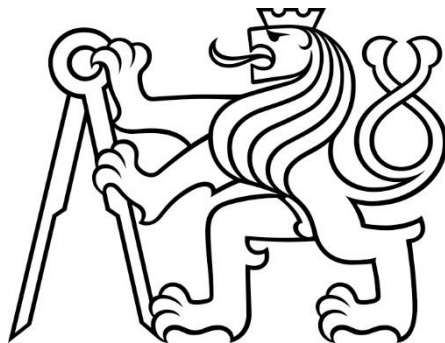
**MAREK
HRDLIČKA**

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ
ÚSTAV MATERIÁLOVÉHO INŽENÝRSTVÍ

Testování tribologických vlastností třecích dvojic
vhodných pro celopolymerní implantáty

Testing the tribological properties of friction pairs
suitable for all-polymer implants



Diplomová práce

2023

AUTOR: Bc. Marek Hrdlička
VEDOUCÍ PRÁCE: doc. Ing. Ladislav Cvrček, Ph.D.
Ing. Matěj Buřil
STUDIJNÍ PROGRAM: Výrobní inženýrství

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hrdlička** Jméno: **Marek** Osobní číslo: **483152**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav materiálového inženýrství**
Studijní program: **Výrobní inženýrství**
Specializace: **Bez specializace**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Testování tribologických vlastností třecích dvojic vhodných pro celopolymerní implantáty

Název diplomové práce anglicky:

Testing the tribological properties of friction pairs suitable for all-polymer implants

Pokyny pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou zaměřenou na celopolymerní implantáty 2. Rešerše dané problematiky z pohledu tribologie polymerů. 3. Návrh vhodných třecích dvojic na bázi polymerů nebo kompozitů s polymerní maticí. 4. Provedení tribologických testů ve fyziologickém roztoku. 5. Hodnocení koeficientu tření, rychlosti opotřebení a testování mechanických vlastností. 6. Diskuze výsledků tribologických testů a jejich porovnání se standardně používanými materiály. 7. Návrh optimální třecí dvojice pro celopolymerní implantát.

Seznam doporučené literatury:

KURTZ, Steven M. a Jim NEVELOS. PEEK Bearing Materials for Total Joint Replacement. In: PEEK Biomaterials Handbook. Elsevier, 2019, s. 403-418. ISBN 9780128125243. doi:10.1016/B978-0-12-812524-3.00024-7
COWIE, Raelene M, Adam BRISCOE, John FISHER a Louise M JENNINGS. PEEK-OPTIMA™ as an alternative to cobalt chrome in the femoral component of total knee replacement: A preliminary study. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2016, 230(11), 1008-1015. ISSN 0954-4119. doi:10.1177/0954411916667410
SONG, Jian, Dingding XIANG, Song WANG, Zhenhua LIAO, Junzhe LU, Yuhong LIU, Weiqiang LIU a Zhongxiao PENG. In vitro wear study of PEEK and CFRPEEK against UHMWPE for artificial cervical disc application. Tribology International. 2018, 122, 218-227. ISSN 0301679X. doi:10.1016/j.triboint.2018.02.034

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

doc. Ing. Ladislav Cvrček, Ph.D. ústav materiálového inženýrství FS

Jméno a pracoviště druhého(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Ing. Matěj Buřil ústav materiálového inženýrství FS

Datum zadání diplomové práce: **01.04.2023** Termín odevzdání diplomové práce: **31.07.2023**

Platnost zadání diplomové práce: _____

doc. Ing. Ladislav Cvrček, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Ladislav Cvrček, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, které uvádím v seznamu použité literatury.

V Praze dne:

.....

Podpis

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce, panu doc. Ing. Ladislavu Cvrčkovi, Ph.D., za jeho konstruktivní připomínky, ochotu a trpělivý přístup při konzultacích. Dále bych chtěl poděkovat panu Ing. Matěji Buřilovi za jeho cennou pomoc, a především za veškerý čas, který mi věnoval při vypracování praktické části diplomové práce. V neposlední řadě mé poděkování patří také vrchní sálové instrumentářce Šárce Krejčí za možnost nahlédnutí do praxe jak z hlediska výroby kloubních implantátů, tak i jejich aplikace na operačním sále.

Abstrakt

Práce se zabývá tribologickými vlastnostmi polymerních materiálů, které by v budoucnu mohly sloužit pro výrobu celopolymerních kloubních implantátů. Cílem práce bylo navržení optimální celopolymerní třecí dvojice z hlediska koeficientu tření i rychlosti opotřebení a její porovnání s materiály standartně využívanými k tomuto účelu v současnosti. V teoretické části práce byly popsány materiály běžně využívané v ortopedické praxi a dále byla zpracována rešerše potenciálních polymerních materiálů pro celopolymerní kloubní implantáty. Právě na základě této rešerše byly vybrány jednotlivé třecí dvojice, na kterých byly provedeny tribologické testy ve fyziologickém roztoku. Polymerní materiály vzájemně vykazovaly obecně nižší míru otěru než referenční dvojice. S přihlédnutím k velice nízkému koeficientu tření a velmi nízké rychlosti opotřebení se jako nejslibnější třecí dvojice jeví uhlíkem zpevněný CFR-PEEK proti UHMWPE.

Klíčová slova

Celopolymerní kloubní implantáty, UHMWPE, PEEK, polymery, tribologie, koeficient tření, rychlost opotřebení

Abstract

The thesis deals with the tribological properties of polymer materials, which could be potentially used for the production of all-polymer joint implants in the future. The aim of the thesis was to design an optimal all-polymer friction pair in terms of friction coefficient and wear rate and compare it with the standard materials currently used for this purpose. The theoretical part consists of description of the materials commonly used in orthopedic practice and a research of potential polymer materials for all-polymer joint implants. Based on this research, individual friction pairs were selected. Tribological tests of selected friction pairs were performed in physiological solution. In general, the polymeric friction pairs showed lower abrasion rates in comparison to the reference pairs. Considering the very low coefficient of friction and very low wear rate, carbon reinforced CFR-PEEK versus UHMWPE appears to be the most promising friction pair.

Key words

All-polymer joint implants, UHMWPE, PEEK, polymers, tribology, coefficient of friction, wear rate

Seznam použitých zkratk a symbolů

UHMWPE		Ultavysokomolekulární polyethylen (Ultrahigh molecular weight polyethylene)
PEEK		Polyetheretherketon
CFR-PEEK		Uhlíkem vyztužený PEEK (Carbon fibre reinforced PEEK)
CFR-UHMWPE		Uhlíkem vyztužený UHMWPE (Carbon fibre reinforced UHMWPE)
PTFE-PEEK		Kompozit polytetrafluorethylenu (teflonu) a PEEK
FCC		Plošně středěná kubická mřížka (Face centered cubic)
HCP		Hexagonální těsně uspořádaná kubická mřížka (Hexagonal close packed)
BCC		Prostorově středěná kubická mřížka (Body centered cubic)
PVD		Fyzikální depozice z plynné fáze (Physical vapour deposition)
CVD		Chemická depozice z plynné fáze (Chemical vapour deposition)
DLC		Uhlík s vlastnostmi diamantu (Diamond-like carbon)
FCVA		Filtrovaný katodický vakuový oblouk (Filtered cathodic vacuum arc)
HA/nHA		Hydroxyapatit/nanohydroxyapatit
PBS		Fosfátový pufr (Phosphate Buffered Saline)
HTT		Vysokoteplotní tribometr (High temperature tribometer)
a	[mm]	Poloměr kontaktní plochy
F	[N]	Přítlačná síla
p	[MPa]	Hertzův kontaktní tlak
E	[GPa]	Youngův modul pružnosti
μ	[-]	Poissonova konstanta/ koeficient tření
R	[mm]	Poloměr kulové plochy
v_0	[cm·s ⁻¹]	Obvodová rychlost disku
s	[mm]	Dráha pinu
k	[$\mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$]	Rychlost opotřebení

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů	7
1 Úvod	10
2 Standartní kloubní implantáty	12
2.1 Kovové materiály	12
2.1.1 Slitiny kobaltu	13
2.1.2 Slitiny titanu	14
2.1.3 Austenitické korozivzdorné oceli	14
2.2 Keramické materiály	15
2.2.1 Oxid hlinitý Al_2O_3	16
2.2.2 Oxid zirkoničitý ZrO_2	16
3 Celopolymerní kloubní implantáty	18
3.1 Ultravysokomolekulární polyethylen (UHMWPE)	19
3.1.1 Povrchové úpravy UHMWPE	22
3.1.2 CFR-UHMWPE	23
3.1.3 UHMWPE/HA	25
3.2 Polyetheretherketon (PEEK)	27
3.2.1 Biokompatibilita PEEK	29
3.2.1 PEEK-OPTIMA	30
3.2.2 CFR-PEEK	31
3.2.3 PEEK-PTFE	34
4 Experimentální část	36
4.1 Teoretická příprava měření	36
4.1.1 Simulace sil v OpenSim	36
4.1.2 Stanovení Hertzových tlaků	38
4.2 Příprava vzorků	42

4.3	Pin-on-disk	43
4.4	Optická profilometrie.....	44
4.5	Testování tribologických vlastností.....	45
4.5.1	Měření koeficientu tření.....	45
4.5.2	Vyhodnocení otěru na světelném mikroskopu	51
4.5.3	Vyhodnocení otěru na optickém profilometru	56
5	Výsledky a jejich diskuze.....	64
5.1	Koeficient tření.....	64
5.2	Velikost otěru	67
6	Závěr.....	73
	Použitá literatura	75
	Seznam obrázků	83
	Seznam tabulek	86
	Přílohy.....	87

1 Úvod

V současné době roste riziko poškození pohybového aparátu vlivem chronických kloubních onemocnění, jako je například osteoartróza. Tento rostoucí trend je zapříčiněn několika rizikovými faktory, mezi které patří prodlužování standartní délky života, přetěžování kloubů vrcholovými sporty nebo těžkou prací, obezita, genetika, růst počtu kloubních zranění, či souběžně se vyskytující jiná onemocnění, například revmatoidní artritida. Odhaduje se, že osteoartrózou je postiženo zhruba 3,2 % světové populace, přičemž v západních zemích je osteoartrózou postiženo zhruba 12 % populace ve věku nad 60 let [1; 2]. Osteoartróza je ve většině případů léčena bez chirurgického zákroku pouze úpravou životního stylu, léky proti bolesti, či léky pro podporu metabolismu chrupavky. Při vyšších stádiích onemocnění se však již přistupuje k úplné výměně kloubu za kloubní implantát [2]. Další skupinou pacientů, kteří podstupují úplnou kloubní výměnu, jsou pacienti s onkologickým onemocněním.

Kloubní implantáty jsou v současnosti v naprosté většině případů vyráběny z kovových materiálů, jako je například titan, kobalt, chrom, či korozi-vzdorná ocel a jejich slitiny nebo z keramických materiálů – zejména z oxidu hlinitého a oxidu zirkoničitého nebo jejich kombinací. Mezi styčné plochy implantátu jsou umístěny vložky vyrobené nejčastěji z ultravysokomolekulárního polyethylenu, které nahrazují chrupavku a zajišťují mu tak dobré kluzné vlastnosti.

Kovové a keramické kloubní implantáty mají vedle převažujících výhod také své nevýhody. Je potřeba mít na paměti, že biokompatibilita není obecná materiálová vlastnost. Vždy je potřeba zvážit konkrétního pacienta a případ využití, neboť pacient může být například alergický na nikl a využití standartně využívané oceli 316L běžně označované jako biokompatibilní není přípustné a musí se najít jiný typ materiálu. Tento problém relativně vysokého rizika alergické či zánětlivé reakce na kovové materiály do jisté míry řeší keramické kloubní implantáty.

Problém, který však u standartně využívaných materiálů stále přetrvává, je diametrálně odlišující se modul pružnosti od modulu pružnosti kostní tkáně, což prodlužuje dobu oseointegrace implantátu a může vést k osteoporóze vlivem přenášení napětí na implantát místo na kostní tkáň. Velice zajímavou alternativou standartních endoprotéz jsou celopolymerní kloubní implantáty, které nabízejí podobné mechanické vlastnosti, jako má kostní tkáň, vykazují biokompatibilní vlastnosti a na rozdíl od kovových materiálů jsou na rentgenových snímcích viditelné, zároveň ale nezakreslují ani nezastiňují obraz. Z tribologického hlediska by ale mohl být nižší modul pružnosti polymerních materiálů v rozporu s požadavkem na tvarovou stálost a minimální otěr na kontaktních plochách implantátu. Ověření nebo vyvrácení této hypotézy je hlavní motivací této práce.

Cílem práce bude ověřit tribologické chování různých typů polymerních materiálů. Zkoumaným materiálem bude ultravysokomolekulární polyethylen (UHMWPE) a polyetheretherketon (PEEK) a jeho varianty, který kromě své biokompatibility vykazuje již zmíněné optimální mechanické vlastnosti. Tribologické vlastnosti jednotlivých polymerních materiálů budou porovnávány s referenčními dvojicemi standartních materiálů (CoCrMo a Al_2O_3 proti UHMWPE). V závěru práce bude navržena ideální celopolymerní dvojice.

2 Standartní kloubní implantáty

Kloubní implantáty jsou nejčastěji vyráběny buď z kovových nebo keramických materiálů. Vhodnost zvoleného materiálu posuzuje lékař na základě věku pacienta, či typu a míry poškození kostní tkáně. Příkladem kovových materiálů může být slitina kobaltu, chromu a molybdenu (podle ISO 5832-4) nebo nejčastěji využívaná alfa-beta titanová slitina hliníku a vanadu Ti6Al4V ELI, která je popsána normou ISO 5832-3 [3; 4]. Klasickými zástupci keramických materiálů jsou oxid zirkoničitý (ISO 13356 nebo ISO 6474-2) a oxid hlinitý (ISO 6474-1) [5; 6; 7].

Další skupinou materiálů využívaných pro kloubní implantáty jsou polymerní materiály. V dnešní době se ale polymery pro výrobu samotných kloubních implantátů příliš často nevyužívají. Jednou z mála firem, která nabízí celopolymerní implantáty z materiálu PEEK-OPTIMA, je švýcarská rodinná firma Mathys AG. Jedná se však o malé implantáty prstních kloubů. Pro výrobu velkých kloubních implantátů (implantát kolenního kloubu) se polymerní materiály v současnosti neuplatňují. Využití polymerních materiálů spočívá ve výrobě kloubních vložek (tibiální vložka v kolenním kloubu), které zaručují lepší kluzné vlastnosti na kontaktních plochách implantátu. Nejvyužívanějším polymerním materiálem využívaným v endoprotézách k tomuto účelu je v současnosti ultravysokomolekulární polyetylen UHMWPE (z anglického ultra-high molecular weight polyethylene) [8].

2.1 Kovové materiály

Kovy jsou stále hlavní skupinou materiálů pro výrobu kloubních implantátů. Prakticky nejzásadnějším kritériem při navrhování materiálů pro výrobu endoprotéz je volba netoxických biokompatibilních materiálů, které při kontaktu s lidskou tkání nepodléhají korozi, či jiné formě degradace. Mezi biokompatibilní kovové prvky se řadí například titan, niob, molybden, tantal, zirkonium, zlato nebo wolfram. Naopak mezi potenciálně

škodlivé prvky se řadí nikl, chrom, vanad nebo hliník. Dalším zásadním kritériem při volbě vhodného materiálu jsou samozřejmě jeho mechanické vlastnosti, jako je například mez pevnosti, modul pružnosti nebo tažnost [9].

2.1.1 Slitiny kobaltu

Významnou skupinou kovových materiálů využívaných pro výrobu kloubních implantátů jsou tvářené kobaltové slitiny chromu a molybdeny. Pro tyto účely je nejčastěji využívána slitina CoCrMo podle ISO 5832-4 nebo podle ISO 5832-12 [3; 10]. Tyto dvě slitiny se od sebe téměř neliší ve svém složení, jejich rozdíl spočívá především v odlišné mikrostruktuře. Existují další kobaltové slitiny jako například CoCrW_{Ni} nebo CoNiCrMo, nicméně pro ortopedické účely jsou již méně vhodné z důvodu nižší odolnosti proti otěru. Navíc obě slitiny obsahují nikl, který může zhoršit jejich biokompatibilitu [11; 12].



Obr. 1 Kloubní implantát s femorální částí vyrobenou z CoCrMo, tibiální částí z TiAl₆V₄a s UHMWPE tibiální vložkou. [12]

Tvářené slitiny kobaltu chromu a molybdeny mají kubickou plošně středěnou krystalickou mřížku (FCC) s austenitickou mikrostrukturou a rovnoměrně rozloženými karbidy. Jedná se o velice pevný materiál s vysokou odolností proti opotřebení a proti korozi. Navíc je díky kobaltu stabilní i za vysokých teplot. Kobaltové slitiny mají relativně vysokou hustotu (8,9 g/cm³) a vysoký modul pružnosti (210–253 GPa). Tyto mechanické vlastnosti nejsou tak vhodné, jako vlastnosti titanových slitin,

kteře mají nižší hustotu ($4,5 \text{ g/cm}^3$) a modul pružnosti okolo 110 GPa, což více koresponduje s mechanickými vlastnostmi lidských kostí. Nicméně kombinace vysoké korozivzdornosti, odolnosti proti opotřebení, vysoké tvrdosti (300–400 HV) a meze pevnosti (655–1300 GPa) tvoří z kobaltových slitin zajímavou alternativu materiálů pro výrobu kloubních implantátů (obrázek 1) [11].

2.1.2 Slitiny titanu

Existují dvě alotropické modifikace titanu. Jedná se o α a β fázi. Fáze α má krystalickou mřížku hexagonální těsně uspořádanou (HCP). Nad tzv. teplotou β -transus, která se pohybuje okolo $882 \text{ }^\circ\text{C}$, se krystalická mřížka titanu mění na kubickou tělesně středěnou (BCC) a v tomto případě se již jedná o fázi β . Tato přechodová teplota se zvyšuje či snižuje různým složením legujících prvků, které se dají dělit na α stabilizátory (hliník, dusík, kyslík,...) nebo β stabilizátory (vanad, molybden, niob, železo, chrom,...). Většina biokompatibilních titanových slitin využívaných pro výrobu kloubních implantátů je označována jako ($\alpha+\beta$) titanové slitiny [9].

Mezi nejpoužívanější ($\alpha+\beta$) titanové slitiny patří slitina hliníku a vanadu Ti6Al4V (podle ISO 5832-3) nebo slitina hliníku a niobu Ti6Al7Nb (podle ISO 5832-11) [4; 13]. Obvykle se používají ve vyžíhaném stavu. Obě slitiny patří do stejné skupiny, nicméně jejich struktura je silně závislá na způsobu a rychlosti ochlazování z teploty nad teplotou β -transus. Optimální je struktura tvořená jemným jehlicovitým α' martenzitem a zbylými zrny β fáze. Slitina Ti6Al7Nb má podobnou mikrostrukturu jako Ti6Al4V ELI, nabízí podobné či dokonce vhodnější mechanické vlastnosti, vykazuje vyšší korozivzdornost, a především má lepší biokompatibilitu díky nahrazení potenciálně nebezpečného vanadu niobem. [9]

2.1.3 Austenitické korozivzdorné oceli

Významnou skupinou biokompatibilních kovových materiálů pro výrobu kloubních implantátů jsou korozivzdorné oceli. Jako příklad lze uvést korozivzdornou ocel AISI 316L (podle ISO 5832-1) nebo novější Rex 734 (ISO

5832-9) [14; 15]. V obou případech se jedná o nízkouhlíkové chrom-niklové korozivzdorné oceli dále legované např. manganem nebo molybdenem, přičemž korozivzdorná ocel Rex 734 dále obsahuje niob a zvýšené množství dusíku. Oba tyto typy korozivzdorných ocelí vykazují optimální mechanické vlastnosti i relativně dobrou biokompatibilitu. Obecně však platí, že ocelové implantáty do určité míry v lidském těle korodují a do těla jsou tak uvolňovány ionty železa, chromu nebo niklu. Ze dvou výše zmíněných typů ocelí vykazuje ocel Rex 734 lepší korozivzdorné vlastnosti, nicméně pro praktické využití je stále nutná následná povrchová úprava [16].

Na povrchy ocelových implantátů mohou být nanášeny keramické povlaky, které se dají dělit na oxidické (například TiO_2 , SiO_2 nebo Al_2O_3), nebo neoxidické, kdy se většinou jedná o nitridy nebo karbidy. Keramické povlaky mohou být nanášeny buď z plynné fáze metodami PVD a CVD, elektrodepozicí, nebo metodou sol-gel. Metoda sol-gel spočívá v přeměně koloidního roztoku obsahujícím nanočástice oxidů (resp. nitridů nebo karbidů) daného kovu na gel (stálým mícháním za zvýšených teplot procesem zvaným hydrolyza), který je nanesen na povrch, kde je následně tepelným procesem vytvrzen. Tím na povrchu vznikne inertní homogenní povlak z velice čisté keramiky poskytující ocelovému podkladu výbornou ochranu proti korozi a zabraňující uvolňování nebezpečných kovových iontů do organismu [16; 17].

2.2 Keramické materiály

Své uplatnění při výrobě kloubních implantátů naleznou díky svým výborným mechanickým a biokompatibilním vlastnostem také keramické materiály. Popsány budou některé příklady keramických materiálů, které jsou vysoce chemicky stabilní v prostředí lidského organismu a mají velice dobré mechanické a otěruvzdorné vlastnosti. Při kontaktu s kostní tkání vykazují tzv. kontaktní osteogenezi, což znamená, že jsou schopny relativně dobře zarůst do kosti [18].

2.2.1 Oxid hlinitý Al_2O_3

Jedním z nejobvyklejších zástupců keramických materiálů využívaných mimo jiné i při výrobě kloubních implantátů je oxid hlinitý Al_2O_3 , který se v přírodě vyskytuje jako velice tvrdý nerost zvaný korund. Průmyslově se vyrábí buď polykrystalický nebo monokrystalický a jedná se o jeden z nejstabilnějších oxidů. Jeho krystalická mřížka je hexagonální [18]. V porovnání s ostatními oxidy vykazuje nejnížší hodnotu volné entalpie a nejmenší vzdálenost atomových jader, což znamená, že má nejvyšší vazební energii. Využití oxidu hlinitého při výrobě kloubních implantátů je popsáno normou (ISO 6474-1) [7; 19].

Tento materiál byl představen již v sedmdesátých letech dvacátého století, nicméně pro praktické využití v ortopedické praxi nebyl vhodný z důvodu vysoké křehkosti vzorků, které vykazovaly lámavost až ze 13 % [18]. Další generace oxidu hlinitého pro ortopedické účely byla představena v osmdesátých letech dvacátého století. Tato generace již měla vyšší hustotu a menší zrno, což vedlo ke snížení lámavosti na méně než 5 %. Třetí generace tohoto materiálu byla představena na začátku dvacátého prvního století a je používána až do současnosti. Optimálních mechanických vlastností této generace oxidu hlinitého bylo docíleno zvýšením čistoty materiálu, zvětšením hustoty, zmenšením zrna z cca 3,2 μm na cca 1,8 μm a obecně zkvalitněním mikrostruktury. Mez pevnosti v ohybu této generace oxidu hlinitého bylo zvýšena na 650 MPa [18].

2.2.2 Oxid zirkoničitý ZrO_2

Oxid zirkoničitý, nebo také zirkonia, je dalším často využívaným keramickým materiálem v kloubních implantátech. Časté využití zirkonia v biomedicínských aplikacích je primárně zapříčiněno jeho výbornými mechanickými vlastnostmi, jako je například vysoká mez pevnosti v tlaku, či dobrá odolnost proti otěru nebo nízký koeficient tření. Kromě toho vykazuje také optimální biologické vlastnosti, jako je vysoká chemická stabilita, nízká cytotoxicita, či minimální adheze bakterií k povrchu [20].

Zirkonia existuje ve třech krystalických modifikacích: monolitické, kubické a tetragonální. Typ krystalické mřížky je závislý na teplotě a tlaku okolního prostředí. Monolitická struktura je nejstabilnější při pokojové teplotě a normálním tlaku a v této podobě se zirkonia nejčastěji nachází v přírodě. Při teplotách nad 1170 °C se krystalická mřížka mění na tetragonální a při teplotách nad 2370 °C na kubickou, což je doprovázeno až 4,5% smrštěním. To je z hlediska výroby biomedicínských implantátů zásadní problém, neboť vlivem vnitřních pnutí dochází ke křehkému porušení materiálu a šíření trhlin. Tomuto problému je předcházeno dopováním základního zirkonia prvky jako je například hořčík nebo yttrium, které mohou mimo jiné zvyšovat pevnost nebo chemickou stabilitu. Oxid zirkoničitý dopovaný yttriem pro využití v kloubních implantátech je popsán normou ISO 13356 [5; 20].

Pro využití v ortopedii se oxid zirkoničitý začal zkoumat v osmdesátých letech dvacátého století jako náhrada oxidu hlinitého, neboť vykazoval až trojnásobně vyšší ohybovou pevnost díky mechanismu transformačního zpevnění materiálu. V devadesátých letech byla zirkonia hojně využívána také k výrobě například celých femorálních hlavic v implantátech kyčelních kloubů, nicméně na přelomu tisíciletí bylo pozorováno několik případů selhání kloubních implantátů vyrobených ze zirkonia. V současnosti se oxid zirkoničitý velice často využívá jako materiál dentálních implantátů. Pro účely kloubních implantátů se využívají především keramické kompozity oxidu hlinitého a oxidu zirkoničitého, jejichž vlastnosti jsou popsány normou ISO 6474-2 [6; 20].

3 Celopolymerní kloubní implantáty

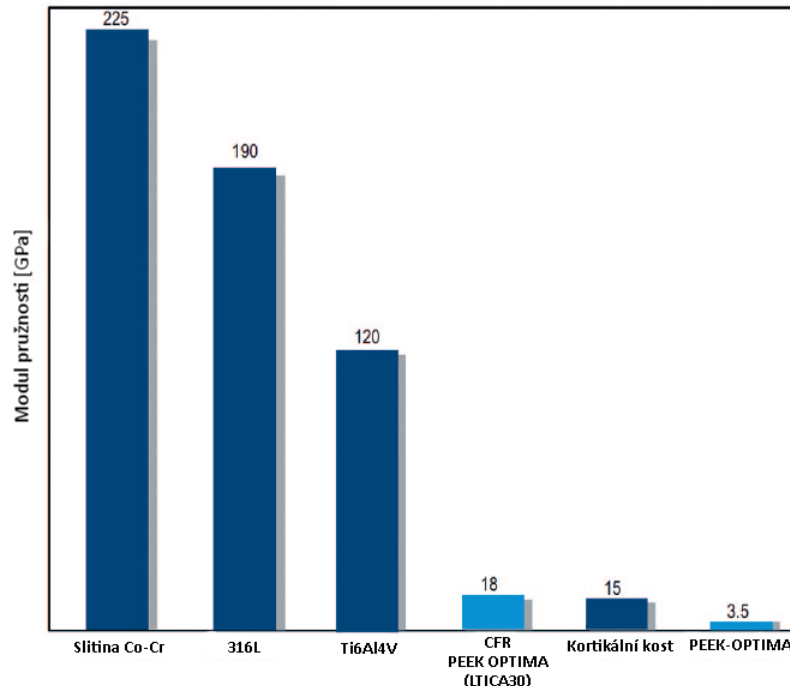
V současné době jsou polymerní materiály v kloubních implantátech využívány především pro výrobu částí, kde je žádoucí dosahovat nízkých koeficientů tření jako jsou např. tibiální vložky v kolenním kloubu, který je jinak vyrobený z výše zmíněných materiálů (obrázek 1). Tibiální vložka má v kloubním implantátu funkci jakéhosi kluzného ložiska pro snížení tření na kontaktních plochách kloubu. Stejně jako kovové materiály, také polymerní materiály musejí vykazovat biokompatibilní vlastnosti při dlouhodobém kontaktu s lidskou tkání a mít adekvátní mechanické vlastnosti. V poslední době se však kromě využití polymerních materiálů pro výrobu tibiálních vložek začínají zkoumat možnosti využití polymerů, jako je například PEEK, k výrobě celopolymerních kloubních implantátů (obrázek 2).



Obr. 2 Celopolymerní kloubní implantát s femorální částí vyrobenou z PEEK a tibiální částí z UHMWPE. [8; 36]

Zásadní výhodou polymerů v porovnání s kovovými materiály jsou jejich mechanické vlastnosti (především modul pružnosti), které se v porovnání s kovovými materiály mnohem více podobají mechanickým vlastnostem kostní tkáně (obrázek 3). Další významnou výhodou celopolymerních kloubních implantátů vyrobených např. z PEEK je, že na rentgenových vyšetřeních jsou patrné, ale na rozdíl od kovových materiálů nezakreslují ani

nezastiňují obraz. Jejich výhodou je také nižší náročnost výroby a snadná sterilizace ionizujícím zářením, chemicky i tepelně bez rizika degradace. Kromě toho polymery mají výborné kluzné vlastnosti při kontaktu polymer – polymer, které jsou výrazně lepší než kluzné vlastnosti kovových materiálů [21].



Obr. 3 Porovnání velikosti modulu pružnosti kovových a polymerních materiálů s modulem pružnosti kortikální kosti. [21]

3.1 Ultravysokomolekulární polyethylen (UHMWPE)

UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene) je semikrystalický termoplast vyrobený na základě polyethylenu s velice dlouhými řetězci monomerů a vysokým stupněm zesíťování, díky čemuž dochází k efektivnímu rozložení zatížení. To má za následek výrazné zlepšení mechanických vlastností v porovnání s klasickým polyethylenem. Vlivem dlouhých řetězců ve stavbě UHMWPE se jedná o termoplast s nejvyšší vrubovou houževnatostí [22].

Jak již bylo řečeno výše, jedná se o jeden z nejvyužívanějších polymerních materiálů při výrobě kloubních vložek. Velice časté využití

tohoto materiálu pro biomedicínské účely je zapříčiněno především jeho biokompatibilitou a inertními vlastnostmi. Dalšími významnými výhodami ultravysokomolekulárního polyethylenu je relativně vysoká mez pevnosti v tahu (41,3 MPa), vysoká odolnost proti opotřebení (rychlost opotřebení se pohybuje v rozmezí od 0,15 do 0,2 mm/rok), nízký koeficient tření (za sucha 0,12–0,15) a v neposlední řadě vysoká krystalinita (více než 90 %) [22].

Ultravysokomolekulární polyethylen byl v kloubních implantátech využíván od roku 1962, kdy byla poprvé implantována Sirem Charnleyem první kyčelní náhrada s UHMWPE vložkou. Tento typ UHMWPE byl pak pro výrobu kloubních vložek hojně využíván v sedmdesátých a osmdesátých letech minulého století. V následujících letech se však začaly objevovat první problémy spojené s UHMWPE vložkami. Bylo pozorováno, že po zhruba desíti letech se u pacientů začaly projevovat potíže spojené s otěrovými částicemi a oxidativní degradací UHMWPE vložky [23]. Mikroskopické částice vzniklé při otěru způsobují v organismu různě závažné zánětlivé reakce, které mohou eventuálně vyústit v osteolýzu, tedy úbytek kostní tkáně. To je způsobeno působením imunitního systému, který se snaží odstranit cizí částice, ale zároveň je při tom nechtěně odstraňována také kostní tkáň. Kromě toho vlivem otěru začalo po čase docházet k uvolňování kloubního implantátu nebo se díky přítomnosti uvolněných částic začal zvyšovat koeficient tření na kontaktních plochách. Z toho důvodu bylo nutné přijít s vhodnou modifikací panenského ultravysokomolekulárního polyethylenu, která by těmto potížím předešla [22; 23; 24].

V devadesátých letech bylo zjištěno, že se oxidativní degradaci dá předejít zvýšením stupně zesíťování, ke kterému dochází při vystavení UHMWPE ionizujícímu záření a následně vhodně zvolenému typu tepelné úpravy sloužící k eliminaci zbytkových volných radikálů, které urychlují degradaci a způsobují pokles mechanických vlastností. Po tepelné úpravě pak následuje sterilizace gama zářením. Takto modifikovaný ultrasvysokomolekulární polyethylen se označuje jako síťovaný UHMWPE první generace. Výrazné zvýšení odolnosti proti otěru a oxidativní degradaci

však bylo vykoupeno snížením mechanických vlastností. Další výzkum se tedy začal orientovat na vytvoření síťovaného UHMWPE, který by vykazoval optimální odolnost proti oxidativní degradaci a otěru, ale zároveň si udržel mechanické vlastnosti panenského UHMWPE [23].

Na stupeň zesíťování má značný vliv velikost radiační dávky nebo dávková rychlost, kterou je polymer ozářen za jednotku času. Dále je proces ovlivněn okolním prostředím (typ záření, okolní atmosféra, ...) a podmínkami dalších kroků (tepelné úpravy, sterilizace). Pro stabilizaci polymerů (eliminaci volných radikálů a zvýšení oxidační stability) se v praxi často využívají syntetické stabilizátory, které však nemohou být využity při modifikaci polymerů pro aplikaci v kloubních implantátech. Jedním z velice mála schválených stabilizátorů využívaných v polymerních materiálech pro aplikaci v kloubních implantátech je vitamín E (α -tokoferol). Přidáním malého množství vitamínu E do matrice lze obejít tepelnou úpravu, která sice zvýší odolnost proti otěru nebo oxidativní degradaci, ale za cenu zhoršení únavových vlastností polymeru. Po přidání vitamínu E sice dojde ke snížení účinnosti ionizujícího záření potřebného k zesíťování, při vyšších dávkách však k zesíťování dojde a zároveň se zvýší odolnost proti oxidativní degradaci. Vhodnou kontrolou těchto parametrů došlo k vytvoření síťovaného UHMWPE druhé generace [23].

Pro zlepšení vlastností UHMWPE pro biomedicínské účely lze do základní matrice přidat kompozitními materiály, jako je například hydroxyapatit, uhlíková vlákna nebo kyselina gallová. Kromě toho lze na povrch nanést např. povlak DLC (uhlík s vlastnostmi diamantu) [22]. Další možností zlepšení vlastností UHMWPE je modifikace jeho povrchu, které lze docílit např. elektronovým svazkem, studeným plazmatem, či nasycením povrchu uhlíkovými ionty s využitím plazmatu [22].

3.1.1 Povrchové úpravy UHMWPE

Povrchová úprava UHMWPE s využitím elektronového svazku za přítomnosti vzduchu vede ke vzniku mikroporézního povrchu. To má za následek zvýšení drsnosti a také smáčivosti povrchu, čímž je podpořen růst a adheze tkáně na povrchu implantátu. Tuto metodu povrchové úpravy zkoumala ve své práci Irina Yu Grubova a spol. [25] Z tohoto výzkumu vyplývá, že výše zmíněného efektu je dosaženo za vzniku karboxylové a polární hydroxylové funkční skupiny. Tato hydroxylová funkční skupina na povrchu vznikne působením oxidačních činidel, což má za následek zvýšenou hydrofilitu a buněčnou adhezi na UHMWPE. Vzorek byl nejdříve očištěn v deionizované vodě pomocí ultrazvuku a následně vysušen v autoklávu. Poté proběhlo ozáření povrchu vzorku svazkem elektronů za atmosférického tlaku ve vzdálenostech vzorku 2 cm, 7 cm a 15 cm po dobu 50 min. Výsledky měření drsnosti a smáčivosti (kontaktního úhlu) po 21 dnech jsou znázorněny v tabulce 1 [22; 25].

Tab. 1. Výsledky měření drsnosti a kontaktního úhlu po úpravě povrchu elektronovým svazkem. [25]

Vzorek	Průměrná povrchová drsnost (μm)	Kontaktní úhel ($^\circ$), (po 21 dnech)
Neupravený UHMWPE	0.35 ± 0.06	96 ± 3
UHMWPE2-50	1.46 ± 0.21	28 ± 2
UHMWPE7-50	0.83 ± 0.10	82 ± 2
UHMWPE15-50	0.56 ± 0.01	94 ± 6

Využití studeného plazmatu za přítomnosti vzduchu a atmosférického tlaku ve své práci zkoumal Preedy a spol. [26] Studené plazma využitě pro povrchovou úpravu kloubního implantátu bylo ze samotného helia nebo kombinace vzduchu a helia. Úpravou povrchu kloubního implantátu studeným plazmatem dojde ke zlepšení odolnosti proti otěru a zvýšení adheze tkáně při oseointegraci, tedy integraci kostní tkáně. Touto úpravou došlo k vytvoření hydrofilního povrchu s optimálními vlastnostmi pro růst kostní tkáně. Výsledky měření smáčivosti UHMWPE metodou studeného plazmatu jsou znázorněny v tabulce 2 [22; 26].

Tab. 2 Výsledky měření smáčivosti po úpravě povrchu metodou studeného atmosférického plazmatu. [26]

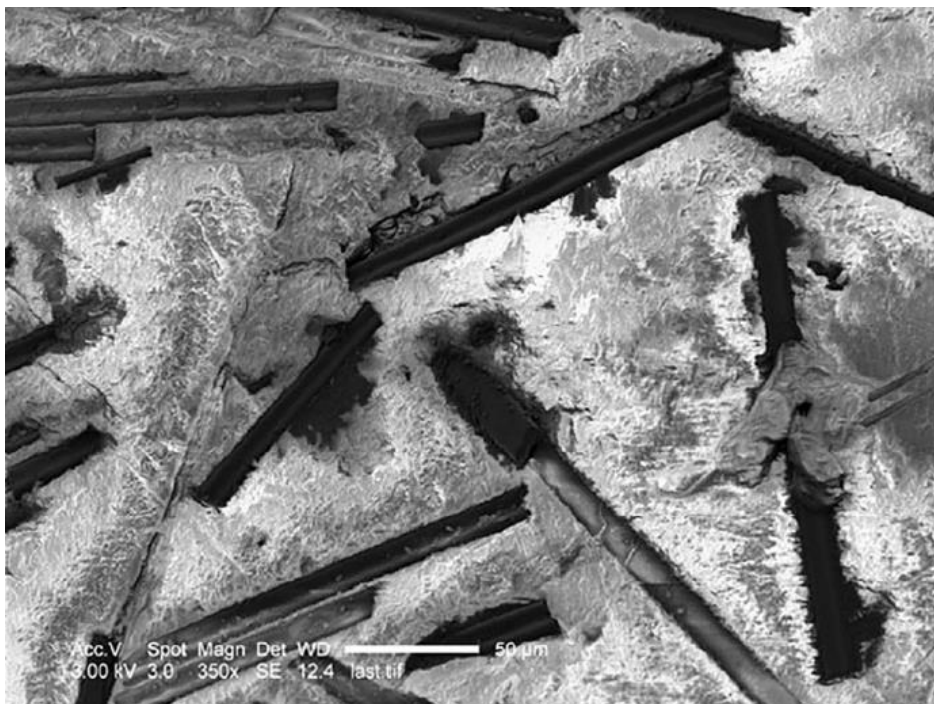
Vzorek	Kontaktní úhel vody (°)	Celková povrchová energie (mJ/m ²)
Neupravený UHMWPE	70.4 ± 1.5	33.47
He	46.1 ± 2.5	34.99
He/O ₂	58.0 ± 3.6	36.77

Třetí zmíněnou úpravou povrchu je využití metody FCVA (filtrovaný katodický vakuový oblouk), kde jsou uhlíkové ionty implementovány do povrchu UHMWPE, čímž se dají provádět strukturální a chemické změny polymeru. Výhodou této metody je, že umožňuje změny vlastností UHMWPE bez použití cizího chemického prvku pro generování plazmatu. Výsledný povrch tak vykazuje vysokou čistotu a biokompatibilitu díky využití iontů uhlíku [22].

3.1.2 CFR-UHMWPE

Výzkum uhlíkem vyztuženého CFR-UHMWPE (carbon fibre reinforced UHMWPE) probíhal již od sedmdesátých let minulého století, kdy byl pro tyto účely představen a komerčně vyráběn kompozit s obchodním názvem Poly II. Původně tento materiál vykazoval výborné tribologické i mechanické vlastnosti. V práci Galanta a Rostokera [27] byl pozorován UHMWPE s přidáním 25 % uhlíkových vláken, což mělo za následek sedmi až třináctinásobné zlepšení odolnosti proti opotřebení v porovnání se samotným UHMWPE při testování metodou pin-on-disk proti kobalt-chromové slitině [27]. Tento kompozit dále vykazoval výrazné zlepšení creepových vlastností. Z dalších prací vyplývá, že kompozit Poly II vykazoval vyšší pevnost v tlaku i ohybu, měl vyšší modul pružnosti, nižší míru opotřebení a vyšší pevnost. Studie biokompatibility Poly II provedené v sedmdesátých letech neobjevily žádné závažné reakce imunitního systému a vykazovaly uspokojivé výsledky [8; 27].

V dalších pracích, a hlavně po využití v klinické praxi, se však zjistilo, že CFR-UHMWPE nevykazuje tak dobré vlastnosti, jak bylo původně očekáváno. V navazující studii Galanta a Rostokera [28] bylo pozorováno, že původní nárůst v odolnosti proti opotřebení přidáním 25 % uhlíkových vláken po dlouhodobějším testování metodou pin-on-disk vymizel. Scippa a Piekarski [29] pozorovali nízkou tahovou pevnost CFR-UHMWPE vlivem poškození uhlíkových vláken již během lití polymeru a zároveň nízkou pevnost na rozhraní uhlíkových vláken a matrice, což způsobovalo uvolňování uhlíkových vláken při otěru. Tento problém byl popsán v mnoha dalších publikacích. McKellop a spol. [30] ve své práci zjistil, že Poly II vykazuje z dlouhodobého hlediska až desetinásobně nižší otěruvzdornost při kontaktu s různými materiály, jako je například korozivzdorná ocel 316L nebo kobalt-chromová slitina.



Obr. 4 Uvolněná uhlíková vlákna v kompozitu CFR-UHMWPE. [8]

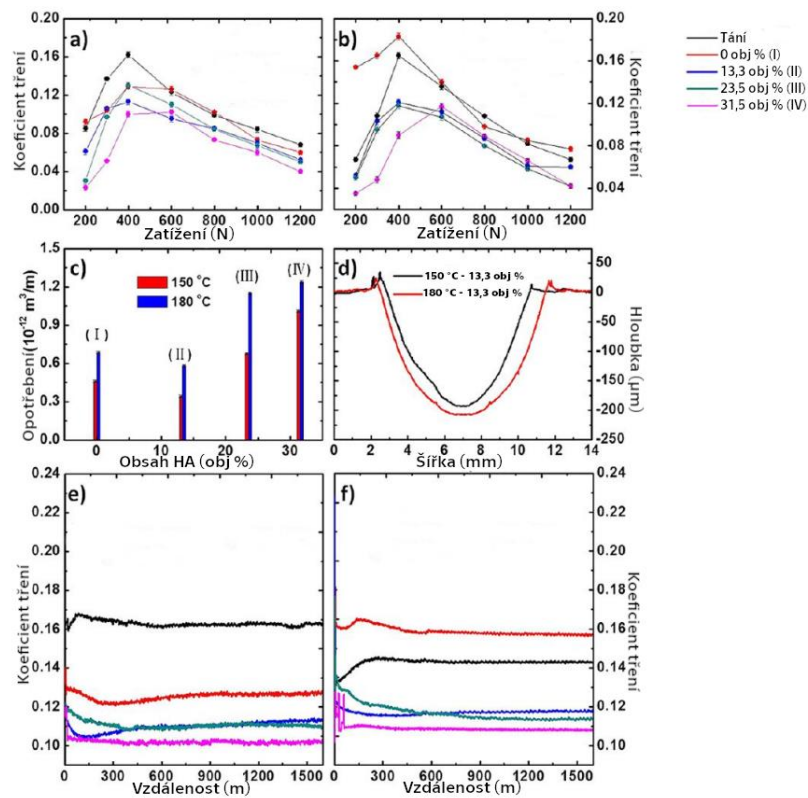
Hlavním mechanismem opotřebení je abraze vzniklá uvolňováním uhlíkových vláken z matrice. Tato špatná adheze uhlíkových vláken v UHMWPE matrici je dobře vidět na obrázek 4. Z těchto důvodů byl UHMWPE vyztužený uhlíkovými vlákny v devadesátých letech stažen z klinické praxe, nicméně některé implantáty zůstaly aplikovány

v pacientech. Výsledky po dlouhodobém pozorování provedeném Medelem a spol. [31] byly konzistentní s výsledky publikovanými v devadesátých letech, tedy že docházelo k uvolňování uhlíkových vláken, špatné soudržnosti UHMWPE matrice vlivem přidaného uhlíku, či k poškození vlivem radiace při sterilizaci vzorků [8; 31]. Tyto negativní vlastnosti, které vedly ke stažení CFR-UHMWPE z klinické praxe, byly významně eliminovány při zkoumání kompozitu CFR-PEEK.

3.1.3 UHMWPE/HA

Jedním z velice často využívaných kompozitních materiálů je hydroxyapatit, který mimo jiné podporuje bioaktivitu kloubního implantátu. Vliv hydroxyapatitu na vlastnosti UHMWPE sledoval ve své práci Shi a spol. [32] V jeho práci byl sledován vliv přidání hydroxyapatitu (HA) ve čtyřech různých objemových koncentracích (0 %, 13,3 %, 23,5 % a 31,5 %) do základního UHMWPE. Při přípravě kompozitu UHMWPE/HA je klíčové rovnoměrné rozložení hydroxyapatitu ve ultravysokomolekulárním polyethyleny. Aby bylo dosaženo tohoto rovnoměrného rozložení, musel být nejdříve hydroxyapatit v práškové podobě rozptýlen v roztoku parafinu pomocí ultrazvuku a míchání po dobu 12 hodin při pokojové teplotě. Následovalo přidání práškového UHMWPE v koncentraci 1 g/ 100 ml do roztoku hydroxyapatitu a parafinu. Tato směs byla dále míchána po dobu 1 hodiny při pokojové teplotě. Poté byla za stálého míchání směs ohřáta na 145 °C na 30 minut. Disperzní roztok UHMWPE/HA byl extrahován pomocí hexanu v lázni s ledovou vodou. Výsledná směs byla vysušena při teplotě 60 °C. Po vysušení následovalo lisování po dobu 15 minut při teplotě 143–180 °C a tlaku 3 MPa.

Přidání hydroxyapatitu do UHMWPE vedlo ke snížení koeficientu tření, na druhou stranu však došlo ke snížení odolnosti proti opotřebení (obrázek 5). Tento problém ale není příliš závažný vzhledem k netoxické povaze uvolněného prášku, nicméně je třeba ho vzít v úvahu [32].



Obr. 5 Vliv přidání HA do UHMWPE. A) a B) závislost koeficientu tření na zatížení při teplotě lisování 150 °C (a) a 180 °C (b), C) závislost rychlosti opotřebení na obsahu HA, D) šířka vrypu po nástroji, E) a F) závislost koeficientu tření na vzdálenosti při teplotě lisování 150 °C (e) a 180 °C (f). [32]

Podobnou studii provedl ve své práci Heidari a spol. [33], který zkoumal vliv nanočástic hydroxyapatitu na vlastnosti UHMWPE. Svůj výzkum prováděl na vzorcích s 10 hm % nano hydroxyapatitu v kompozitu UHMWPE/nHA. Homogenní směsi bylo dosaženo mletím obou komponent v mlecím bubnu kulovými tělisky po dobu 4 hodin. Následně byla směs vystavena tlaku 15 MPa za teploty 200 °C po dobu 2 hodin. Přidáním nanočástic hydroxyapatitu došlo ke zlepšení mechanických vlastností, biokompatibility a otěruvzdornosti (tabulka 3).

Tab. 3 Změna mechanických vlastností UHMWPE po přidání nanočástic HA. [33]

Vzorek	nHA (hm%)	Hustota [g/cm ³]	Modul pružnosti [GPa]	Pevnost v tahu [MPa]	Velikost otěru [mm ³]
UHMWPE	0	0.94	1.1	41.3	0.68
UHMWPE/nHA	10	1.12	1.65	42.2	0.41

Omezením této metody však je skutečnost, že nanočástice hydroxyapatitu mají tendenci se shlukovat do agregátů během tuhnutí, což vede k nerovnoměrnému rozložení částic. To pak může iniciovat vznik

a šíření trhlin uvnitř kompozitu a ve výsledku snížit pevnost materiálu. Navržené řešení tohoto problému spočívá v přidání parafínového oleje do namletých částic o velikosti kolem 50 nm. UHMWPE v parafínovém oleji nabobtná, což vede k rovnoměrnějšímu rozložení nanočástic HA. Po extruzi kompozitu je parafínový olej extrahován pomocí hexanu [33].

3.2 Polyetheretherketon (PEEK)

Polyetheretherketon (PEEK) byl objeven roku 1978 firmou Victrex a díky své vysoké pevnosti, optimální teplotní stabilitě, výbornému creepovému chování, odolnosti proti chemickému i mechanickému opotřebení, či odolnosti proti dlouhodobé degradaci se stal jedním ze špičkových polymerních materiálů pro inženýrské aplikace. Všechny tyto vlastnosti jsou kromě využití například v leteckém nebo automobilovém průmyslu velmi žádoucí také v biomedicině pro výrobu ortopedických implantátů. Pro konstrukci medicínských implantátů byl však PEEK v širším měřítku využit až roku 1998, kdy byl pod názvem PEEK-OPTIMA představen a komerčně vyráběn britskou firmou Invibio Ltd [21; 34].

Jedná se o termoplast typický svou relativně vysokou teplotou tání (330–440 °C) [21]. Teplota skelného přechodu se pohybuje v rozmezí 143–160 °C [21]. Jeho hustota je 1320 kg/m³ při krystalinitě 35 % (podíl krystalické fáze v PEEK je značně závislý na tepelné historii polymeru a kolísá od 0 %, kdy se jedná o téměř amorfní strukturu, až po 40 %, čehož je dosaženo velice pomalým ochlazováním). Ortorombické krystaly PEEK vytváří jemné lamely s tloušťkou v řádech mikrometrů, které se mohou organizovat do řádově větších sférolitů [21].

Už mnoho let je PEEK považován za slibný materiál, který by se potenciálně mohl stát alternativou konvenčně využívaného ultravysokomolekulárního polyethylenu a keramiky. Roku 2009 byl firmou Invibio prováděn výzkum otěrových vlastností jejich třídy PEEK pro

biomedicínské využití s názvem PEEK OPTIMA. Výsledky prováděného výzkumu byly optimistické, v té době však i díky dlouhodobě dobrým biokompatibilním vlastnostem ultravysokomolekulárního polyethylenu UHMWPE či keramiky převládla konzervativní přístup a zájem o PEEK pro tyto účely poklesl. V současnosti se ale o PEEK začalo uvažovat mimo jiné také jako o potenciálním kandidátovi pro nahrazení kobalt-chromových femorálních částí kloubních implantátů [8].

Významnou výhodou PEEK pro využití v biomedicínských aplikacích je, že se jedná o bioinertní materiál a nezpůsobuje tedy nežádoucí reakce při kontaktu s lidskou tkání. Omezením tohoto polymeru však je skutečnost, že kromě toho, že je bioinertní, vykazuje také hydrofobní vlastnosti. Kombinace těchto faktorů omezuje adhezi buněk a absorpci bílkovin na povrchu implantátu, což významně snižuje schopnost regenerace tkáně při oseointegraci. Z toho důvodu je nutné samotný PEEK modifikovat bioaktivními částicemi, či nanést bioaktivní povlak, jako je například TiNb [34; 35].

Jednou z možností modifikace PEEK pro zvýšení jeho bioaktivních vlastností je stejně jako v případě UHMWPE přidání hydroxyapatitu. Kromě toho lze pro stejné účely využít také bioaktivní sklo ať už formou výplně kompozitu nebo formou bioaktivního povlaku [34].

Pro zlepšení mechanických vlastností PEEK je možné posílit matici uhlíkovými vlákny, čímž dojde ke zvýšení modulu pružnosti z původních 3–4 GPa na podobnou hodnotu, jako má kortikální kost (zhruba 18 GPa) [34]. Malý rozdíl mezi hodnotami modulu pružnosti je velice žádoucí z důvodu zabránění tzv. „stínění napětí“. Tento jev může nastat při využití např. kobaltových kloubních náhrad, které mají modul pružnosti zhruba desetkrát vyšší a může vést ke vzájemnému pokluzu mezi kostní tkání a implantátem nebo k osteoporóze okolní kostní tkáně.

Jak bylo zmíněno již dříve, pro použití v kloubních implantátech je dodnes primárně využíván UHMWPE z důvodu jeho optimálních

biokompatibilních vlastností a vysoké odolnosti proti opotřebení. PEEK vykazuje podobnou úroveň odolnosti proti opotřebení a biokompatibilních vlastností jako UHMWPE. V porovnání s UHMWPE má však vyšší odolnost proti tečení a vyšší únavovou životnost. Navíc bylo zjištěno, že uvolněné částice PEEK vlivem otěru způsobují nižší zánětlivost než uvolněné částice UHMWPE [34]. Proto je PEEK velice slibným materiálem pro výrobu celopolymerních kloubních implantátů.

3.2.1 Biokompatibilita PEEK

Biokompatibilitu obecně lze popsat jako interakce mezi biomateriálem a hostitelským prostředím, které stejně jako mechanické vlastnosti mohou ovlivnit úspěšnou použitelnost daného materiálu. Biokompatibilita materiálu však nelze být na rozdíl od mechanických vlastností považována jako obecná vlastnost zvoleného materiálu. Například nikl totiž může být vnímán vzhledem ke svým vlastnostem jako biokompatibilní materiál, nicméně pro 10–20 % populace se jedná o antigenní látku vyvolávající nežádoucí reakce imunitního systému. To samé platí například pro zlato, které je vnímáno jako výborný biokompatibilní materiál v dentálním lékařství. Při kontaktu s krví však vzácné prvky obecně mohou vést ke tvorbě krevních sraženin a zapříčinit trombózu [35].

Biokompatibilitu lze tedy spíše brát jako interakci mezi materiálem a živým systémem, která bere v potaz dva základní faktory. Prvním je reakce hostitele – zda se jedná o reakci lokální nebo systémovou (ovlivňující celé tělo), či zda dochází k jiným reakcím, než pro které byl daný materiál navržen. Druhým faktorem je reakce materiálu s živým prostředím hostitele [35]. Proto musí být biokompatibilita hodnocena z hlediska konkrétního využití a příslušné reakce hostitele.

Biokompatibilita se dá hodnotit z hlediska parametrů, jako je například toxicita materiálu, mutagenita, karcinogenita nebo náchylnost na

podnícení nežádoucí reakce imunitního systému [35]. U materiálu vystaveného intenzivnímu otěru (kloubní implantáty) musí být tyto jevy hodnoceny pro samotný materiál ve svém objemu, ale také pro částice uvolněné při otěru.

Biokompatibilní materiály se dále dají dělit na bioinertní, bioaktivní a biodegradabilní. Bioinertní materiály nevykazují žádné reakce s okolním prostředím, což je žádoucí z hlediska toxicity, karcinogenity, mutagenity nebo vzniku zánětlivých reakcí, na druhou stranu se tím komplikuje léčebný proces a oseointegrace, tedy přijetí implantátu do kostní tkáně. Bioaktivní materiály s živou tkání interagují a jejich přítomnost je nutná pro zaléčení implantátu. Biodegradabilní materiály se v živé tkáni rozpouští, čehož může být využito například při výrobě scaffoldů, či dočasných kloubních čepů nebo šroubů [35].

PEEK je tedy bioinertní materiál s hydrofobním povrchem, a proto nedochází k samovolné absorpci bílkovin na jeho povrchu. Z toho důvodu je před použitím PEEK pro kloubní implantáty nutná příslušná povrchová úprava nebo aplikace bioaktivního povlaku. Z dostupných informací vyplývá, že PEEK z hlediska svých objemových vlastností nevykazuje toxické, mutagenní ani zánětlivé reakce v měkkých ani tvrdých tkáních. Částice PEEK vzniklé při otěru sice vyvolávají reakci makrofágů (buněk imunitního systému), nicméně výrazná zánětlivá reakce v okolní tkáni nebyla pozorována [35].

3.2.1 PEEK-OPTIMA

Cowie a spol. [36] ve své práci testoval vlastnosti PEEK-OPTIMA jako alternativy kobalt chromových kloubních implantátů. Testování vzorků probíhalo na simulátoru kolenního kloubu ProSim ve dvou po sobě jdoucích režimech. První režim testování byl za středního zatížení podle normy ISO 14243-3:2014 a druhý za vysokého zatížení. Při obou režimech byl vzorek testován po dobu 3 milionů cyklů. V obou případech byl testován UHMWPE, proti CoCrMo a proti PEEK-OPTIMA.

Při středním zatížení vykazoval UHMWPE proti PEEK-OPTIMA srovnatelné hodnoty otěru ($0,96 \pm 2,26 \text{ mm}^3/\text{MC}$ – MC = milion cyklů) jako hodnoty otěru UHMWPE proti CoCrMo ($2,44 \pm 0,78 \text{ mm}^3/\text{MC}$). Při vyšším zatížení však otěr UHMWPE proti PEEK-OPTIMA vyšší ($4,44 \pm 2,35 \text{ mm}^3/\text{MC}$) v porovnání s CoCrMo protikusem, kdy opotřebení bylo $2,23 \pm 1,85 \text{ mm}^3/\text{MC}$. V obou případech se však míra opotřebení pohybovala pod $5 \text{ mm}^3/\text{MC}$ a proto se PEEK-OPTIMA jeví jako potenciální možnost pro celopolymerní kloubní implantát [36].

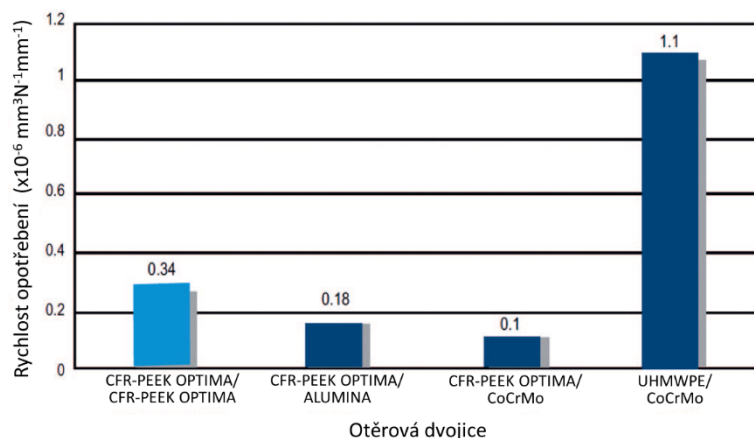
3.2.2 CFR-PEEK

Pro vylepšení mechanických vlastností PEEK jsou do jeho matrice přidávány různé výztuže. Mezi jeden z nejčastěji zkoumaných kompozitů patří PEEK vyztužený uhlíkovými vlákny CFR-PEEK. PEEK vyztužený uhlíkovými vlákny vykazuje v mnoha ohledech lepší vlastnosti než uhlíkem vyztužený CFR-UHMWPE z důvodu výrazně vyšší kompatibility základní PEEK matrice s uhlíkovými vlákny než dříve zmíněný UHMWPE. Rozdíl v adhezi na rozhraní základní matrice a uhlíkových vláken i v soudržnosti základní matrice je nejlépe patrný na snímku z elektronového mikroskopu (obrázek 6). V porovnání s povrchem CFR-UHMWPE na obrázku 4, na kterém je jasně vidět opotřebení a špatná soudržnost uhlíkových vláken a matrice, se povrch CFR-PEEK na obrázku 6 zdá být hladký a soudržnost matrice není uhlíkovými vlákny narušena. Dále je z obrázku 6 dobře patrné, že při otěru nedochází k porušení na rozhraní uhlíkových vláken a matrice, a že dochází k rovnoměrnému obroušování materiálu.



Obr. 6 Povrch opotřebovaného vzorku CFR-PEEK testovaného in-vitro. [8]

Výrazně lepší tribologické vlastnosti CFR-PEEK v porovnání s běžně využívaným UHMWPE jsou dokládány již firmou InVibio Ltd. V materiálových listech od této firmy je uváděna zhruba desetinásobně nižší rychlost úbytku CFR-PEEK proti kobalt-chrom-molybdenové slitině měřené metodou pin-on-disk při porovnání s UHMWPE proti stejnému protikusku (obrázek 7) [21].



Obr. 7 Míra otěru CFR-PEEK v porovnání s konvenčně využívaným UHMWPE. [21]

Další testy tribologických vlastností CFR-PEEK byly prováděny firmou Howmedica [37]. Testy probíhaly na simulátoru kyčelního kloubu MTS při 10 milionech cyklech, což zhruba odpovídá dekádě používání u průměrného

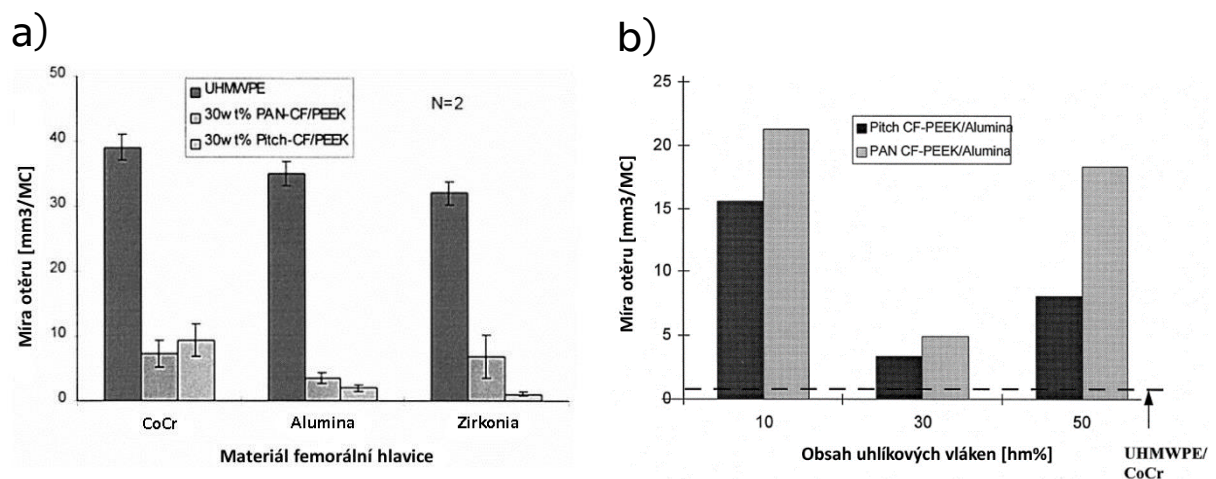
staršího pacienta. Zkušební vzorek obsahoval 30 % nespojitých uhlíkových vláken v PEEK matrici a byl porovnáván s UHMWPE sterilizovaným pomocí gama záření. Testování probíhalo v telecím séru. Protikus při testování byl vyroben z oxidu zirkoničitého. Při těchto testech vyšlo najevo, že CFR-PEEK vykazuje řádově nižší hodnoty opotřebení než referenční UHMWPE. Opotřebení CFR-PEEK bylo $0,39 \pm 0,09 \text{ mm}^3/\text{MC}$, zatímco opotřebení UHMWPE při stejných podmínkách bylo $35,4 \pm 5,4 \text{ mm}^3/\text{MC}$. Autoři této studie připisovali tyto mimořádně nízké hodnoty opotřebení CFR-PEEK proti oxidu zirkoničitému zejména efektivnímu přenosu napětí mezi vlákny a matricí a jejich optimální adhezi v matrici [37].

Tribologické vlastnosti PEEK vyztuženého uhlíkovými vlákny byly pozorovány také v práci Song a spol. [38], kteří zkoumali míru otěru PEEK a CFR-PEEK proti UHMWPE pro výrobu celopolymerních plotének do krční páteře. Měření však bylo prováděno na simulátoru kolenního kloubu z důvodu nedostupnosti simulátoru lidské páteře. Testování probíhalo po dobu 5 milionů cyklů, přičemž bylo pozorováno, že v první fázi měření (0–2 MC) dochází k rychlejšímu úbytku materiálu a po zaběhnutí (2–5 MC) dojde ke snížení rychlosti úbytku. Uvedené hodnoty úbytku materiálu jsou tedy průměrné hodnoty pro záběhovou a stabilizovanou část měření.

Z výsledků měření vyplývá, že míra otěru je výrazně nižší u CFR-PEEK v porovnání s čistým PEEK, neboť průměrná hodnota úbytku CFR-PEEK byla $1,24 \text{ mg}/\text{MC}$, zatímco průměrný úbytek čistého PEEK byl $2,12 \text{ mg}/\text{MC}$, což je 41,5% nárůst. Dále byl měřen otěr protikusu vyrobeného z UHMWPE. I v tomto případě bylo dosaženo lepších výsledků při použití CFR-PEEK, kdy byl průměrný otěr UHMWPE $1,10 \text{ mg}/\text{MC}$ v porovnání s otěrem proti čistému PEEK, kdy docházelo k průměrnému otěru UHMWPE $1,70 \text{ mg}/\text{MC}$ (35,3% nárůst míry otěru) [38].

Další studii tribologických vlastností CFR-PEEK pro využití v kolenních a kyčelních implantátech provedl Wang a spol. [39] V této práci byl jako zkušební vzorek využit PEEK obsahující 20–30 hm. % nespojitých uhlíkových a polyakrylonitrilových vláken testovaných proti kobalt-chromové slitině,

oxidu zirkoničtém a oxidu hlinitém. Jako referenční vzorek byl znovu využit UHMWPE sterilizovaný gama zářením. Testování kompozitu pro využití v kyčelních implantátech probíhalo na simulátoru kyčelního kloubu MTS, zatímco testování pro využití v kolenním implantátu probíhalo na simulátoru kolenního kloubu v konfiguraci válce na rovné ploše s možností zatížení v různých směrech, což však vedlo k přímkové kontaktní ploše, a tedy k vyšším hodnotám zatížení. Bylo měřeno 5 milionů cyklů v prostředí telecího sera jako lubrikantu. Data získaná ze simulátoru kyčelního kloubu korespondovala se studií společnosti Howmedica, tedy že docházelo k výrazně nižším hodnotám opotřebení v porovnání s referenčním UHMWPE (obrázek 8a). Na druhou stranu však bylo zjištěno, že při vyšších hodnotách zatížení na kolenním simulátoru při kontaktu válce s plochou naopak docházelo k výrazně vyšším hodnotám opotřebení CFR-PEEK než na referenčním UHMWPE (obrázek 8b) [39].



Obr. 8 a) Porovnání CFR-PEEK a UHMWPE při testování proti různým materiálům při nižších hodnotách zatížení. b) Porovnání CFR-PEEK proti oxidu hlinitém a UHMWPE proti kobalt-chromové slitině při vyšších hodnotách zatížení. [39]

3.2.3 PEEK-PTFE

Dalším potenciálním kandidátem pro výrobu celopolymerních kloubních implantátů je kompozit PTFE (polytetrafluorethylenu – teflonu) v PEEK matrici. Významnou výhodou kompozitu PEEK-PTFE je nízký koeficient tření a velice nízká míra otěru. Burris a spol. [40] tyto vlastnosti přisuzuje vytvoření ochranného filmu na povrchu kompozitu PEEK-PTFE během otěru. Při měření v jeho práci byl zjištěn průměrný koeficient tření

kompozitu PEEK s 50 hm.% PTFE $\mu = 0,111$, zatímco koeficient tření čistého PEEK byl naměřen $\mu = 0,363$ a čistého PTFE $\mu = 0,132$. Z těchto výsledků tedy vyplývá, že kombinací PEEK a PTFE dochází k synergickému jevu. Kromě toho v jejich práci došlo vytvořením kompozitu k výraznému navýšení otěruvzdornosti. Nejlepších hodnot bylo dosaženo u kompozitu PTFE s 20 hm.% PEEK, kdy se otěruvzdornost údajně navýšila až 900krát v porovnání s čistým PEEK.

V biomedicínském odvětví se polytetrafluorethylen v současnosti využívá např. pro výrobu nevstřebatelných membrán využívaných pro léčbu vážně poškozené kostní tkáně a podporu jejího růstu. Biokompatibilitu vysokohustotního PTFE pro účely výroby vodících membrán pro regeneraci kostní tkáně ve své práci posuzoval Korzinskas a spol. [41] V jeho práci bylo pozorováno, že PTFE v těle myši sice vyvolává zánětlivou reakci makrofágů, nicméně tento typ reakce byl pozorován také u membrán vyrobených z kolagenu, které jsou běžně považovány jako biokompatibilní a v lidském těle jsou často využívány. Z toho důvodu byl PTFE označen za polymer s optimální biokompatibilitou vhodný k výrobě membrán pro regeneraci kostní tkáně.

4 Experimentální část

Pro správné fungování kloubního implantátu jsou kromě jeho mechanických vlastností velice důležité také tribologické vlastnosti. Hlavní pozorovanou veličinou z hlediska tribologických vlastností je velikost otěru vzniklého působením jednotlivých materiálových dvojic. Snahou je vybrat takové materiály, které vzájemně vykazují co možná nejnižší hodnoty otěru a tím pádem generují nejnižší množství otěrových částic, které by v těle mohly vést k zánětlivé reakci imunitního systému či osteoporóze, nebo by mohlo vlivem otěru implantátu docházet k jeho uvolňování. Další pozorovanou veličinou je koeficient tření, nicméně ten není z hlediska využití v celopolymerních kloubních implantátech tak důležitou veličinou, jako je právě velikost otěru a případně i velikost jím vzniklých otěrových částic. Z hlediska využití materiálu v kloubních implantátech je však zřejmé, že nízký koeficient tření je výhodou.

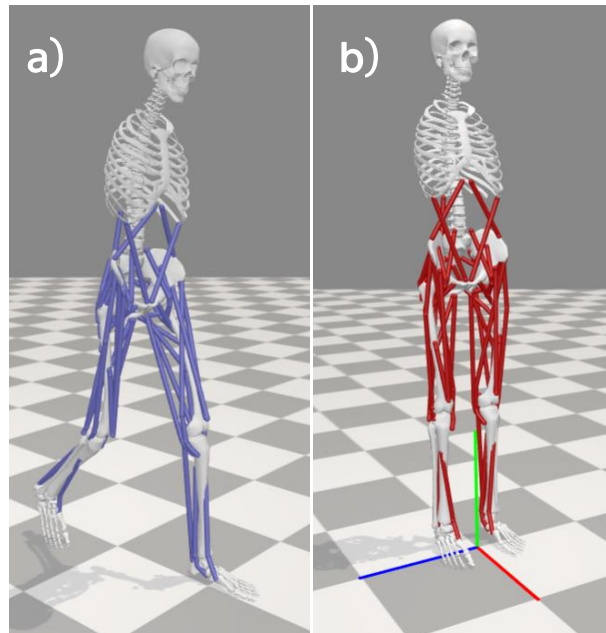
4.1 Teoretická příprava měření

Před samotným měřením byla provedena teoretická příprava, která uvádí do kontextu velikost přitlačné síly (resp. velikosti Hertzových kontaktních tlaků) při měření tribologických vlastností metodou pin-on-disk a velikost působících sil a tlakových napětí v kolenním kloubu. Teoretická příprava byla provedena pomocí volně dostupných softwarů jako je Microsoft Excel a OpenSim.

4.1.1 Simulace sil v OpenSim

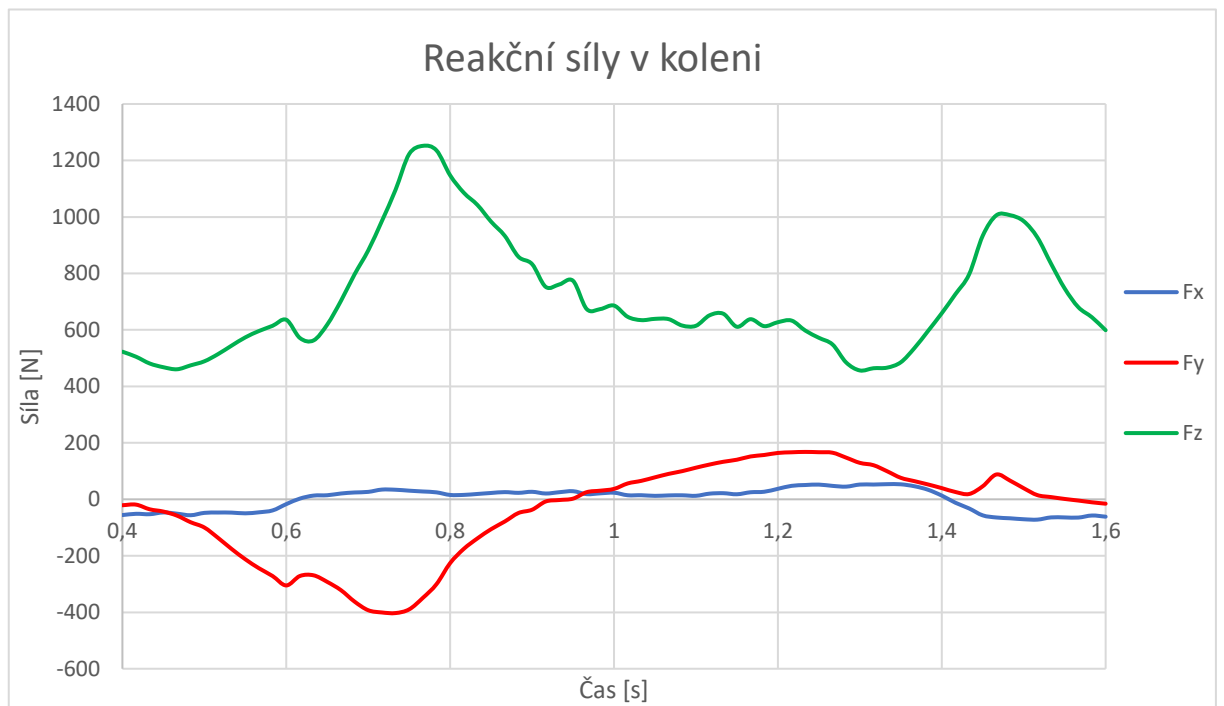
Pro porovnání působících sil byla provedena simulace kolenního kloubu. Simulace reakčních sil působících v koleni na holenní kost byla provedena ve freeware programu OpenSim od Stanfordské univerzity. Pro nastavení simulace byla využita výchozí data reakčních sil působících od země při chůzi na osobu o hmotnosti 75 kg. Dále byl pro simulaci využit

zjednodušený model dolní poloviny lidského těla obsahující 54 svalů (obrázek 9a).



Obr. 9 a) Model dolní poloviny člověka v softwaru OpenSim b) Souřadný systém simulace.

Orientace os souřadného systému je znázorněna na obrázku 9b. Výsledný průběh sil působících ve všech třech osách kartézského souřadného systému je patrný z grafu na obrázku 10.



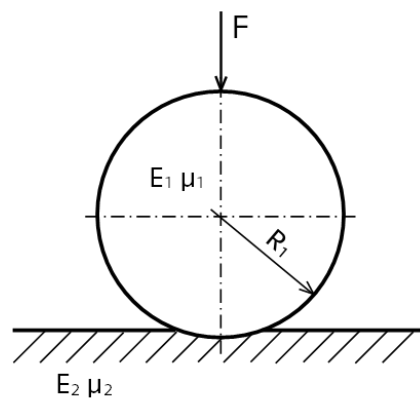
Obr. 10 Průběh sil působících v koleni ve směrech x, y, z (barevné označení směrů odpovídá označení na Obr. 9b).

Z výsledků simulace vyplývá, že nejvyšší síly působící na kolenní kloub dosahují hodnot kolem 1300 N. Průběh i maximální hodnoty reakčních sil zhruba odpovídají průběhům uvedeným např. v knize *Biomechanical Basis of Human Movement* od Josepha Hamilla [42].

4.1.2 Stanovení Hertzových tlaků

Pro vyjádření tlakových napětí působících na zkušební vzorky při měření metodou pin-on-disk byly stanoveny velikosti Hertzových tlaků na kontaktních plochách vzorku a zkušebního pinu pro jednotlivé zkušební dvojice. Hertzovy tlaky jsou obecně tlaková napětí působící v místě silového působení na rozhraní dvou těles s předem definovaným zakřivením.

Pro stanovení kontaktních tlaků při měření metodou pin-on-disk byl využit vzorec (1) pro výpočet Hertzových tlaků při kontaktu kulové plochy a roviny (obrázek 11), kde a vyjadřuje poloměr kontaktní plochy a F značí působící přítláčnou sílu [43].



Obr. 11 Schéma pro výpočet Hertzových tlaků působících při metodě pin-on-disk.

$$p = \frac{3F}{2\pi a^2} \quad (1)$$

Poloměr kontaktní plochy a se stanoví ze vztahu (2) [43]. E_i ve vztahu (2) značí příslušné Youngovy moduly pružnosti, μ_i jsou Poissonovy konstanty a R_i jsou poloměry zakřivení kontaktních ploch, přičemž plocha dva je rovinná a tedy $1/R_2 \rightarrow 0$. Při měření metodou pin-on-disk byla zvolena velikost přítláčné síly 1 N a měřilo se pinem o průměru 6 mm.

$$a = \sqrt[3]{\frac{3F \left(\frac{1 - \mu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \mu_2^2}{E_2} \right)}{4 \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)}} \quad (2)$$

Materiálové konstanty potřebné pro stanovení příslušných kontaktních tlaků jsou vypsány v tabulce 4 [44; 45; 46; 47; 48].

Tab. 4 Materiálové konstanty využití při výpočtu Hertzových kontaktních tlaků.

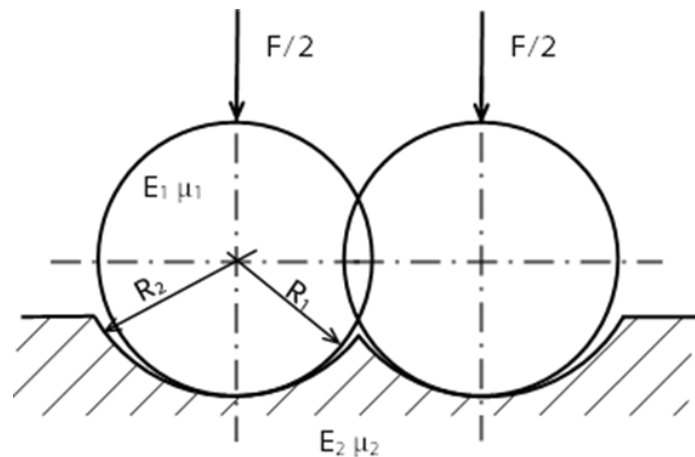
	E [GPa]	μ
UHMWPE	0,737	0,32
PEEK	3,8	0,37
CoCrMo	230	0,29
PEEK-PTFE	3,4	0,4
CFR-PEEK	18	0,4
Al ₂ O ₃	380	0,22

V tabulce 5 jsou znázorněny jednotlivé Hertzovy tlaky pro jednotlivé testované dvojice.

Tab. 5 Hertzovy tlaky pro jednotlivé testované dvojice.

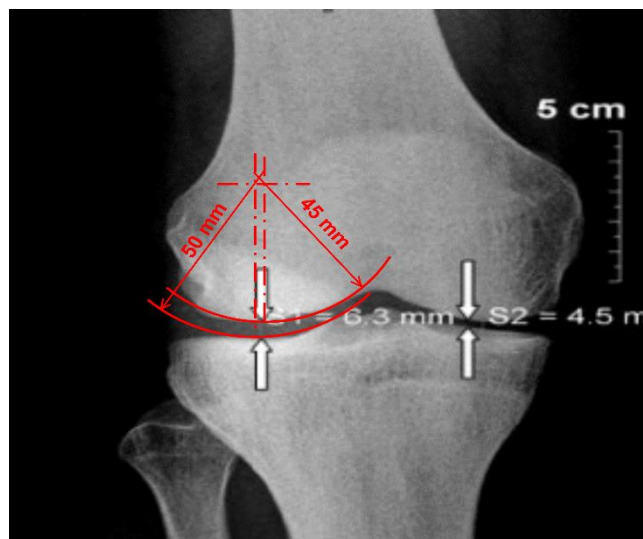
	Pin	Disk	Hertzův tlak [Mpa]
a)	CoCrMo	UHMWPE	24,329
b)	PEEK	UHMWPE	21,755
c)	CFR-PEEK	UHMWPE	23,779
d)	PEEK-PTFE	UHMWPE	21,558
e)	Al ₂ O ₃	UHMWPE	24,349
f)	UHMWPE	PEEK	21,755
g)	PEEK	PEEK	47,056

Pro porovnání byla na základě simulace reakčních sil z programu OpenSim stanovena hodnota Hertzova tlaku působícího v kolenním kloubu. Pro zjednodušení výpočtu byla geometrie kolenního kloubu nahrazena dvěma kulovými plochami o poloměru 45 mm v kontaktu s příslušnými konvexními plochami o poloměru 50 mm (obrázek 12).



Obr. 12 Schéma zvolené geometrie pro výpočet Hertzových tlaků působících v kolenním kloubu.

Rozměry byly stanoveny na základě rentgenového snímku na obrázku 13 [49].



Obr. 13 RTG snímek kolenního kloubu pro odhad geometrie při stanovení kontaktních tlaků. Upraveno z: [49]

Jako materiál kulové plochy byla zvolena kortikální kost s Youngovým modulem pružnosti 20 GPa a Poissonovým číslem 0,3 [50]. Pro materiál kontaktní konvexní plochy byly využity materiálové hodnoty menisku ($E = 20 \text{ MPa}$ a $\mu = 0,45$) [50]. Hertzovy tlaky byly následně vypočteny z rovnice (3) [51].

$$p = 0,918 \sqrt[3]{\frac{F \left(\frac{D_1 + D_2}{D_1 \cdot D_2}\right)^2}{\left(\frac{1 - \mu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \mu_2^2}{E_2}\right)^2}} \quad (3)$$

Z grafu na obrázku 10 je patrné, že maximální zatížení kolene při chůzi je kolem 1300 N. Po vztažení na kontaktní plochu (obrázek 12) a započtení materiálových vlastností dosáhly Hertzovy tlaky maximální hodnoty 5,2 MPa. Přesnost vypočtené hodnoty je však silně ovlivněna velikostí zvolených materiálových konstant a samozřejmě také volbou zjednodušené geometrie kontaktních ploch. Vypočtená hodnota nicméně velmi dobře odpovídá simulaci metodou konečných prvků provedenou v práci Wang a spol. [50], ve které při zatížení 1000 N vyšlo tlakové napětí v koleni 5,15 MPa.

Z experimentálních dat v práci Fukubayashi a Kurosawa [52] však vyplývá, že se průměrná hodnota tlakových napětí při zatížení 1500 N pohybuje v intervalu od 3 do 4 MPa, nicméně po odstranění menisku v jejich práci došlo k navýšení tlakového napětí na 6 MPa [53]. V práci Kubíčka a Floriana [54] nebo Thambyah a spol. [52] je průměrná hodnota kontaktních tlaků v koleni uváděna v intervalu 2 až 3 MPa [54; 52]. V některých situacích však může podle Thambyah a spol. tlak dosáhnout hodnot kolem 14 MPa a v extrémních případech dokonce přesáhnout 25 MPa, kdy už však dochází k poškození kolenního kloubu.

Z vypočtených dat bylo stanoveno, že jednotlivé zkušební dvojice testované metodou pin-on-disk vykazují podobné hodnoty Hertzových tlaků, přičemž jejich průměrná hodnota je 22,924 MPa. Jediná zkušební dvojice, která se vymyká průměrným hodnotám, je PEEK proti PEEK. To je způsobeno vyšším modulem pružnosti PEEK v porovnání s UHMWPE použitým jako protikus v ostatních měřeních. Tyto výsledky jsou ale pouze orientační, neboť jejich přesnost silně závisí na metodě výpočtu a volbě materiálových konstant. Navíc je brána v potaz pouze počáteční geometrie

těles, která se ale v průběhu měření brzy zdeformují a kontaktní tlaky se sníží.

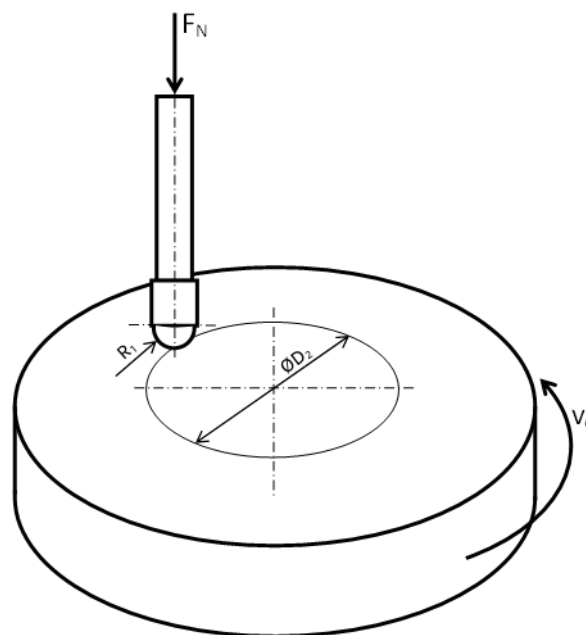
Účelem této podkapitoly však bylo především uvést do kontextu velikost zvolené přitlačné síly a jím vyvolaných kontaktních tlaků při měření metodou pin-on-disk v souvislosti s kontaktními tlaky v reálném kolenním kloubu. Výpočet maximálního tlakového napětí v kolenním kloubu při chůzi vycházel ze zjednodušeného modelu kolene a dosáhl hodnoty 5,2 MPa. Z experimentálně naměřených dat v uvedených pracích však vyplývá, že běžně se tlaková napětí v koleni při chůzi pohybují okolo 3 až 4 MPa, nicméně v extrémních případech mohou překročit až 25 MPa. Z toho lze vyvodit, že ačkoliv je zvolená přitlačná síla při měření metodou pin-on-disk pouze 1 N, na kontaktních plochách je simulován extrémní stav, který může v kolenním kloubu nastat.

4.2 Příprava vzorků

Pro měření byly využity dva typy rotačních disků o průměru 40 mm a výšce 5 mm vyrobené z UHMWPE a PEEK. Fotografie jednotlivých zkušebních dvojic jsou v příloze na obrázku P1. Před samotným měřením bylo potřeba vzorek nejprve správně připravit, aby nedošlo k ovlivnění měření. Příprava vzorku spočívala v broušení a následném leštění povrchu na brusce a leštičce GPX 300 od firmy LECO. Vzorek byl postupně za přítomnosti vody broušen brusnými papíry s různou hrubostí, přičemž při každé výměně brusného papíru došlo k pootočení vzorku o 90° pro zajištění co možná nejlepšího přebroušení na danou hrubost. Nejprve byl vzorek broušen na brusném papíru od společnosti LECO s hrubostí 600, poté se brousilo na brusném papíru od stejné společnosti s hrubostí 800 a nakonec byl zvolen brusný papír od společnosti Struers s hrubostí 1200. Po broušení následovalo leštění pomocí lešticího plátna a lešticí suspenze MasterPrep s abrazivními částicemi o velikosti 0,05 μm .

4.3 Pin-on-disk

Měření metodou pin-on-disk je jedním ze základních způsobů zjišťování tribologických vlastností materiálů a jeho schéma je znázorněno na obrázku 14. Měřicí zařízení je složeno z pinu, který je přitlačován k rotačnímu disku, přičemž pin má tvar koule nebo kulové plochy o poloměru R_1 a disk rotuje obvodovou rychlostí v_o . Princip této metody spočívá v přitlačení zkušebního pinu předem stanovenou přitlačnou silou F_N k disku a následném měření velikosti vyvolané třecí síly na kontaktu pinu s diskem. Podíl těchto dvou sil vyjadřuje koeficient tření μ příslušných materiálů. Měření probíhá ve fyziologickém solném roztoku PBS (Phosphate Buffered Saline) od společnosti Sigma částečně simulujícím prostředí lidského organismu. Délka měření se udává v počtu provedených cyklů, přičemž jeden cyklus je roven jedné celé rotaci disku kolem své osy. Na konci měření vznikne na povrchu disku vlivem otěru otěrová stopa o průměru D_2 .



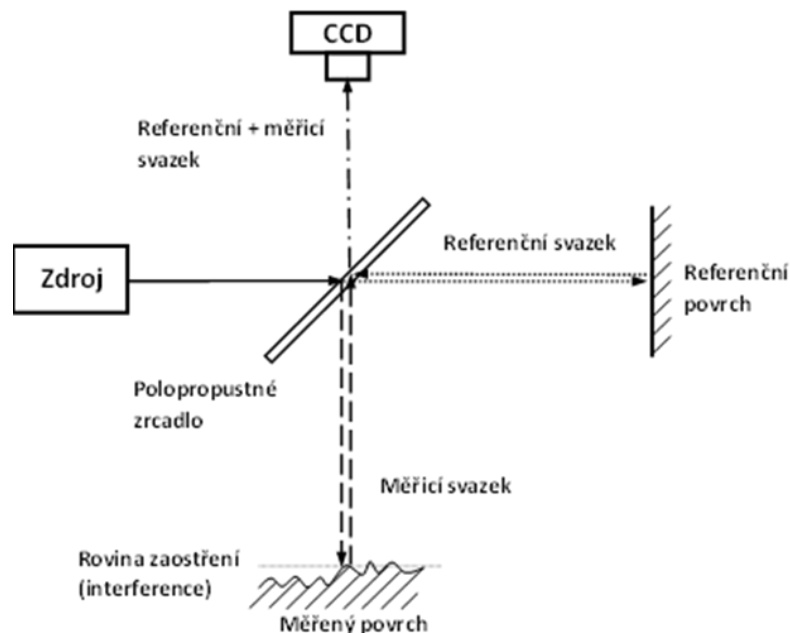
Obr. 14 Schéma měření metodou pin-on-disk.

Měření probíhalo na vysokoteplotním tribometru HTT od CSM Instruments. Vyhodnocení metody probíhá částečně přímo na měřícím zařízení, které průběžně měří okamžitou velikost třecí síly, z níž vyhodnocuje

průběh koeficientu tření v čase. Dále je pak otěr měřen na optickém profilometru a světelném mikroskopu.

4.4 Optická profilometrie

Pro měření velikosti otěru byl kromě světelného mikroskopu využit také optický profilometr Zygo 7200. Optický profilometr funguje na principu interference světla při skládání referenčního a měřicího paprsku. Základní princip fungování optického profilometru je nejlépe patrný na obrázku 15.



Obr. 15 Zjednodušené schéma měření na optickém profilometru.

Bílé světlo od zdroje vstupuje na polopropustné zrcadlo (dělič paprsku), kde je rozděleno na dva svazky. První z nich je referenční a odráží se od referenčního povrchu zpět přes polopropustné zrcadlo do detektoru (CCD kamery). Druhý svazek je měřicí a odráží se od pozorovaného povrchu zpět na polopropustné zrcadlo a dál do detektoru. Po rozdělení bílého světla od zdroje na měřicí a referenční svazek mají jednotlivé svazky stále stejnou vlnovou délku, nicméně po interakci s měřeným povrchem dojde k fázovému posuvu mezi měřicím a referenčním svazkem vlivem rozdílné vzdálenosti, kterou jednotlivé svazky musely překonat při cestě zpět do

detektoru. K interferenci tedy dochází pouze ve velice úzkých rovinách zaostření. Po zpětném složení svazků na polopropustném zrcadle před vstupem do CCD kamery funguje fázový posuv mezi jednotlivými svazky jako pomyslné „pravítko“ a pro nasnímání povrchu je potřeba jej postupně naskenovat v příslušném rozsahu rovin zaostření.

4.5 Testování tribologických vlastností

4.5.1 Měření koeficientu tření

Testování tribologických vlastností jednotlivých zkušebních dvojic bylo provedeno na tribometru HTT od společnosti CSM Instruments měřením koeficientu tření metodou pin-on-disk v prostředí fyziologického roztoku PBS (obrázek 16).



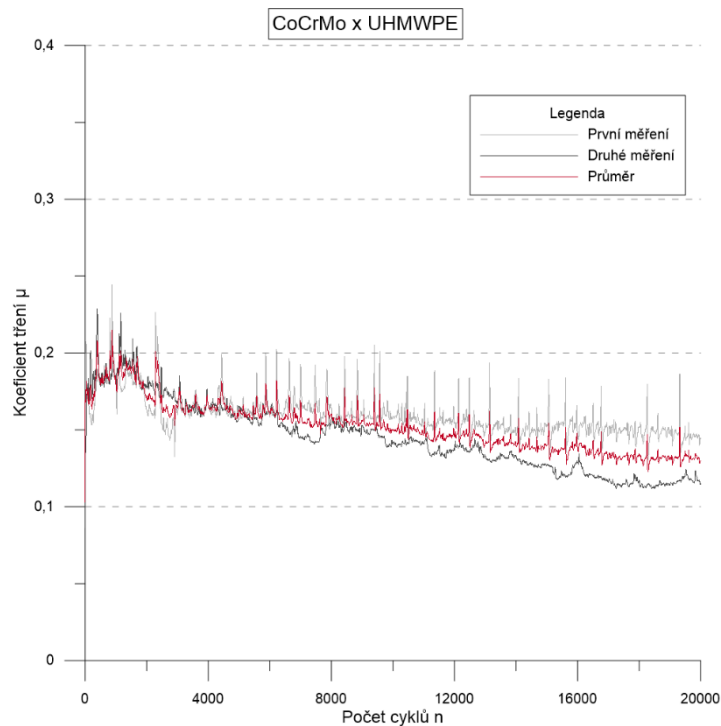
Obr. 16 Tribometr HTT od společnosti CSM Instruments. Vzorek je upnut v zeleném přípravku, kde je zároveň ponořen do fyziologického roztoku PBS.

Velikost přitlačné síly byla na základě teoretické přípravy zvolena 1 N. Obvodová rychlost měření byla zvolena 5 cm/s. Pro vyhodnocení tribologických vlastností celopolymerních dvojic byly nejdříve naměřeny tribologické vlastnosti materiálů, které jsou v kloubních implantátech standartně využívány. Jako referenční zkušební dvojice byla zvolena kobaltová slitina chromu a molybdenu proti ultravysokomolekulárnímu polyethylenu UHMWPE a oxid hlinitý proti UHMWPE. Dále již následovalo měření celopolymerních dvojic.

Polymerní materiály využitě při testování byly UHMWPE, PEEK, uhlíkem vyztužený CFR-PEEK a kompozit teflonu a polyetheretherketonu PTFE-PEEK. Všechny použité materiály mají od výrobce doloženou biokompatibilitu, až na kompozit PTFE-PEEK, u kterého je biokompatibilita doložena pouze u jeho jednotlivých složek (samostatně PEEK a PTFE), nikoliv u celkového kompozitu. V případě PEEK využitého při měření se nejedná o klinickou třídu PEEK označovanou jako PEEK-OPTIMA, nicméně jediný rozdíl mezi PEEK a PEEK-OPTIMA je v záruce vyšší čistoty a homogenity materiálu, složení je však u obou tříd materiálu totožné.

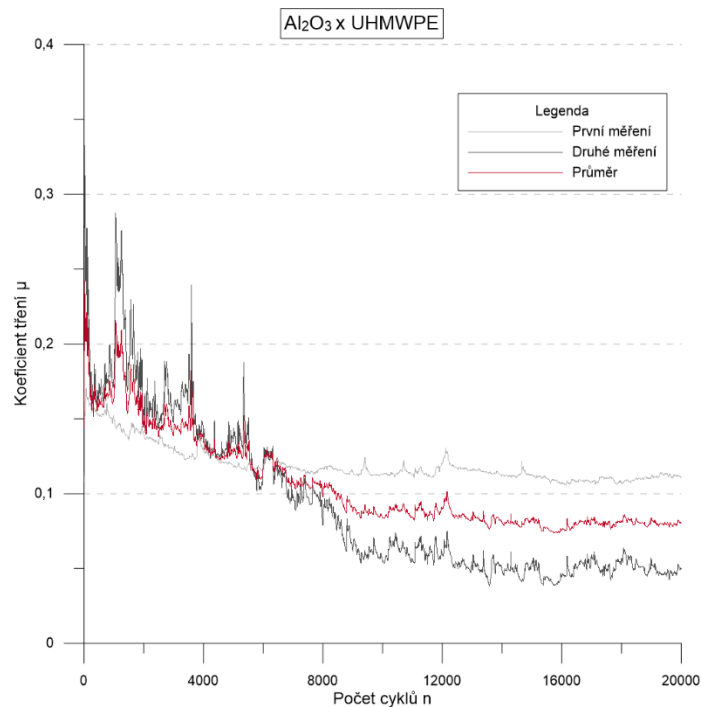
Pro zvýšení objektivitu měření a získání většího množství dat byla každá zkušební dvojice měřena dvakrát po dobu 20 000 cyklů. Při každém měření došlo v záběhové fázi k prudkému nárůstu koeficientu tření, který se po zaběhnutí ustálil na nižší hodnotě, a proto byly veškeré číselné hodnoty koeficientu tření a jejich směrodatné odchylky stanoveny z posledních 1000 cyklů obou měření, kdy už u všech vzorků došlo k ustálení koeficientu tření na konkrétní hodnotě.

Jako první byla měřena referenční dvojice pinu z CoCrMo proti disku z UHMWPE. Oba tyto materiály mají certifikát pro využití v klinické praxi a pro účely této práce byly dodány společností ProSpon. Závislost průběhu koeficientu tření na počtu cyklů je nejlépe patrná z grafu na obrázku 17. Finální hodnota koeficientu tření byla stanovena $\mu = 0,13 \pm 0,02$.



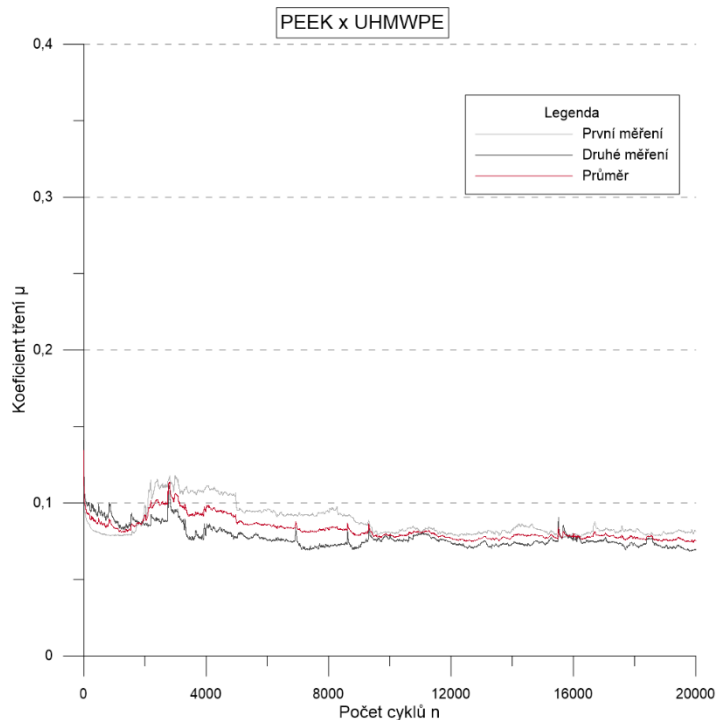
Obr. 17 Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice CoCrMo x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.

Druhou referenční dvojicí byl pin z oxidu hlinitého proti disku z UHMWPE, kdy průměrná hodnota koeficientu tření vyšla $\mu = 0,08 \pm 0,03$. Průběh koeficientu tření Al_2O_3 proti UHMWPE je znázorněn v grafu na obrázku 18.



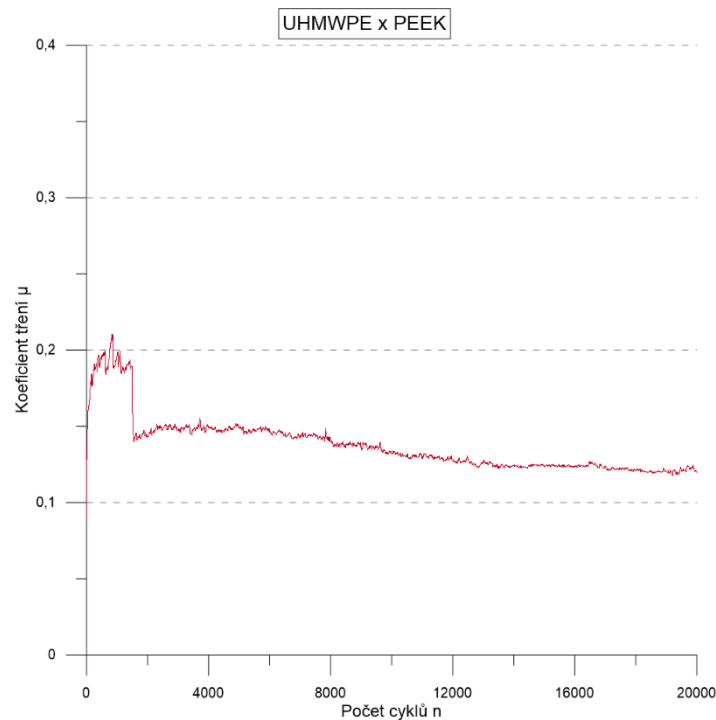
Obr. 18 Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice Al_2O_3 x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.

Po zjištění referenčních hodnot následovalo měření celopolymerních dvojic. Jako první byla měřena dvojice pinu z PEEK a disku z UHMWPE. Průměrná hodnota koeficientu tření této zkušební dvojice vyšla $\mu = 0,08 \pm 0,01$ a jeho průběh v závislosti na počtu cyklů byl znázorněn v grafu na obrázku 19.



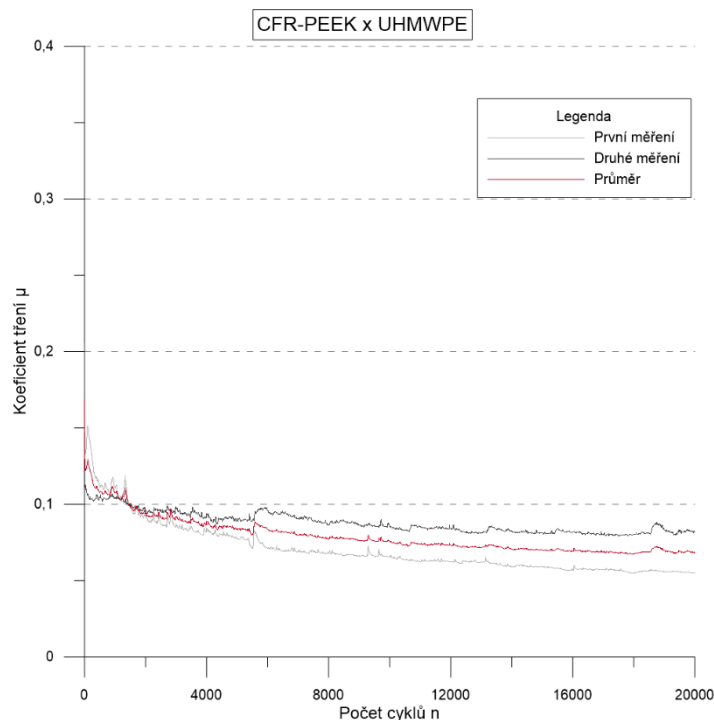
Obr. 19 Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice PEEK x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.

Pro porovnání byl naměřen koeficient tření u stejné dvojice jen s převrácenými materiály pinu a disku, tedy s pinem vyrobeným z UHMWPE proti disku z PEEK. V tomto případě se koeficient tření zvýšil na hodnotu $\mu = 0,12 \pm 0,00$. Průběh koeficientu tření této konfigurace je znázorněn v grafu na obrázku 20.

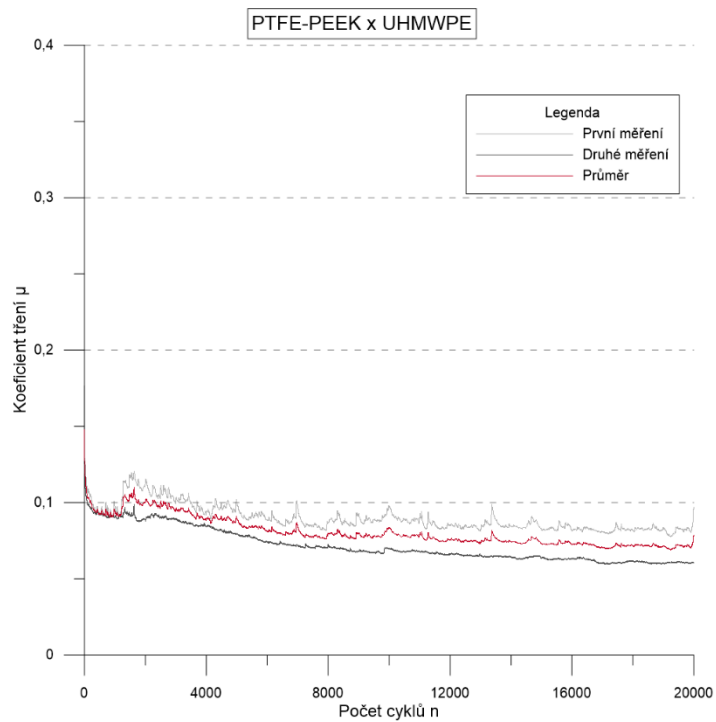


Obr. 20 Průběh koeficientu tření zkušební dvojice s převrácenými materiály pinu a disku UHMWPE x PEEK v závislosti na počtu cyklů.

Dále byl měřen koeficient tření pinu z PEEKu vyztuženém uhlíkovými vlákny CFR-PEEK proti disku z UHMWPE. Výsledná hodnota koeficientu tření vyšla $\mu = 0,07 \pm 0,01$ a jeho průběh v závislosti na počtu cyklů je znázorněn v grafu na obrázku 21.

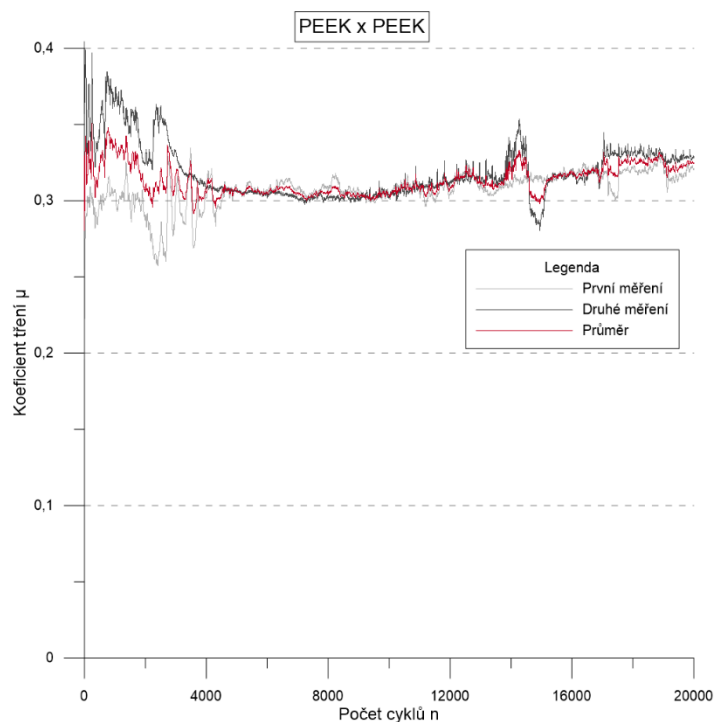


Obr. 21 Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice CFR-PEEK x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.



Obr. 22 Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice PTFE-PEEK x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.

Třetí testovanou celopolymerní dvojicí byl pin z PTFE-PEEK proti disku z UHMWPE, u které vyšel průměrný koeficient tření $\mu = 0,07 \pm 0,01$, jehož průběh je znázorněn v grafu na obrázku 22.



Obr. 23 Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice PEEK x PEEK v závislosti na počtu cyklů.

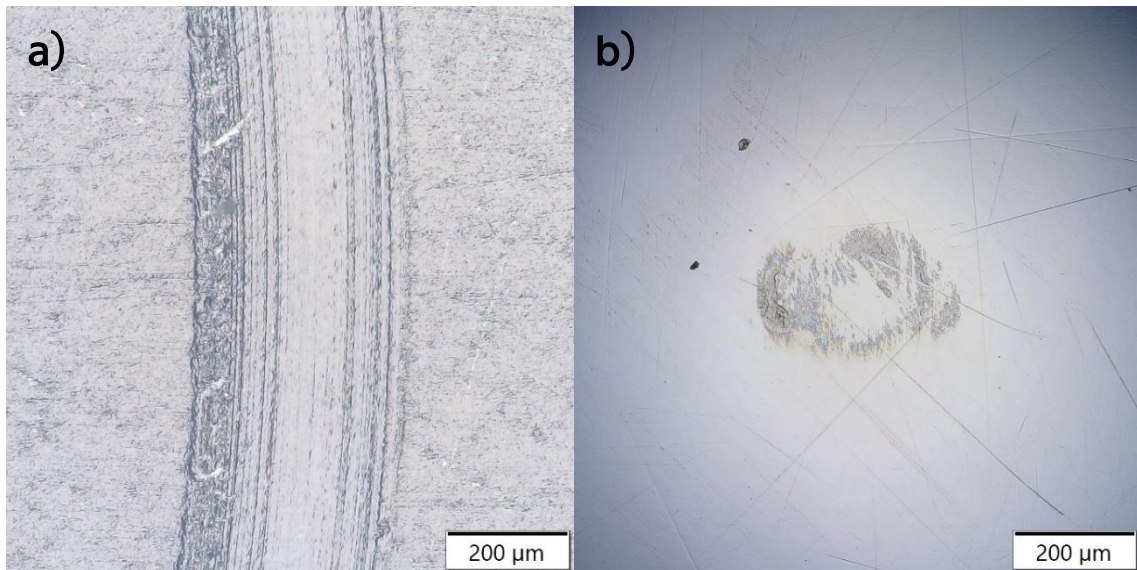
Poslední zkušební dvojicí je PEEK proti PEEK. Průměrná hodnota koeficientu tření vyšla $\mu = 0,32 \pm 0,01$ a jeho průběh je znázorněn v grafu na obrázku 23.

4.5.2 Vyhodnocení otěru na světelném mikroskopu

Pro zjištění charakteru otěru vzniklého při měření metodou pin-on-disk byly vzorky bezprostředně po každém měření očištěny a zdokumentovány na digitálním optickém mikroskopu Olympus DSX1000 v režimu světlého pole. Míra otěru po měření metodou pin-on-disk se obvykle vyhodnocuje z geometrického hlediska změřením šířky dráhy vzniklé na disku nebo průměru opotřebení pinu a následným dopočtením velikosti otěru na základě znalosti původní geometrie. Specifický charakter vzniklého otěru však nedovoloval vyhodnocení tímto způsobem, neboť by tak byla do výsledků zanesena příliš velká chyba a v některých případech to ani nebylo možné. Z toho důvodu byl na světelném mikroskopu pozorován pouze způsob otěru, zatímco přesná číselná hodnota velikosti otěru byla vyhodnocena až pomocí optického profilometru.

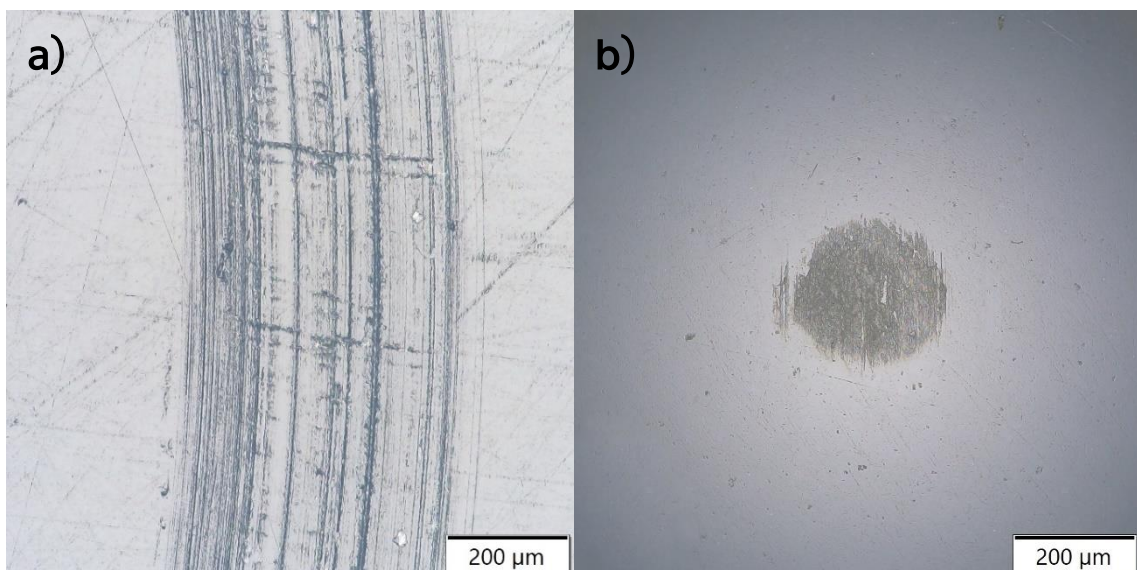
Stejně jako při měření koeficientu tření byly i na světelném mikroskopu nejdříve vyhodnoceny dva referenční vzorky, kterými byla kobaltová slitina chromu a molybdenu a oxid hlinitý. Jako protikus byl v obou případech disk z UHMWPE.

Na snímcích z měření UHMWPE proti CoCrMo je již na první pohled jasně patrný relativně vysoký otěr UHMWPE (obrázek 24a). Vysoká míra otěru UHMWPE při kontaktu s kobaltovou slitinou může být zapříčiněna poměrně vysokým modulem pružnosti CoCrMo v porovnání s UHMWPE, ale také stavem povrchu kobalt-chrom molybdenového pinu. Úbytek materiálu na pinu z CoCrMo je na druhou stranu prakticky nepatrný a spíše se jedná o povrchové poškrábání (obrázek 24b).



Obr. 24 a) Otěr na disku z UHMWPE proti CoCrMo. b) Otěr na pinu z CoCrMo proti UHMWPE.

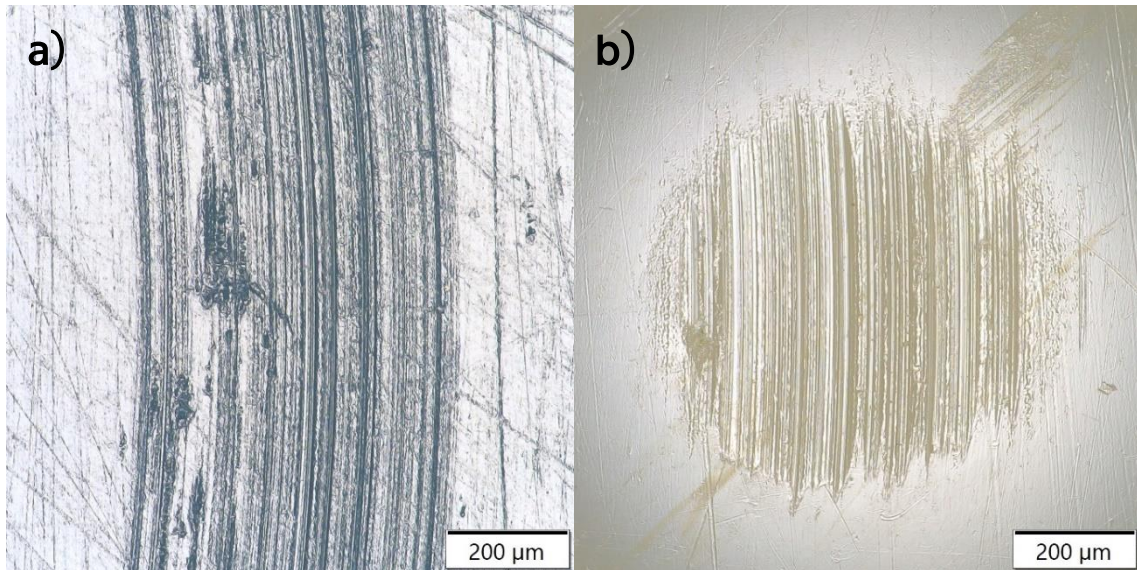
Při měření druhého referenčního vzorku Al_2O_3 proti UHMWPE je na disku z UHMWPE stejně jako v případě prvního referenčního vzorku jasně patrná otěrová stopa po pinu z Al_2O_3 , což může znovu souviset s vysokým modulem pružnosti Al_2O_3 v porovnání s UHMWPE (obrázek 25a). Na keramickém pinu pak došlo k jasně zřetelnému otěru. (obrázek 25b).



Obr. 25 a) Otěr na disku z UHMWPE proti Al_2O_3 . b) Otěr na pinu z Al_2O_3 proti UHMWPE.

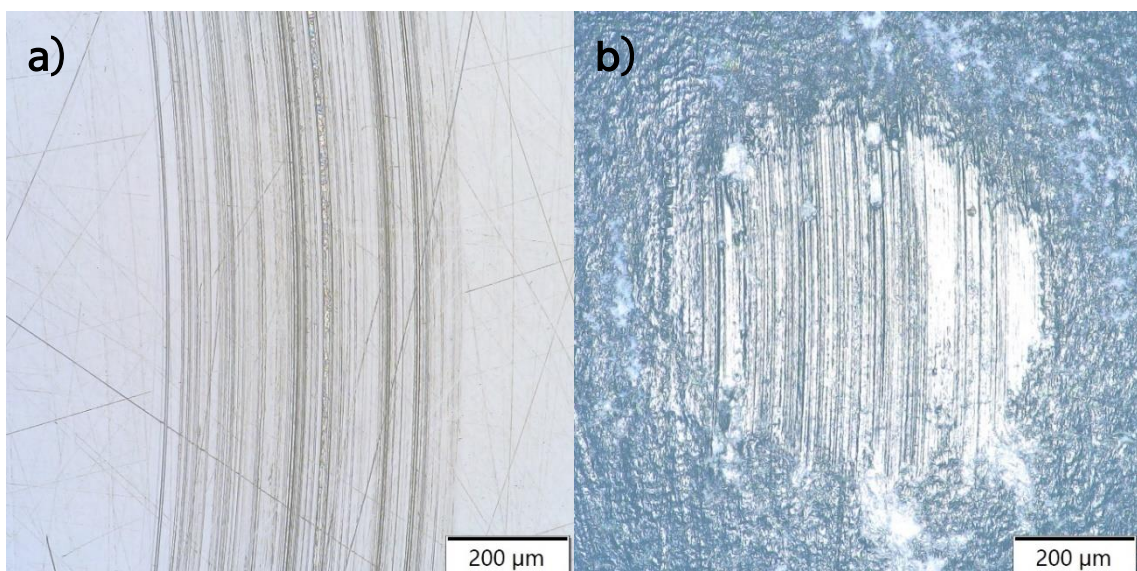
Dále již byly měřeny pouze celopolymerní dvojice. Jako první z nich byl pozorován otěr na pinu z PEEK proti UHMWPE disku. V tomto případě došlo k nižší míře otěru UHMWPE disku než na referenčních vzorcích. Vzniklá stopa je užší a není tak hluboká (obrázek 26a). V porovnání s referenčními

vzorky z kobaltové slitiny a keramiky je však již patrné větší opotřebení na pinu (obrázek 26b).



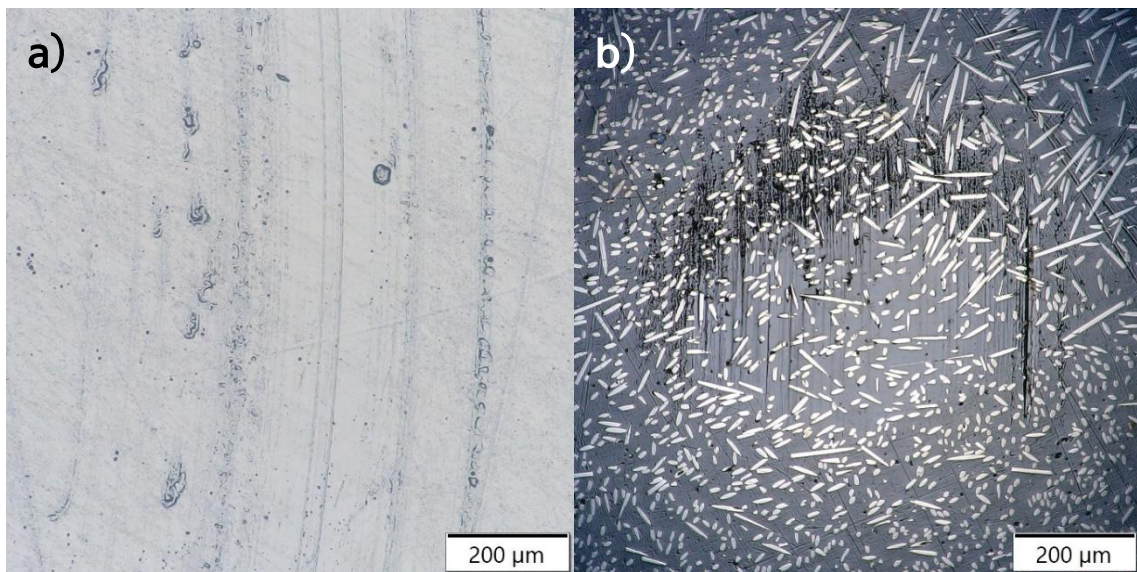
Obr. 26 a) Otěr na disku z UHMWPE proti PEEK. b) Otěr na pinu z PEEK proti UHMWPE.

Pro porovnání byla pozorována stejná dvojice jen s převrácenými materiály pinu a disku. V tomto případě došlo k relativně vysokému opotřebení pinu z UHMWPE, což je jasně vidět ze snímku na obrázku 27b. Velké opotřebení pinu z UHMWPE je také důvodem vytvoření relativně široké stopy v PEEK disku (obrázek 27a).



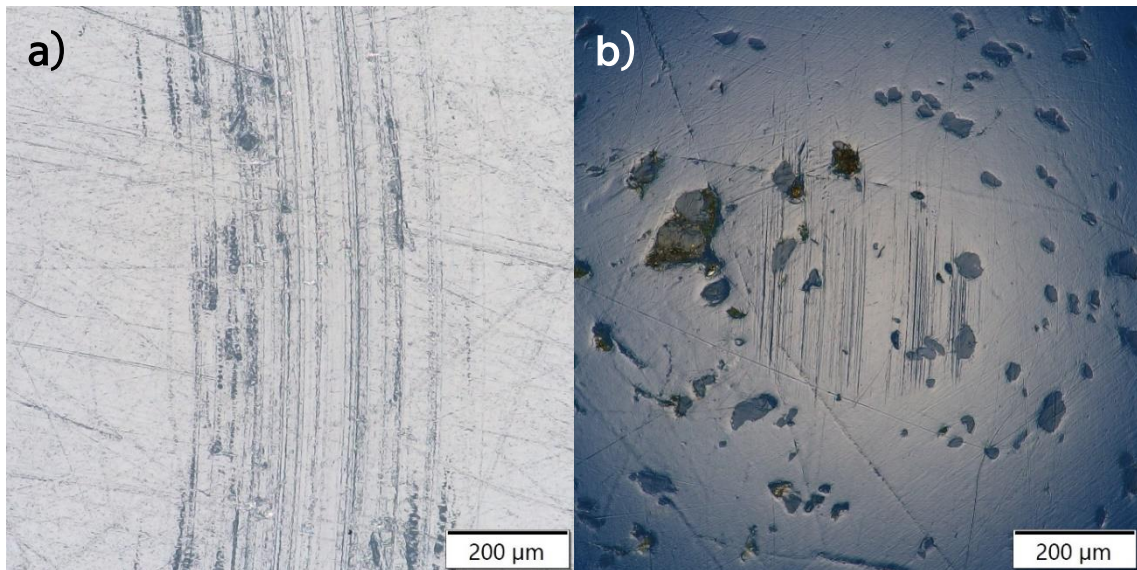
Obr. 27 a) Otěr na disku z PEEK proti UHMWPE. b) Otěr na pinu z UHMWPE proti PEEK.

Z důvodu snahy o snížení opotřebení pinu byl v dalším měření pozorován otěr CFR-PEEK proti disku z UHMWPE. Tato dvojice vykazovala výborné otěrové vlastnosti, kdy na disku z UHMWPE prakticky nedošlo k úbytku materiálu (obrázek 28a) a na pinu z CFR-PEEK jsou patrné pouze povrchové rýhy na náběhové straně, zatímco na druhé straně již otěr téměř není patrný (obrázek 28b). Na obrázku 28b jsou také kromě nízkého otěru dobře vidět i jednotlivá uhlíková vlákna zobrazená jako bílé útvary na tmavém podkladu.



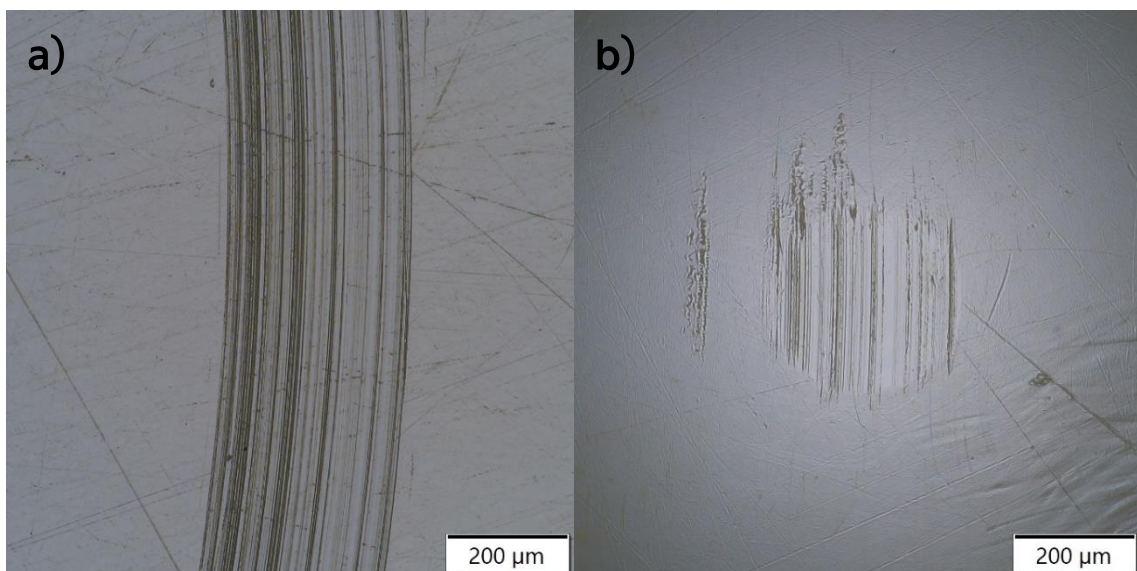
Obr. 28 a) Otěr na disku z UHMWPE proti CFR-PEEK. b) Otěr na pinu z CFR-PEEK proti UHMWPE.

Třetí měřenou celopolymerní dvojicí byl kompozit teflonu a polyetheretherketonu PTFE-PEEK proti UHMWPE disku. Tento typ kompozitu byl zařazen do měření z důvodu snahy o snížení koeficientu tření vlivem přítomnosti teflonu v PEEK matrici, jehož částice jsou dobře patrné na snímku ze světelného mikroskopu na obrázku 29b. Jejich adheze v matrici je na první pohled relativně dobrá, nicméně při bližším pozorování je vidět, že v místě otěru došlo k uvolnění některých menších částic. Obecně je však míra otěru velice nízká (obrázek 29a).



Obr. 29 a) Otěr na disku z UHMWPE proti PTFE-PEEK. b) Otěr na pinu z PTFE-PEEK proti UHMWPE.

Jako poslední byl měřen otěr PEEK proti PEEK. Tato dvojice vykazovala více než dvojnásobně vyšší míru otěru na disku i na pinu než v případě ostatních měřených celopolymerních dvojic (obrázky 30a a 30b). To mohlo být zapříčiněno vzájemně vysokými moduly pružnosti, relativně vysokým koeficientem tření a v neposlední řadě také nejvyššími kontaktními tlaky ze všech měřených dvojic.

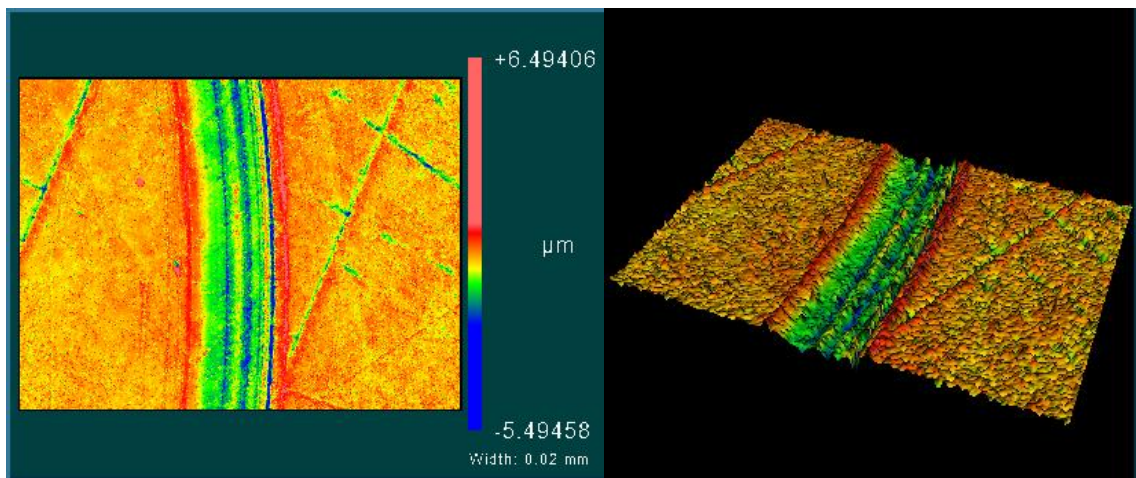


Obr. 30 a) Otěr na disku z PEEK proti PEEK. b) Otěr na pinu z PEEK proti PEEK.

4.5.3 Vyhodnocení otěru na optickém profilometru

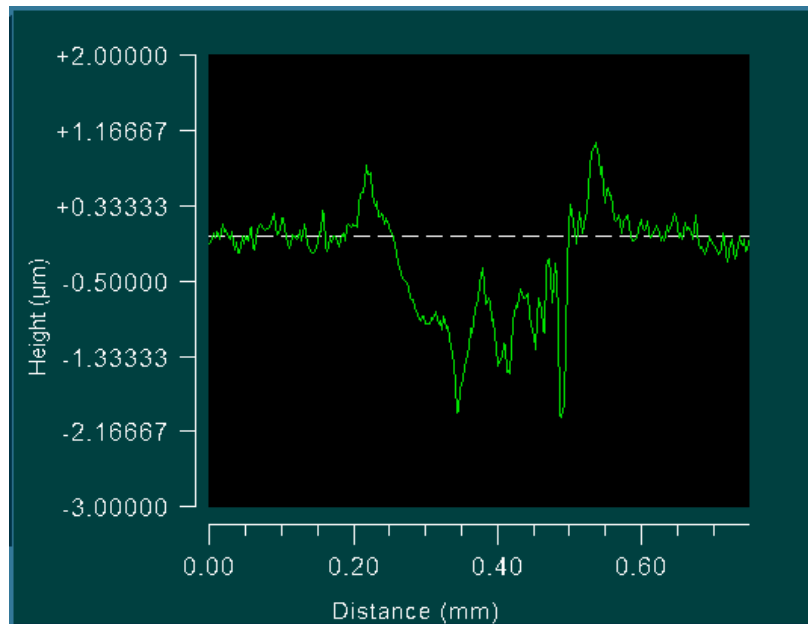
Přesná hodnota otěru byla měřena na optickém profilometru Zygo 7200. Otěr byl vyhodnocen na základě šestnácti měření profilů po obvodu otěrové stopy vytvořené metodou pin-on-disk, přičemž výsledná hodnota otěru byla stanovena z měření dvou vzorků od každé pozorované dvojice. Pro získání hodnoty objemu uvolněného materiálu vlivem otěru byla průměrná hodnota plochy pod nulovou hladinou každého profilu vynásobena obvodem otěrové stopy, který byl roven 31,416 mm. Kromě otěru byla na optickém profilometru měřena také průměrná hloubka a šířka stopy.

Jako první byla stejně jako v předchozích případech měřena referenční dvojice CoCrMo proti UHMWPE. Z plošného profilu vzorku na obrázku 31 je dobře patrná relativně hluboká stopa s nahnutým materiálem po stranách, která byla charakteristická pro obě měřené dvojice.



Obr. 31 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CoCrMo.

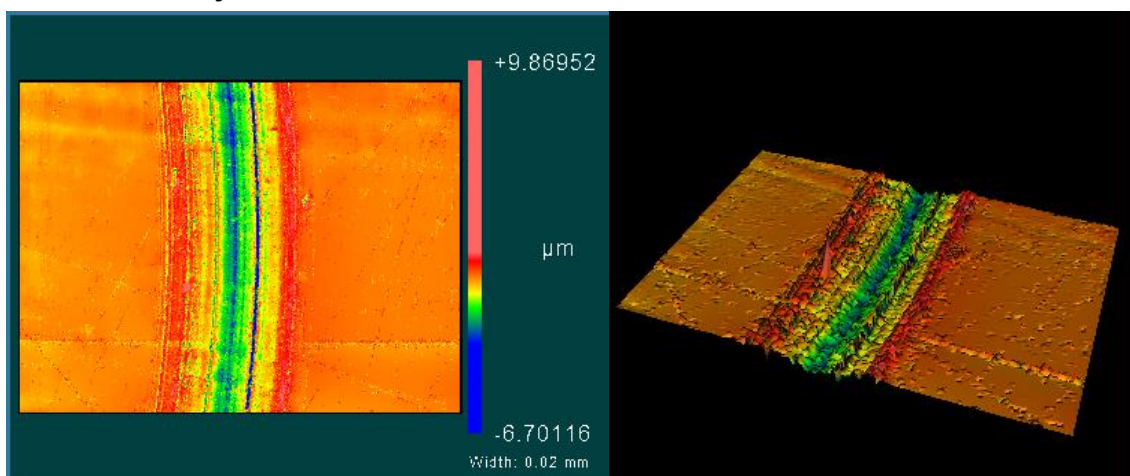
Hloubka a šířka stopy jsou pak nejlépe patrné z profilu na obrázku 32. Velikost otěru byla stanovena z tohoto profilu jako plocha pod bílou přerušovanou přímkou označující nulovou hladinu vzorku pouze v rozsahu šířky rýhy pro omezení nepřesností plynoucích z drsnosti povrchu.



Obr. 32 Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CoCrMo.

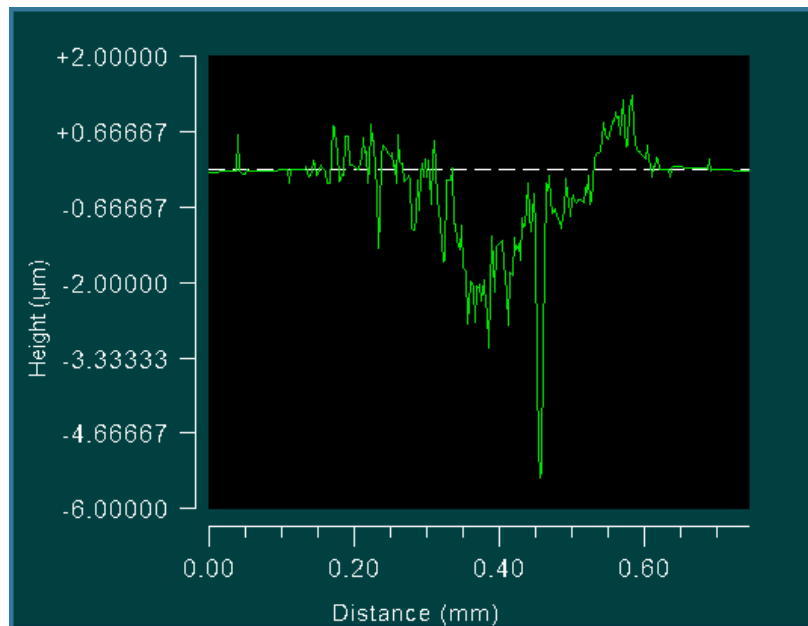
Po vztažení plochy pod přímkou na obvod stopy vychází výsledný průměrný objem uvolněného materiálu UHMWPE proti CoCrMo $(10,309 \pm 2,415) \cdot 10^6 \mu\text{m}^3$. Průměrná hloubka stopy pak vyšla $2,60 \pm 0,43 \mu\text{m}$ a její šířka $363 \pm 37 \mu\text{m}$. Relativně vysoká směrodatná odchylka u všech měřených veličin je zapříčiněna poměrně malým počtem měřených vzorků.

Dále byla měřena druhá referenční dvojice Al_2O_3 proti UHMWPE, jejíž výsledný plošný profil je na obrázku 33. Z tohoto profilu vyplývá, že sice došlo k vytvoření relativně hluboké rýhy s nahrnutým materiálem po stranách, ale v porovnání s prvním referenčním vzorkem došlo k menšímu úbytku materiálu.



Obr. 33 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z Al_2O_3 .

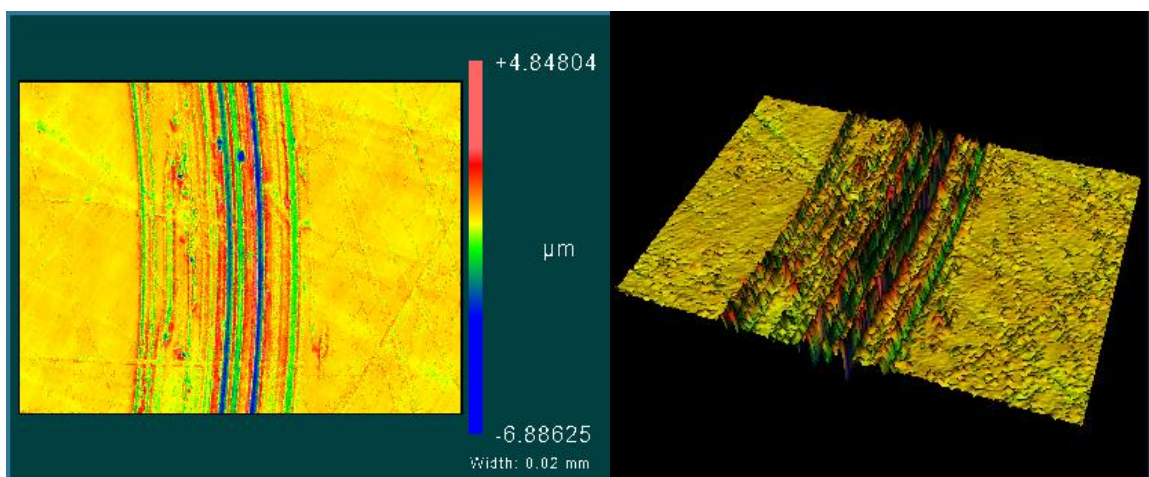
Tato skutečnost je také dobře vidět na profilu na obrázku 34.



Obr. 34 Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z Al_2O_3 .

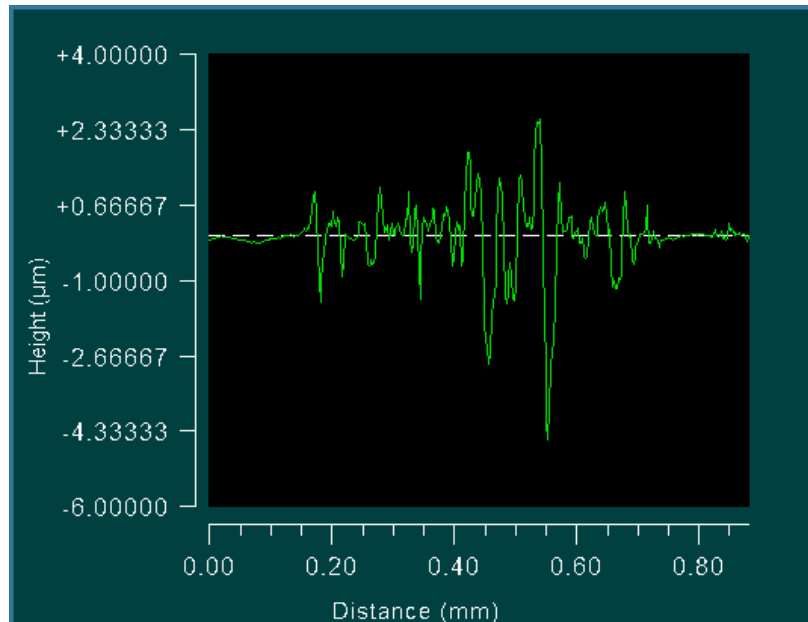
Průměrná hodnota objemu uvolněného materiálu vlivem otěru je po vztažení na obvod stopy rovna $(6,866 \pm 1,751) \cdot 10^6 \mu m^3$, průměrná hloubka rýhy je $4,18 \pm 0,71 \mu m$ a průměrná šířka $424 \pm 82 \mu m$.

První testovanou celopolymerní dvojicí byl PEEK proti UHMWPE disku. Již na první pohled z plošného profilu na obrázku 35 vyplývá, že došlo k nižšímu stupni otěru v porovnání s referenčními vzorky.



Obr. 35 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PEEK.

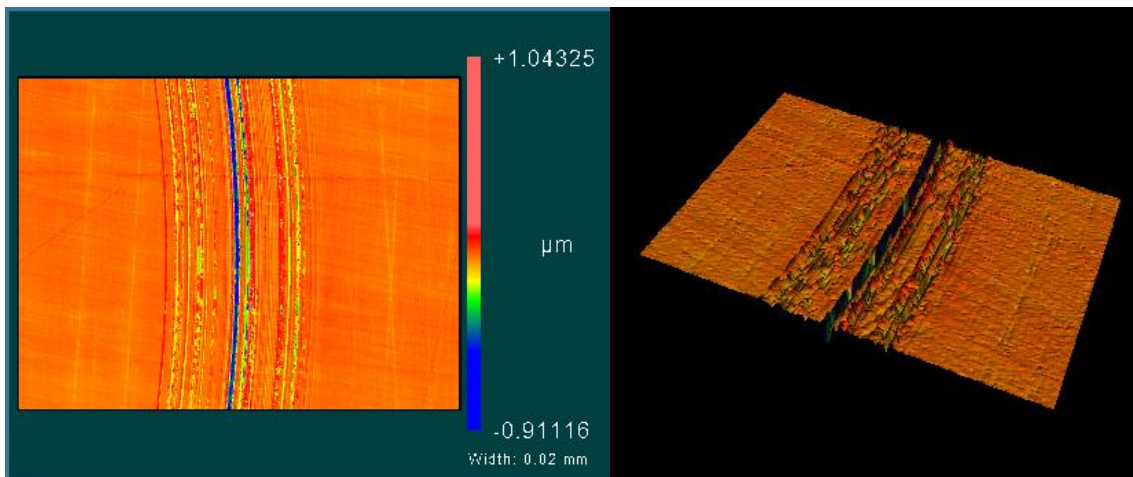
Z profilu na obrázku 36 je dobře patrné, že již nedošlo k vytvoření jedolité stopy, ale místo ní je na povrchu několik samostatných rýh po průjezdu pinu. Tento způsob tvoření stopy byl charakteristický pro oboje měření, ale také pro všechny ostatní celopolymerní dvojice a může být zdrojem chyby při měření průměrné hodnoty šířky stopy.



Obr. 36 Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PEEK.

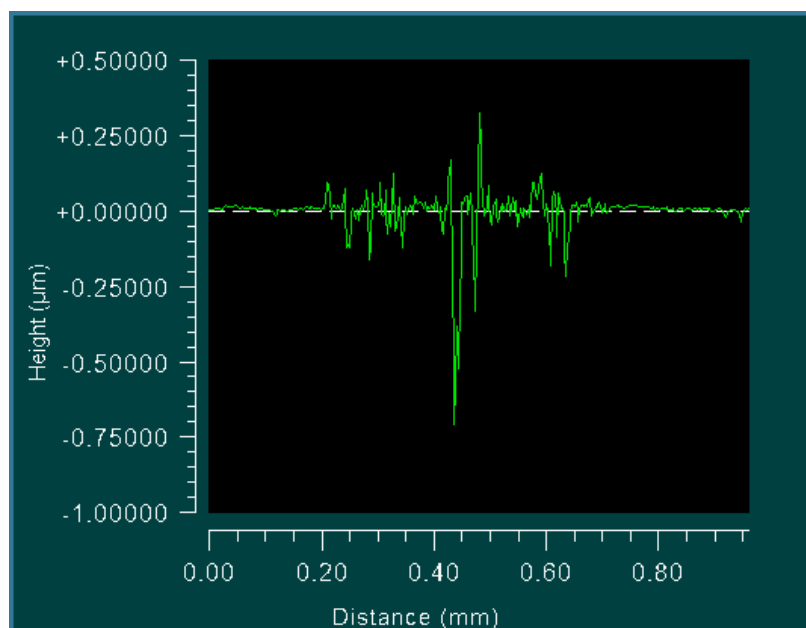
Průměrná hodnota úbytku materiálu vlivem otěru vyšla $(4,608 \pm 1,178) \cdot 10^6 \mu\text{m}^3$, průměrná hloubka stopy $2,96 \pm 0,70 \mu\text{m}$ a průměrná šířka $458 \pm 112 \mu\text{m}$, kdy zdrojem vysoké směrodatné odchylky je znovu malý počet měřených vzorků.

Při převrácení materiálů zkušební dvojice, tedy při měření otěru UHMWPE pinu proti PEEK disku došlo podle očekávání k nižšímu opotřebení PEEK disku v porovnání s UHMWPE diskem v předchozím měření, což je dobře patrné z plošného profilu na obrázku 37.



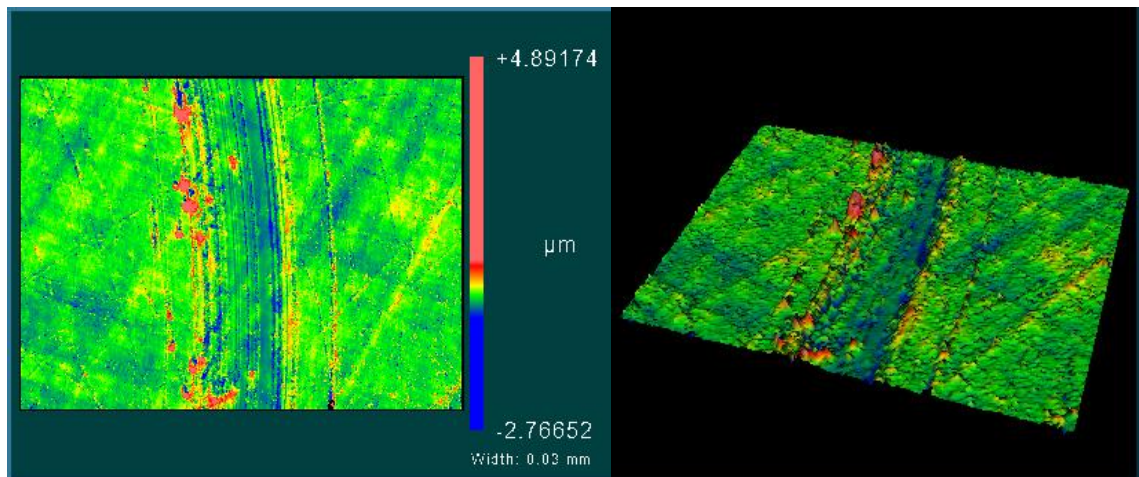
Obr. 37 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v PEEK disku s třecím protikusem z UHMWPE.

Nižší opotřebení PEEK disku v porovnání s předchozím měřením je pak lépe patrné z dvojměrného profilu stopy na obrázku 38. Průměrná hodnota otěru byla naměřena $(1,046 \pm 0,813) \cdot 10^6 \mu\text{m}^3$, hloubka stopy $0,49 \pm 0,64 \mu\text{m}$ a průměrná šířka $481 \pm 54 \mu\text{m}$.



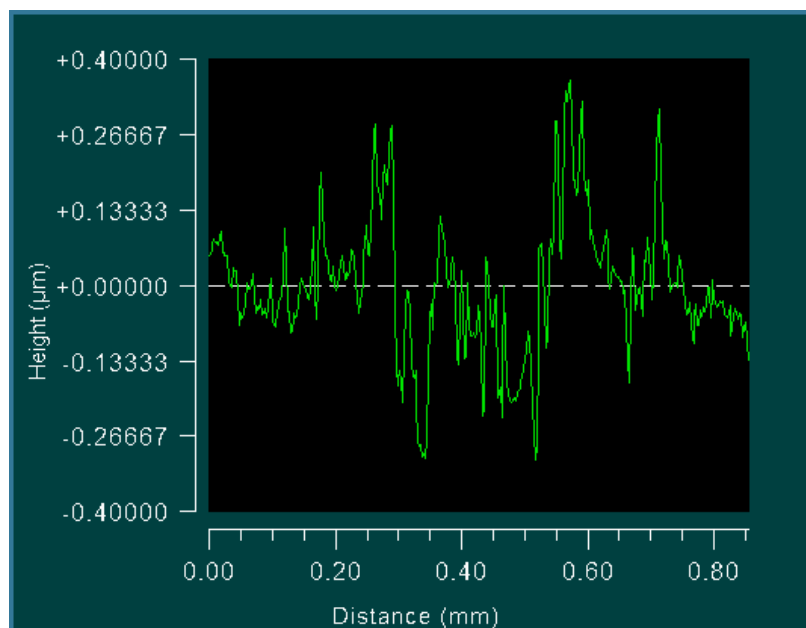
Obr. 38 Profil rýhy v PEEK disku s třecím protikusem z UHMWPE.

Dalším vzorkem byl CFR-PEEK proti UHMWPE disku. Tato celopolymerní dvojice vykazovala ze všech měřených dvojic nejnižších hodnot koeficientu tření, ale také se jednalo o dvojici s nejnižším stupněm otěru UHMWPE disku, což je dobře patrné z plošného profilu na obrázku 39.



Obr. 39 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CFR-PEEK.

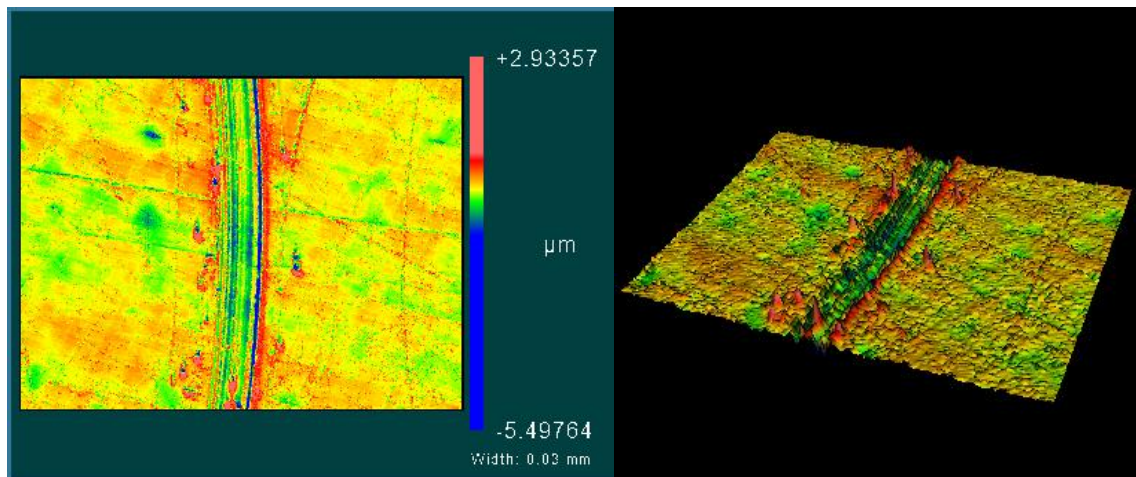
Z profilu otěrové stopy na obrázku 40 je vidět, že míra otěru je tak nízká, že téměř splývá s drsností povrchu.



Obr. 40 Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CFR-PEEK.

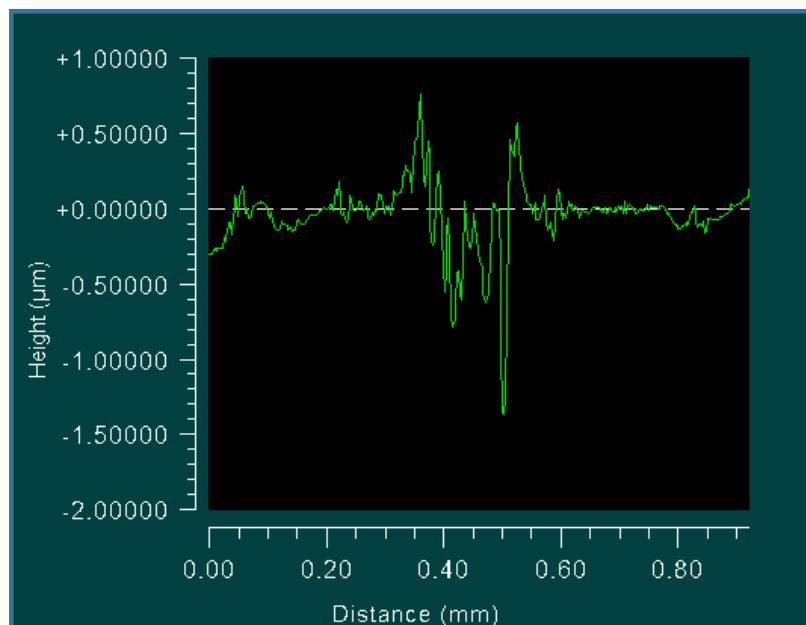
Hodnota úbytku materiálu UHMWPE proti CFR-PEEK vyšla $(1,468 \pm 0,465) \cdot 10^6 \mu\text{m}^3$, průměrná hloubka vyšla $0,79 \pm 0,36 \mu\text{m}$ a šířka stopy $408 \pm 157 \mu\text{m}$.

Třetí měřenou celopolymerní dvojicí byl kompozit PTFE v PEEK matrici proti UHMWPE disku. Z plošného profilu na obrázku 41 je dobře patrné, že také v tomto případě došlo k relativně nízkému otěru.



Obr. 41 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE s třecím protikusem z PTFE-PEEK.

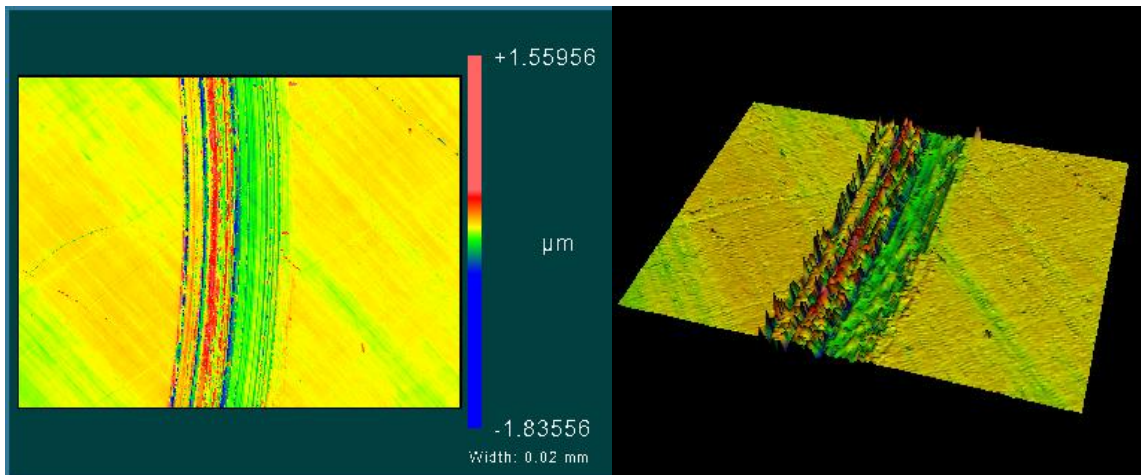
Na profilu na obrázku 42 je dobře vidět, že sice došlo k nahnutí materiálu po stranách jasně identifikovatelné stopy, ta je však znatelně užší než u předchozích měřených dvojic.



Obr. 42 Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PTFE-PEEK.

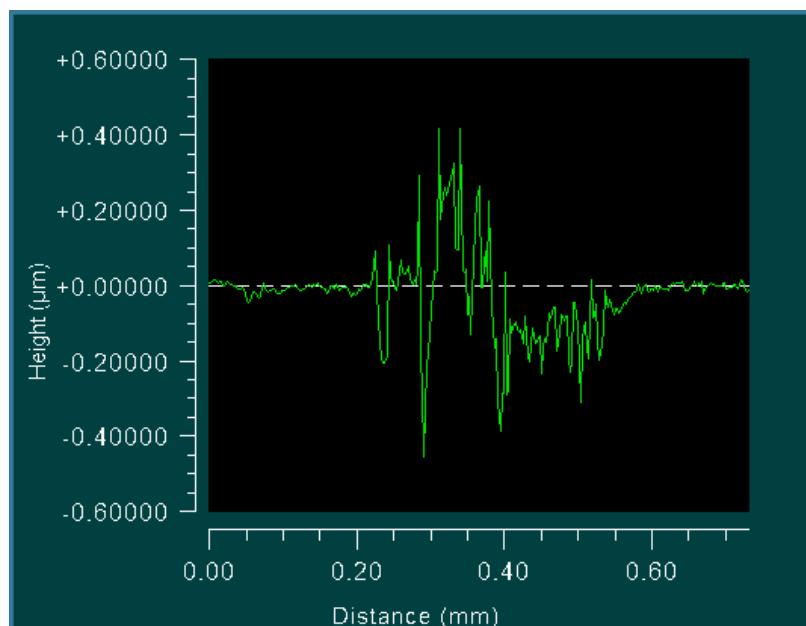
Průměrná hodnota otěru odpovídá $(2,339 \pm 0,562) \cdot 10^6 \mu\text{m}^3$, průměrná hloubka stopy $1,72 \pm 0,54 \mu\text{m}$ a průměrná šířka $383 \pm 79 \mu\text{m}$.

Poslední měřenou celopolymerní dvojicí byl PEEK proti PEEK. Stejně jako v případě měření otěru na PEEK disku proti UHMWPE pinu došlo i v tomto případě k velice nízkému otěru, kdy byl naměřen úbytek materiálu $(0,870 \pm 0,433) \cdot 10^6 \mu\text{m}^3$. Na rozdíl od předchozí dvojice měřené proti PEEK disku však byla v tomto případě naměřena výrazně užší stopa po pinu ($353 \pm 30 \mu\text{m}$), což nepřímo indikuje také nízké opotřebení pinu. Charakter vzniklé stopy je nejlépe patrný z plošného profilu na obrázku 43.



Obr. 43 Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v PEEK disku s třecím protikusem z PEEK.

Kromě nejmenší šířky otěrové stopy ze všech měřených dvojic, byla naměřena také velice malá průměrná hloubka stopy $0,95 \pm 0,77 \mu\text{m}$, což je dobře patrné z profilu na obrázku 44.



Obr. 44 Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PTFE-PEEK.

5 Výsledky a jejich diskuze

V praktické části práce byl měřen koeficient tření a otěr jednotlivých zkušebních dvojic. Měření koeficientu tření probíhalo na tribometru HTT metodou pin-on-disk. Je však důležité mít na paměti, že koeficient tření není z hlediska výroby kloubních implantátů tak důležitou veličinou, jako je otěr materiálu. To je zapříčiněno tím, že uvolněné částice při otěru v těle vyvolávají reakce makrofágů (buněk imunitního systému), kteří při snaze o odstranění otěrových částic z organismu odstraňují nechtěně také okolní kostní tkáň, čímž začne docházet k osteoporóze. Kromě toho mohou uvolněné částice v těle vyvolávat zánětlivé reakce. Z toho důvodu byl v další části měřen otěr jednotlivých zkušebních dvojic po měření metodou pin-on-disk. Vyhodnocení otěru probíhalo částečně na světelném mikroskopu Olympus DSX1000 v režimu světlého pole a částečně na optickém profilometru Zygo 7200.

Číselné hodnoty otěru však byly měřeny pouze na disku. Vyhodnocení otěru pinu probíhalo nepřímo z měření šířky vzniklé stopy. Tyto výsledky je však třeba brát s rezervou z důvodu různých faktorů, jako jsou např. krystaly soli z PBS vykrystalizované na kontaktu pinu a disku, adheze materiálu disku na pinu nebo vliv elastické deformace na kontaktu pinu a disku, které mohly šířku stopy zvětšit a tím ovlivnit výsledek měření.

5.1 Koeficient tření

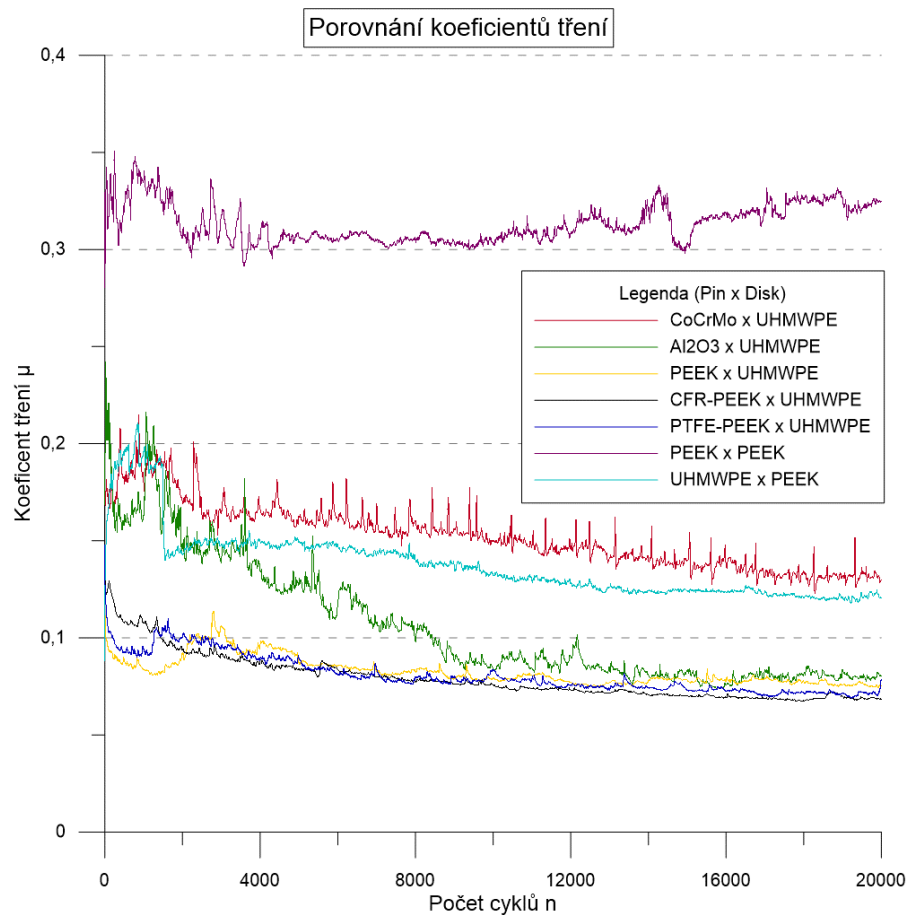
První měřenou veličinou byl koeficient tření, který byl pro porovnání nejdříve naměřen na referenčních vzorcích z CoCrMo a Al₂O₃ proti UHMWPE a poté již byly měřeny jednotlivé celopolymerní dvojice. Výsledné hodnoty koeficientu tření jsou vypsány v tabulce 6.

Tab. 6 Koeficienty tření jednotlivých třecích dvojic.

Zkušební dvojice (Disk x Pin)	Koeficient tření
UHMWPE x CoCrMo	0,13 ± 0,02
UHMWPE x Al ₂ O ₃	0,08 ± 0,03
UHMWPE x PEEK	0,08 ± 0,01
PEEK x UHMWPE	0,12 ± 0,00
UHMWPE x CFR-PEEK	0,07 ± 0,01
UHMWPE x PTFE-PEEK	0,07 ± 0,01
PEEK x PEEK	0,32 ± 0,01

Jednotlivé průběhy průměrných hodnot koeficientů tření v závislosti na počtu cyklů pak byly pro lepší představu znázorněny v grafu na obrázku 45. Na první pohled je z grafu jasně patrné, že nejhorších výsledků z hlediska koeficientu tření dosahuje dvojice PEEK proti PEEK, u které je průměrný koeficient tření stanoven $\mu = 0,32 \pm 0,01$. Vysoký koeficient tření u této dvojice je pravděpodobně způsoben vzájemně vysokými moduly pružnosti, které vedou k více než dvojnásobnému kontaktnímu tlaku v porovnání s průměrnou hodnotou kontaktních tlaků u všech ostatních zkušebních dvojic.

Znatelně nižší koeficienty tření mají referenční dvojice CoCrMo a Al₂O₃ proti UHMWPE. Ultravysokomolekulární polyethylen sloužící v obou případech jako protikus má výrazně nižší modul pružnosti než PEEK v předchozím případě, čímž klesá kontaktní tlak zhruba na polovinu a tím se snižuje také koeficient tření těchto dvojic, neboť průměrný koeficient tření CoCrMo proti UHMWPE je $\mu = 0,13 \pm 0,01$ a Al₂O₃ proti UHMWPE $\mu = 0,08 \pm 0,03$.



Obr. 45 Porovnání koeficientů tření jednotlivých zkušebních dvojic v závislosti na počtu cyklů.

Relativně vysokého koeficientu tření z hlediska celopolymerních dvojic bylo dosaženo při měření koeficientu tření mezi UHMWPE pinem a PEEK diskem. Toto měření bylo provedeno pouze za účelem zjištění, zda dojde ke změně koeficientu tření při převrácení materiálu pinu a disku, a proto bylo provedeno pouze jedno měření na rozdíl od všech ostatních otěrových dvojic. Disk vyrobený z PEEK vykazoval v obou případech jeho využití obecně vyšší koeficient tření v porovnání s UHMWPE diskem.

Zbylé celopolymerní dvojice již vykazují nižší koeficient tření než oba referenční vzorky. Průměrná hodnota koeficientu tření při kontaktu PEEK a UHMWPE vyšla $\mu = 0,08 \pm 0,01$. Tento výsledek se však liší od dostupné literatury, neboť např. Cowie a spol. [55] ve své práci naopak uvádí nižší koeficient tření u kobaltové slitiny chromu a molybdenu proti UHMWPE v porovnání s PEEK proti UHMWPE. Tento rozdíl je pravděpodobně způsoben jinou metodou měření koeficientu tření nebo jinak zvolenými přitlačnými

silami. Dalším faktorem, který mohl ovlivnit výsledek měření v práci Cowieho a spol., bylo využití telecího séra jako lubrikantu místo fyziologického roztoku PBS použitého v této práci, neboť například v práci Brockettové a spol. [56] je uváděn až 70% rozdíl mezi koeficienty tření kovu proti polymeru při využití 100% telecího séra a při využití samotné vody jako lubrikantu.

Nižšího průměrného koeficientu tření bylo dosaženo na kompozitu PTFE-PEEK proti UHMWPE, u kterého byl naměřen průměrný koeficient tření $\mu = 0,07 \pm 0,01$. Je tedy patrné, že přítomnost PTFE v PEEK matrici vedla k mírnému snížení koeficientu tření v porovnání s čistým PEEK. Tento jev může být způsoben vytvořením velice tenkého filmu z PTFE s výbornými kluznými vlastnostmi na povrchu pinu, což ve své práci popisuje např. Burris a spol. [40] Naměřená hodnota koeficientu tření je nižší než hodnota uváděná v práci Burrise a spol., kde průměrná hodnota koeficientu tření vyšla 0,11 při obsahu 50 hm.% PEEK v PTFE. Rozdílný koeficient tření byl s největší pravděpodobností způsoben tím, že v práci Burrise a spol. byl jako základní materiál využit PTFE, do kterého byl postupně přidáván PEEK v různých koncentracích, přičemž nejnižších hodnot koeficientu tření bylo dosaženo právě při 50 hm.% PEEK a při vyšších hmotnostních podílech PEEK již měření dále neprobíhalo.

Dvojicí s nejnižším koeficientem tření v této práci byl CFR-PEEK proti UHMWPE, u které vyšel koeficient tření $\mu = 0,07 \pm 0,01$. Velice nízkých hodnot koeficientu tření mohlo být dosaženo výbornou soudržností materiálu po vyztužení základní PEEK matrice uhlíkovými vlákny, jež byla popsána v práci Kurtze a spol. [8] Kromě toho uhlík přítomný ve vyztužujících vláknech může na kontaktu dvou polymerů působit jako biokompatibilní tuhé mazivo dále snižující koeficient tření.

5.2 Velikost otěru

Další měřenou veličinou byl otěr disků z UHMWPE a PEEK proti rozdílným materiálům, neboť otěr materiálu je z hlediska využití pro výrobu

kloubních implantátů jednou z nejdůležitějších materiálových vlastností. Výsledné hodnoty měřených veličin jsou uvedeny v tabulce 7 a průměrné hodnoty otěru jsou pak pro přehlednost znázorněny v grafu na obrázku 46. V tabulce 7 je kromě otěru také uvedena hodnota rychlosti opotřebení, která poskytuje objektivnější údaj o opotřebení materiálu, který je nezávislý na velikosti vzorku nebo poloměru stopy. Rychlost opotřebení byla přepočtena podle vzorce (4), kde k značí rychlost opotřebení, V je objem uvolněného materiálu při otěru, F vyjadřuje zvolenou přitlačnou sílu a s je dráha pinu po 20 000 cyklech.

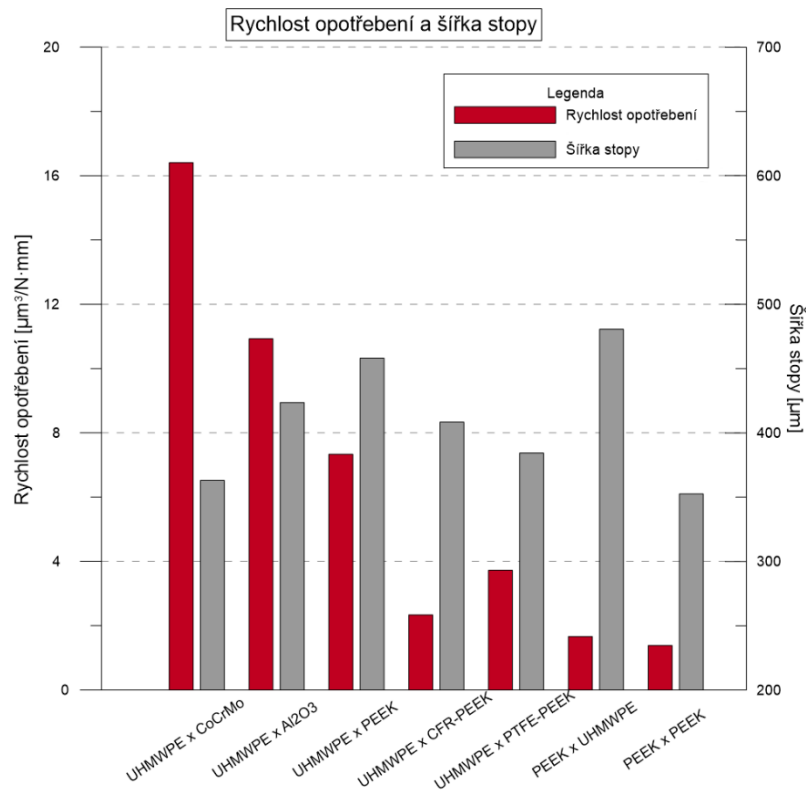
$$k = \frac{V}{F \cdot s} \quad (4)$$

Tab. 7 Výsledné hodnoty celkového otěru, rychlosti opotřebení a hloubky a šířky dráhy jednotlivých zkušebních dvojic.

Zkušební dvojice (Disk x Pin)	Otěr ($\times 10^{-6}$) [μm^3]	Rychlost opotřebení [$\mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$]	Hloubka stopy [μm]	Šířka stopy [μm]
UHMWPE x CoCrMo	10,309 \pm 2,415	16,407 \pm 3,843	2,60 \pm 0,43	363 \pm 37
UHMWPE x Al ₂ O ₃	6,866 \pm 1,751	10,927 \pm 2,786	4,18 \pm 0,71	424 \pm 81
UHMWPE x PEEK	4,608 \pm 1,178	7,333 \pm 1,875	2,96 \pm 0,70	458 \pm 112
UHMWPE x CFR-PEEK	1,468 \pm 0,465	2,337 \pm 0,740	0,79 \pm 0,36	408 \pm 157
UHMWPE x PTFE-PEEK	2,339 \pm 0,562	3,722 \pm 0,895	1,72 \pm 0,54	383 \pm 79
PEEK x UHMWPE	1,046 \pm 0,813	1,664 \pm 1,294	0,50 \pm 0,64	481 \pm 54
PEEK x PEEK	0,870 \pm 0,433	1,385 \pm 0,689	0,95 \pm 0,77	353 \pm 30

Nejvyšší úbytek materiálu vlivem otěru byl naměřen na referenční dvojici UHMWPE disku proti CoCrMo pinu, u které byla naměřena rychlost opotřebení 16,407 \pm 3,843 $\mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$, což je o 50 % vyšší hodnota v porovnání s druhým referenčním vzorkem, u kterého vyšla rychlost opotřebení UHMWPE disku proti Al₂O₃ pinu 10,927 \pm 2,786 $\mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$ (obrázek 46). Na druhou stranu však u zkušební dvojice UHMWPE proti Al₂O₃ pronikl otěr do větší hloubky než v případě prvního referenčního vzorku. Z profilu na obrázku 32 je ale patrné, že se jednalo o ojedinělé hlubší rýhy a k většímu úbytku došlo na UHMWPE proti CoCrMo (obrázek 30). Kromě velikosti otěru a průměrné maximální hloubky byla také měřena i průměrná šířka stopy, která vyšla vyšší u referenční dvojice UHMWPE proti Al₂O₃

($424 \pm 81 \mu\text{m}$) v porovnání s UHMWPE proti CoCrMo ($363 \pm 37 \mu\text{m}$). Jednotlivé naměřené hodnoty otěru UHMWPE proti CoCrMo a UHMWPE proti Al_2O_3 jsou uvedeny v příloze v tabulce P2 a P3.



Obr. 46 Průměrné hodnoty otěru jednotlivých disků a jednotlivých šířek stop indikujících nepřímo přibližné opotřebení na pinu (popisky jsou ve formátu disk x pin).

Z naměřených dat i profilů stop jednotlivých zkušebních dvojic vyplývá, že mezi šířkou stopy a velikostí otěru disku není žádná přímá souvislost. Na druhou stranu však lze z šířky stopy nepřímo stanovit otěr na pinu, neboť šířka vzniklé stopy zhruba odpovídá míře opotřebení na pinu. Měření opotřebení pinu tímto způsobem však může generovat relativně vysokou chybu a hodnoty šířky stopy uvedené v této práci slouží především ke vzájemnému porovnání, neboť na šířku stopy mohou mít vliv i další faktory, jako je např. přítomnost mikroskopických krystalů solí vykrytalizovaných z fyziologického roztoku, adheze materiálu disku na pinu nebo působení elastické deformace při kontaktu pinu s diskem, což může přispět ke vzniku stopy o větší šířce, než je reálné opotřebení.

Při měření otěrové dvojice UHMWPE pinu proti PEEK disku bylo naměřeno velice nízké opotřebení PEEK disku, na druhou stranu však došlo k nejvyššímu průměrnému opotřebení UHMWPE pinu ze všech měřených otěrových dvojic, což plyne jak ze snímku ze světelného mikroskopu na obrázku 27b, tak také z největší průměrné šířky stopy (obrázek 38). Průměrná hodnota rychlosti opotřebení PEEK disku vyšla $1,664 \pm 1,294 \mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$, zatímco průměrná šířka stopy vyšla $481 \pm 54 \mu\text{m}$ (tabulka P4). Vysoké opotřebení pinu může souviset s výrazně nižším modulem pružnosti UHMWPE v porovnání s materiály pinů využitých při ostatních měření. S tím také souvisí velice nízká číselná hodnota otěru, neboť na rozdíl od ostatních otěrových dvojic byl otěr měřen na disku z PEEK místo UHMWPE, a proto navzdory nízké číselné hodnotě otěru nelze říci, že by byl UHMWPE lepší než např. CFR-PEEK, u nějž vyšla průměrná hodnota otěru nepatrně vyšší.

Další měřenou otěrovou dvojicí byl CFR-PEEK proti UHMWPE. Tato otěrová dvojice vykazovala jedny z nejlepších otěrových vlastností ze všech měřených vzorků, neboť průměrná hodnota rychlosti opotřebení UHMWPE disku byla naměřena $2,337 \pm 0,740 \mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$, což je z hlediska otěru UHMWPE zdaleka nejnižší hodnota. Šířka stopy v UHMWPE po CFR-PEEK je $408 \pm 157 \mu\text{m}$ (tabulka P5). Z profilu na obrázku 36 je kromě toho dobře patrné, že hloubka stopy je minimální a částečně splývá s drsností povrchu.

Lepší tribologické vlastnosti CFR-PEEK v porovnání s UHMWPE ve své práci dokládá také Horák a spol. [21], který pozoroval otěr uhlíkem vyztuženého PEEK pro biomedicínské účely CFR-PEEK OPTIMA a porovnával jej s otěrem na konvenčně využívaném UHMWPE. Oba vzorky však na rozdíl od této práce byly testovány proti CoCrMo, nicméně i tak jsou z výsledků jasně patrné výborné tribologické vlastnosti CFR-PEEK, neboť na CFR-PEEK došlo až k desetinásobnému snížení rychlosti opotřebení v porovnání s UHMWPE proti CoCrMo.

Další celopolymerní dvojicí byl UHMWPE proti PEEK, u které vyšla průměrná hodnota rychlost opotřebení $7,333 \pm 1,875 \mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$ (obrázek 46). Je zřejmé, že stejně jako u všech ostatních celopolymerních

dvojic došlo k nižšímu otěru UHMWPE než v případě referenčních otěrových dvojic. Na profilu na obrázku 34 je vidět, že nevznikla jedna spojitá stopa a místo toho byl povrch narušen jednotlivými rýhami po průjezdu pinu. U této dvojice byla naměřena šířka stopy $458 \pm 112 \mu\text{m}$ a také jedna z jejích nejvyšších průměrných hloubek (tabulka P6). Je tedy zřejmé, že čistý PEEK bez uhlíkových vláken vykazuje vyšší míru otěru v porovnání s CFR-PEEK. Ke stejnému závěru došel ve své práci také např. Song a spol. [38], který porovnával tribologické vlastnosti PEEK a CFR-PEEK proti UHMWPE pro výrobu celopolymerních plotének do krční páteře.

Výborných výsledků bylo dosaženo také při testování kompozitu PTFE-PEEK proti UHMWPE, kdy byla průměrná rychlost opotřebení UHMWPE naměřena $3,722 \pm 0,895 \mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$ (obrázek 46). Kromě toho byla naměřena také velice malá šířka stopy $384 \pm 79 \mu\text{m}$, což je po CoCrMo druhá nejnižší hodnota indikující velice malý otěr pinu z PTFE-PEEK (tabulka P7). Šířka i hloubka stopy jsou pak dobře patrné z plošného profilu na obrázku 37.

Poslední měřenou celopolymerní otěrovou dvojicí byl PEEK proti PEEK. Navzdory zdaleka nejvyššímu koeficientu tření ze všech měřených dvojic vykazuje tento pár nejnižší rychlost opotřebení, neboť byl na PEEK disku naměřena rychlost úbytku materiálu $1,385 \pm 0,689 \mu\text{m}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$ a šířka stopy byla stanovena $353 \pm 30 \mu\text{m}$ (tabulka P8). Jedná se tedy o dvojici s nejmenší šířkou stopy, což nepřímo indikuje také nízký otěr pinu. Nejnižší hodnoty otěru však bylo dosaženo z důvodu měření otěru proti PEEK místo UHMWPE použitým v ostatních měřeních jako protikus.

V rámci praktické části práce bylo zjištěno, že mezi koeficientem tření a mírou otěru není žádná přímá souvislost, neboť například dvojice PEEK proti PEEK vykazovala zdaleka nejvyšší hodnoty koeficientu tření, na druhou stranu však u této dvojice došlo k nejnižší míře otěru ze všech měřených otěrových dvojic. Obecně lze říci, že u všech měřených celopolymerních dvojic docházelo k nižší míře otěru disku v porovnání s referenčními

dvojicemi CoCrMo a Al_2O_3 proti UHMWPE. Z hlediska koeficientu tření vykazovaly nejlepší výsledky celopolymerní dvojice měřené proti UHMWPE.

Nejnižšího otěru bylo dosaženo u třecí dvojice PEEK proti PEEK. S přihlédnutím k velikosti koeficientu tření se však v této práci jako nejslibnější materiál pro výrobu celopolymerních kloubních implantátů jeví CFR-PEEK. Při využití pinu z tohoto materiálu došlo k vytvoření srovnatelně široké stopy v UHMWPE jako při využití keramického pinu z Al_2O_3 . Zároveň ale došlo k významně nižšímu otěru na protikusy z UHMWPE. Velice slibných výsledků bylo dosaženo také na kompozitu PTFE-PEEK, nicméně u toho materiálu je na snímcích ze světelného mikroskopu patrný mírný otěr PTFE částic z PEEK matrice.

6 Závěr

V práci byly měřeny tribologické vlastnosti polymerních materiálů, které by v budoucnu mohly sloužit pro výrobu celopolymerních kloubních implantátů. Testovanými materiály byly: PEEK, CFR-PEEK, PTFE-PEEK a standartně využívaný UHMWPE. Jako referenční dvojice byla zvolena kobaltová slitina CoCrMo a oxid hlinitý Al_2O_3 , oba proti UHMWPE.

V experimentální části bylo zjištěno:

1. Ze simulace silových účinků v koleni ve freeware softwaru OpenSim byla stanovena maximální síla v koleni při chůzi, ze které byl vypočten Hertzův kontaktní tlak 5,2 MPa. Ten byl porovnán s experimentálními daty, na základě čehož byla stanovena přitlačná síla při testování metodou pin-on-disk 1 N. Touto silou byl vyvolán průměrný kontaktní tlak 22,924 MPa, což je limitní hodnota, neboť při překročení 25 MPa již dochází k destrukci kolenního kloubu.
2. Nejnižší koeficient tření byl naměřen na celopolymerních dvojicích testovaných proti UHMWPE, zejména pak CFR-PEEK proti UHMWPE, u které vyšel koeficient tření $\mu = 0,07 \pm 0,01$. Nejhorších výsledků z hlediska koeficientu tření bylo dosaženo na dvojici PEEK proti PEEK, kde byl koeficient tření naměřen $\mu = 0,32 \pm 0,01$.
3. Nejnižší rychlost otěru vykazovala dvojice PEEK proti PEEK, u které byla rychlost úbytku materiálu stanovena $1,384 \pm 0,688 \mu m^3/N \cdot mm$. Naopak nejvyšší rychlost opotřebení $16,406 \pm 3,843 \mu m^3/N \cdot mm$ byla naměřena na UHMWPE disku testovaném proti CoCrMo pinu.
4. Otěr pinu byl měřen nepřímo ze šířky stopy. Nejnižší šířka stopy byla opět naměřena na dvojici PEEK proti PEEK, naopak nejvyšší šířka stopy byla naměřena na UHMWPE pinu proti PEEK.

Celopolymerní kloubní implantáty se jeví jako velice slibná alternativa v současnosti standartně využívaných kloubních implantátů vyráběných z keramických nebo kovových materiálů. Kombinací vhodných polymerních

materiálů lze docílit výrazně nižšího otěru, ale také snížení koeficientu tření, což jsou z hlediska výroby kloubních implantátů jedny z nejdůležitějších materiálových vlastností.

Testování metodou pin-on-disk však nereflektuje vliv geometrie kolenního kloubu na tvarovou stálost kontaktních ploch implantátu nebo na přístup lubrikantu do kontaktu testovaných dvojic, což může také významně ovlivnit výsledky tribologických zkoušek. Z toho důvodu by v dalších pracích měly být provedeny tribologické testy na simulátoru kolenního kloubu, který by tyto jevy dokázal odhalit a poskytnout objektivnější výsledky.

Použitá literatura

- [1] HUNTER, David J a Sita BIERMA-ZEINSTRA. Osteoarthritis. *The Lancet* [online]. 2019, **393**(10182), 1745-1759 [cit. 2023-03-16]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(19)30417-9
- [2] URBANOVÁ, Manika. Osteoartróza – projevy a léčba. *Revma Liga Česká republika, z.s.* [online]. Praha: Revmatologický ústav, 31. března 2015 [cit. 2023-03-16]. Dostupné z: <https://www.revmaliga.cz/aktualita/osteoartróza-projevy-a-lecba/>
- [3] ISO 5832-4. *Implants for surgery — Metallic materials — Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy*. 3. 2014.
- [4] ČSN EN ISO 5832-3 (856358). *Chirurgické implantáty - Kovové materiály - Část 3: Slitina titanu, hliníku 6 a vanadu 4 pro tváření*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2022
- [5] ISO 13356:2015. *Implants for surgery — Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)*. 3rd edition. 2015.
- [6] ISO 6474-2:2019. *Implants for surgery — Ceramic materials — Part 2: Composite materials based on a high-purity alumina matrix with zirconia reinforcement*. 2nd edition. 2019.
- [7] ISO 6474-1. *Implants for surgery — Ceramic materials — Part 1: Ceramic materials based on high purity alumina*. 2. Vernier, 2019.
- [8] KURTZ, Steven M. a Jim NEVELOS. PEEK Bearing Materials for Total Joint Replacement. *PEEK Biomaterials Handbook* [online]. Elsevier, 2019, 2019, 403-418 [cit. 2023-04-12]. ISBN 9780128125243. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-812524-3.00024-7
- [9] HEIN, M., K.-P. HOYER a M. SCHAPER. Additively processed TiAl6Nb7 alloy for biomedical applications. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* [online]. 2021, **52**(7), 703-716 [cit. 2023-02-21]. ISSN 0933-5137. Dostupné z: doi:10.1002/mawe.202000288
- [10] ISO 5832-12. *Implants for surgery — Metallic materials — Part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy*. 3. 2019.
- [11] MILOŠEV, Ingrid. CoCrMo Alloy for Biomedical Applications. *Biomedical Applications* [online]. Boston, MA: Springer US, 2012, 2012-07-10, 1-72 [cit. 2023-02-21]. Modern Aspects of

- Electrochemistry. ISBN 978-1-4614-3124-4. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-4614-3125-1_1
- [12] FIXED-BEARING POSTERO-STABILIZED HIFIT. *Ceraver* [online]. Roissy - France: Les laboratoires Osteal Médical [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: <https://www.ceraver.com/en/fixed-bearing-postero-stabilized-hifit/>
- [13] ISO 5832-11. *Implants for surgery — Metallic materials — Part 11: Wrought titanium 6-aluminium 7-niobium alloy*. 2. 2014.
- [14] ČSN EN ISO 5832-1. *Chirurgické implantáty - Kovové materiály - Část 1: Tvářená korozivzdorná ocel*. 5. Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2020.
- [15] ISO 5832-9. *Implants for surgery — Metallic materials — Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel*. 3. 2019.
- [16] BURNAT, B., G. DERCZ a T. BLASZCZYK. Structural analysis and corrosion studies on an ISO 5832-9 biomedical alloy with TiO₂ sol-gel layers. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* [online]. 2014, **25**(3), 623-634 [cit. 2023-02-23]. ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-013-5099-7
- [17] BOKOV, Dmitry, Abduladheem TURKI JALIL, Supat CHUPRADIT, et al. Nanomaterial by Sol-Gel Method: Synthesis and Application. *Advances in Materials Science and Engineering* [online]. 2021, **2021**, 1-21 [cit. 2023-02-23]. ISSN 1687-8442. Dostupné z: doi:10.1155/2021/5102014
- [18] RAHMATI, Maryam a Masoud MOZAFARI. Biocompatibility of alumina-based biomaterials—A review. *Journal of Cellular Physiology* [online]. 2019, **234**(4), 3321-3335 [cit. 2023-02-27]. ISSN 0021-9541. Dostupné z: doi:10.1002/jcp.27292
- [19] NEDOMA, Jiří a Jana ZVÁROVÁ, ed. *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Karolinum, 2006, 491 s. Biomedicínská informatika; 2. ISBN 80-246-1227-5.
- [20] CHEN, Yen-Wei, Joelle MOUSSI, Jeanie L. DRURY a John C. WATAHA. Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices* [online]. 2016, **13**(10), 945-963 [cit. 2023-04-29]. ISSN 1743-4440. Dostupné z: doi:10.1080/17434440.2016.1230017
- [21] HORÁK, Z., D. POKORNÝ, P. FULÍN, M. ŠLOUF, D. JAHODA a A. SOSNA. Polyetheretherketon (PEEK) – I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi. *Acta chirurgiae*

- orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca* [online]. Praha, 2010, (77), 463-469 [cit. 2023-01-30]. Dostupné z: <https://achot.actavia.cz/pdfs/ach/2010/06/03.pdf>
- [22] PATIL, Nikhil Avinash, James NJUGUNA a Balasubramanian KANDASUBRAMANIAN. UHMWPE for biomedical applications: Performance and functionalization. *European Polymer Journal* [online]. 2020, **125** [cit. 2023-02-21]. ISSN 00143057. Dostupné z: doi:10.1016/j.eurpolymj.2020.109529
- [23] ŠLOUF, Miroslav, Taťana VACKOVÁ, Martina NEVORALOVÁ, et al. ULTRAVYSOKOMOLEKULÁRNÍ POLYETHYLEN PRO KLOUBNÍ NÁHRADY SE ZVÝŠENOU ŽIVOTNOSTÍ. *Chem. Listy* [online]. Ústav makromolekulární chemie AV ČR, 1. Ortopedická klinika 1. LF UK a FN Motol, 2013, 6.9.2013, (107), 783-790 [cit. 2023-05-19].
- [24] DANGSHENG, Xiong. Friction and wear properties of UHMWPE composites reinforced with carbon fiber. *Materials Letters* [online]. 2005, **59**(2-3), 175-179 [cit. 2023-02-21]. ISSN 0167577X. Dostupné z: doi:10.1016/j.matlet.2004.09.011
- [25] GRUBOVA, Irina Yu., Maria A. SURMENEVA, Vladimir V. SHUGUROV, Nikolay N. KOVAL, Irina I. SELEZNEVA, Sergei M. LEBEDEV a Roman A. SURMENEV. Effect of Electron Beam Treatment in Air on Surface Properties of Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene. *Journal of Medical and Biological Engineering* [online]. 2016, **36**(3), 440-448 [cit. 2023-03-01]. ISSN 1609-0985. Dostupné z: doi:10.1007/s40846-016-0135-y
- [26] PREEDY, Emily Callard, Emmanuel BROUSSEAU, Sam L. EVANS, Stefano PERNI a Polina PROKOPOVICH. Adhesive forces and surface properties of cold gas plasma treated UHMWPE. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects* [online]. 2014, **460**, 83-89. ISSN 09277757. Dostupné z: doi:10.1016/j.colsurfa.2014.03.052
- [27] GALANTE, Jorge O. a William ROSTOKER. Wear in Total Hip Prostheses: An Experimental Evaluation of Candidate Materials. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. 2014, 1972, **43**(sup145), 1-46 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0001-6470. Dostupné z: doi:10.3109/ort.1972.43.suppl-145.01
- [28] ROSTOKER, W. a J. O. GALANTE. Some new studies of the wear behavior of ultrahigh molecular weight polyethylene. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. 1976, **10**(2), 303-310 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820100211

- [29] SCLIPPA, Ermes a K. PIEKARSKI. Carbon fiber reinforced polyethylene for possible orthopedic uses. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. 1973, 7(1), 59-70 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820070105
- [30] MCKELLOP, H., I. CLARKE, K. MARKOLF a H. AMSTUTZ. Friction and wear properties of polymer, metal, and ceramic prosthetic joint materials evaluated on a multichannel screening device. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. 1981, 15(5), 619-653 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820150503
- [31] MEDEL, Francisco, Steven M. KURTZ, Gregg KLEIN, Harlan LEVINE, Peter SHARKEY, Matthew AUSTIN, Matthew KRAAY a Clare M. RIMNAC. Clinical, Surface Damage and Oxidative Performance of Poly II Tibial Inserts After Long-Term Implantation. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants* [online]. 2008, 18(2), 151-165 [cit. 2023-04-12]. ISSN 1050-6934. Dostupné z: doi:10.1615/JLongTermEffMedImplants.v18.i2.40
- [32] SHI, Xiaomei, Yuezhen BIN, Daishui HOU a Masaru MATSUO. *Surface Characterization for Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene/Hydroxyapatite Gradient Composites Prepared by the Gelation/Crystallization Method* [online]. 2013, 5(5), 1768-1780 [cit. 2023-03-02]. ISSN 1944-8244. Dostupné z: doi:10.1021/am3030504
- [33] HEIDARI, Behzad Shiroud, Erfan OLIAEI, Hadi SHAYESTEH, Seyed Mohammad DAVACHI, Iman HEJAZI, Javad SEYFI, Mozhgan BAHRAMI a Hamid RASHEDI. Simulation of mechanical behavior and optimization of simulated injection molding process for PLA based antibacterial composite and nanocomposite bone screws using central composite design. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2017, 65, 160-176 [cit. 2023-03-02]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2016.08.008
- [34] VERMA, Shivam, Nitin SHARMA, Saurabh KANGO a Sumit SHARMA. Developments of PEEK (Polyetheretherketone) as a biomedical material: A focused review. *European Polymer Journal* [online]. 2021, 147 [cit. 2023-03-07]. ISSN 00143057. Dostupné z: doi:10.1016/j.eurpolymj.2021.110295
- [35] TOTH, Jeffrey M. Biocompatibility of PEEK Polymers. *PEEK Biomaterials Handbook* [online]. Elsevier, 2019, 2019, 107-119 [cit. 2023-03-11]. ISBN 9780128125243. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-812524-3.00008-9

- [36] COWIE, Raelene M, Adam BRISCOE, John FISHER a Louise M JENNINGS. PEEK-OPTIMA™ as an alternative to cobalt chrome in the femoral component of total knee replacement: A preliminary study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2016, **230**(11), 1008-1015 [cit. 2023-05-15]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1177/0954411916667410
- [37] POLINENI, VK, A WANG, A ESSNER, R LIN, A CHOPRA, C STARK a JH DUMBLETON. Characterization of Carbon Fiber-Reinforced Peek Composite for Use as a Bearing Material in Total Hip Replacements. *Alternative Bearing Surfaces in Total Joint Replacement* [online]. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International, 1998, 266-266-8 [cit. 2023-04-13]. ISBN 978-0-8031-2490-5. Dostupné z: doi:10.1520/STP128445
- [38] SONG, Jian, Dingding XIANG, Song WANG, Zhenhua LIAO, Junzhe LU, Yuhong LIU, Weiqiang LIU a Zhongxiao PENG. In vitro wear study of PEEK and CFRPEEK against UHMWPE for artificial cervical disk application. *Tribology International* [online]. 2018, **122**, 218-227 [cit. 2023-05-15]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2018.02.034
- [39] WANG, A, R LIN, C STARK a J.H DUMBLETON. Suitability and limitations of carbon fiber reinforced PEEK composites as bearing surfaces for total joint replacements. *Wear* [online]. 1999, **225-229**, 724-727 [cit. 2023-02-21]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(99)00026-5
- [40] BURRIS, David L. a W. Gregory SAWYER. A low friction and ultra low wear rate PEEK/PTFE composite. *Wear* [online]. 2006, **261**(3-4), 410-418 [cit. 2023-05-15]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2005.12.016
- [41] KORZINSKAS, Tadas, Ole JUNG, Ralf SMEETS, et al. In Vivo Analysis of the Biocompatibility and Macrophage Response of a Non-Resorbable PTFE Membrane for Guided Bone Regeneration. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 2018, **19**(10) [cit. 2023-05-15]. ISSN 1422-0067. Dostupné z: doi:10.3390/ijms19102952
- [42] HAMILL, Joseph, Kathleen M. KNUTZEN a Timothy R. DERRICK. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 4th edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2015. ISBN 978-0-7817-9128-1

- [43] LECAIN, Nicholas. *Tutorial of Hertzian Contact Stress Analysis* [online]. College of Optical Sciences, University of Arizona, Tucson, December 3, 2011 [cit. 2023-06-27]. Dostupné z: https://wp.optics.arizona.edu/optomech/wp-content/uploads/sites/53/2016/10/Tutorial_LeCainNicholas.pdf
- [44] ZARIBAF, Fedra Parnian. Medical-grade ultra-high molecular weight polyethylene: past, current and future. *Materials Science and Technology* [online]. 2018, **34**(16), 1940-1953 [cit. 2023-05-02]. ISSN 0267-0836. Dostupné z: doi:10.1080/02670836.2018.1469455
- [45] VOGEL, Danny, Matthias KLIMEK, Michael SAEMANN a Rainer BADER. Influence of the Acetabular Cup Material on the Shell Deformation and Strain Distribution in the Adjacent Bone—A Finite Element Analysis. *Materials* [online]. 2020, **13**(6) [cit. 2023-05-02]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma13061372
- [46] TECAPEEK TF10 blue: PEEK WITH PTFE. *Ensinger* [online]. [cit. 2023-05-02]. Dostupné z: https://www.ensingerplastics.com/en/shapes/products/peek-ptfe-tecapeek-tf10-blue?fbclid=IwAR1vTH40zYXK_-QacEx_pKgCfOQ2qHQnsUXa-19TV9cap-627iIKO940gi8
- [47] LIAO, Chengzhu, Yuchao LI a Sie Chin TJONG. Polyetheretherketone and Its Composites for Bone Replacement and Regeneration. *Polymers* [online]. 2020, **12**(12) [cit. 2023-05-02]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym12122858
- [48] WANG, Jiayu, Qiang ZHOU, Danming CHAO, Fangfei LI a Tian CUI. In situ determination of mechanical properties for poly(ether ether ketone) film under extreme conditions. *RSC Advances* [online]. 2017, **7**(14), 8670-8676 [cit. 2023-05-02]. ISSN 2046-2069. Dostupné z: doi:10.1039/C6RA27657A
- [49] ANAS, Ismail, Tabari Abdulkadir MUSA, Isyaku KABIRU, Abdulkadir Adekunle YISAU, Idris Sulaiman KAZAURE, Suwaid Muhammad ABBA a Saleh Muhammad KABIR. Digital radiographic measurement of normal knee joint space in adults at Kano, Nigeria. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine* [online]. 2013, **44**(2), 253-258 [cit. 2023-04-21]. ISSN 0378603X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrn.2013.03.005
- [50] WANG, Yuxing, Yubo FAN a Ming ZHANG. *Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element*

- models* [online]. 2014, **36**(4), 439-447 [cit. 2023-04-21]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2014.01.004
- [51] ABBOTT, Richard. Formulas for Stress and Deformations Due to Pressure Between Elastic Bodies. *Analysis and Design of Composite and Metallic Flight Vehicle Structures* [online]. 3 Edition. 2019 [cit. 2023-06-28]. Dostupné z: <https://www.abbottaerospace.com/aa-sb-001/12-joints/12-3-general-treatment-of-contact-stresses/12-3-1-formulas-for-stress-and-deformations-due-to-pressure-between-elastic-bodies/?fbclid=IwAR0wzFVR1FBZ-q7zt3Gkrd7zmat3n7ZWezn4AlFggLZoCDH1kkmf0ID6Htc>
- [52] THAMBYAH, Ashvin, James C.H. GOH a Shamal Das DE. *Contact stresses in the knee joint in deep flexion* [online]. 2005, **27**(4), 329-335 [cit. 2023-04-18]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2004.09.002
- [53] FUKUBAYASHI, Toru a Hisashi KUROSAWA. The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. 2009, **51**(1-6), 871-879 [cit. 2023-04-18]. ISSN 0001-6470. Dostupné z: doi:10.3109/17453678008990887
- [54] KUBÍČEK, Martin a Zdeněk FLORIAN. Stress strain analysis of knee joint. *Engineering MECHANICS* [online]. September 23, 2009, **16**(5), 315-322 [cit. 2023-04-18]. Dostupné z: http://www.engineeringmechanics.cz/pdf/16_5_315.pdf
- [55] COWIE, Raelene M., Adam BRISCOE, John FISHER a Louise M. JENNINGS. Wear and Friction of UHMWPE-on-PEEK OPTIMA™. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2019, **89**, 65-71 [cit. 2023-06-19]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2018.09.021
- [56] BROCKETT, Claire, Sophie WILLIAMS, Zhongmin JIN, Graham ISAAC a John FISHER. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [online]. 2007, **81B**(2), 508-515 [cit. 2023-06-19]. ISSN 15524973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.30691
- [57] LAI, Yu-Shu, Wen-Chuan CHEN, Chang-Hung HUANG, Cheng-Kung CHENG, Kam-Kong CHAN, Ting-Kuo CHANG a Gayle E. WOLOSCHAK. The Effect of Graft Strength on Knee Laxity and Graft In-Situ Forces after Posterior Cruciate Ligament Reconstruction. *PLOS ONE* [online].

2015, **10**(5) [cit. 2023-05-02]. ISSN 1932-6203. Dostupné z:
doi:10.1371/journal.pone.0127293

Seznam obrázků

Obr. 1	Kloubní implantát s femorální částí vyrobenou z CoCrMo, tibiální částí z TiAl ₆ V ₄ a s UHMWPE tibiální vložkou.	13
Obr. 2	Celopolymerní kloubní implantát s femorální částí vyrobenou z PEEK a tibiální částí z UHMWPE.	18
Obr. 3	Porovnání velikosti modulu pružnosti kovových a polymerních materiálů s modulem pružnosti kortikální kosti.	19
Obr. 4	Uvolněná uhlíková vlákna v kompozitu CFR-UHMWPE.	24
Obr. 5	Vliv přidání HA do UHMWPE. A) a B) závislost koeficientu tření na zatížení při teplotě lisování 150 °C (a) a 180°C (b), C) závislost rychlosti opotřebení na obsahu HA, D) šířka vrypu po nástroji, E) a F) závislost koeficientu tření na vzdálenosti při teplotě lisování 150 °C (e) a 180 °C (f).	26
Obr. 6	Povrch opotřebovaného vzorku CFR-PEEK testovaného in-vitro.	32
Obr. 7	Míra otěru CFR-PEEK v porovnání s konvenčně využívaným UHMWPE.	32
Obr. 8	a) Porovnání CFR-PEEK a UHMWPE při testování proti různým materiálům při nižších hodnotách zatížení. b) Porovnání CFR-PEEK proti oxidu hlinitému a UHMWPE proti kobalt-chromové slitině při vyšších hodnotách zatížení.	34
Obr. 9	<i>a) Model dolní poloviny člověka v softwaru OpenSim b) Souřadný systém simulace.....</i>	<i>37</i>
Obr. 10	<i>Průběh sil působících v kolenní ve směrech x, y, z (barevné označení směrů odpovídá označení na Obr. 9b).</i>	<i>37</i>
Obr. 11	Schéma pro výpočet Hertzových tlaků působících při metodě pin-on-disk.	38
Obr. 12	<i>Schéma zvolené geometrie pro výpočet Hertzových tlaků působících v kolenní kloubu.</i>	<i>40</i>
Obr. 13	RTG snímek kolenního kloubu pro odhad geometrie při stanovení kontaktních tlaků.	40
Obr. 14	<i>Schéma měření metodou pin-on-disk.</i>	<i>43</i>
Obr. 15	<i>Zjednodušené schéma měření na optickém profilometru.</i>	<i>44</i>
Obr. 16	<i>Tribometr HTT od společnosti CSM Instruments. Vzorek je upnut v zeleném přípravku, kde je zároveň ponořen do fyziologického roztoku PBS.</i>	<i>45</i>

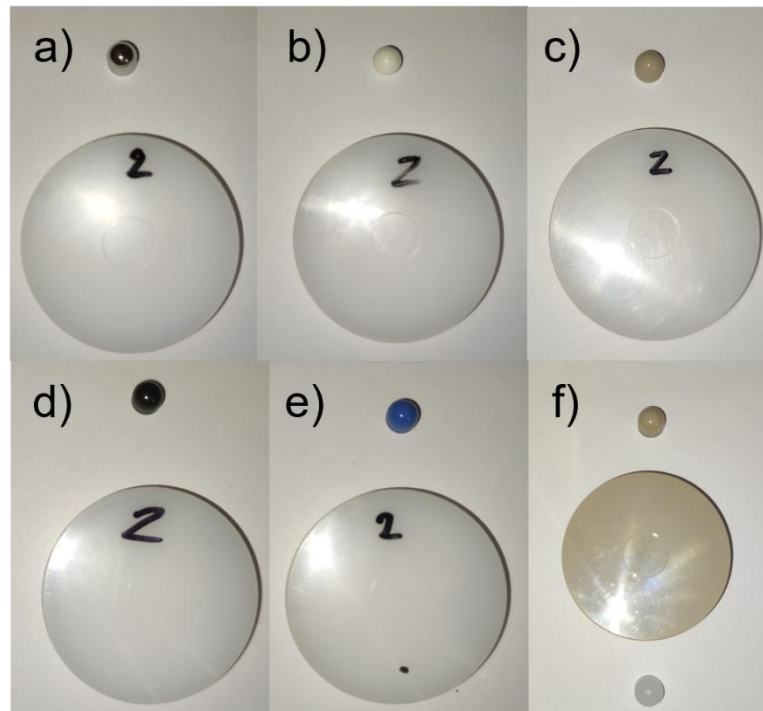
Obr. 17	<i>Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice CoCrMo x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.</i>	47
Obr. 18	<i>Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice Al₂O₃ x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.</i>	47
Obr. 19	<i>Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice PEEK x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.</i>	48
Obr. 20	<i>Průběh koeficientu tření zkušební dvojice s převrácenými materiály pinu a disku UHMWPE x PEEK v závislosti na počtu cyklů.</i>	49
Obr. 21	<i>Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice CFR-PEEK x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.</i>	49
Obr. 22	<i>Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice PTFE-PEEK x UHMWPE v závislosti na počtu cyklů.</i>	50
Obr. 23	<i>Průběh koeficientu tření dvou měření zkušební dvojice PEEK x PEEK v závislosti na počtu cyklů.</i>	50
Obr. 24	<i>a) Otěr na disku z UHMWPE proti CoCrMo. b) Otěr na pinu z CoCrMo proti UHMWPE.</i>	52
Obr. 25	<i>a) Otěr na disku z UHMWPE proti Al₂O₃. b) Otěr na pinu z Al₂O₃ proti UHMWPE.</i>	52
Obr. 26	<i>a) Otěr na disku z UHMWPE proti PEEK. b) Otěr na pinu z PEEK proti UHMWPE.</i>	53
Obr. 27	<i>a) Otěr na disku z PEEK proti UHMWPE. b) Otěr na pinu z UHMWPE proti PEEK.</i>	53
Obr. 28	<i>a) Otěr na disku z UHMWPE proti CFR-PEEK. b) Otěr na pinu z CFR-PEEK proti UHMWPE.</i>	54
Obr. 29	<i>a) Otěr na disku z UHMWPE proti PTFE-PEEK. b) Otěr na pinu z PTFE-PEEK proti UHMWPE.</i>	55
Obr. 30	<i>a) Otěr na disku z PEEK proti PEEK. b) Otěr na pinu z PEEK proti PEEK.</i>	55
Obr. 31	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CoCrMo.</i>	56
Obr. 32	<i>Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CoCrMo.</i>	57
Obr. 33	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z Al₂O₃.</i>	57
Obr. 34	<i>Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z Al₂O₃.</i>	58

Obr. 35	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PEEK.</i>	58
Obr. 36	<i>Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PEEK.</i>	59
Obr. 37	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v PEEK disku s třecím protikusem z UHMWPE.</i>	60
Obr. 38	<i>Profil rýhy v PEEK disku s třecím protikusem z UHMWPE.</i>	60
Obr. 39	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CFR-PEEK.</i>	61
Obr. 40	<i>Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z CFR-PEEK.</i>	61
Obr. 41	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v UHMWPE s třecím protikusem z PTFE-PEEK.</i>	62
Obr. 42	<i>Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PTFE-PEEK.</i>	62
Obr. 43	<i>Dvojměrný a trojměrný plošný profil stopy v PEEK disku s třecím protikusem z PEEK.</i>	63
Obr. 44	<i>Profil rýhy v UHMWPE disku s třecím protikusem z PTFE-PEEK.</i>	63
Obr. 45	<i>Porovnání koeficientů tření jednotlivých zkušebních dvojic v závislosti na počtu cyklů.</i>	66
Obr. 46	<i>Průměrné hodnoty otěru jednotlivých disků a jednotlivých šířek stop indikujících nepřímo přibližné opotřebení na pinu (popisky jsou ve formátu disk x pin).</i>	69

Seznam tabulek

Tab. 1.	Výsledky měření drsnosti a kontaktního úhlu po úpravě povrchu elektronovým svazkem.	22
Tab. 2	Výsledky měření smáčivosti po úpravě povrchu metodou studeného atmosférického plazmatu.	23
Tab. 3	Změna mechanických vlastností UHMWPE po přidání nanočástic HA.	26
Tab. 4	<i>Materiálové konstanty využité při výpočtu Hertzových kontaktních tlaků.</i>	39
Tab. 5	Hertzovy tlaky pro jednotlivé testované dvojice.	39
Tab. 6	Koeficienty tření jednotlivých třecích dvojic.	65
Tab. 7	Výsledné hodnoty celkového otěru, rychlosti opotřebení a hloubky a šířky dráhy jednotlivých zkušebních dvojic.	68

Přílohy



Obr. P1 Použité vzorky a) CoCrMo x UHMWPE b) Al_2O_3 x UHMWPE c) PEEK x UHMWPE d) CFR-PEEK x UHMWPE e) PTFE-PEEK x UHMWPE f) PEEK a UHMWPE x PEEK

Tab. P2 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy UHMWPE disku proti CoCrMo pinu

CoCrMo x UHMWPE					
První měření			Druhé měření		
Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
258,33	2,08	368	406,33	3,62	525
319,33	2,01	391	297,97	3,34	365
385,47	2,34	378	260,3	2,45	355
338,3	2,48	365	250,89	2,63	340
452,31	2,84	355	273,18	2,46	348
433,47	3,03	345	242,62	2,34	342
399,73	2,19	344	228,73	1,87	335
433,67	2,59	373	262,62	2,43	328
327,08	2	398	288,27	2,78	340
377,23	2,35	424	262,49	3,29	357
395,74	2,38	388	336,41	3,21	340
452,55	2,57	393	260,39	2,3	344
323,83	2,14	357	249,31	3,02	343
398,95	2,46	359	216,8	2,57	340
383,87	2,74	349	287,67	3,26	337
466	2,88	346	230,5	2,69	348

Tab. P3 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy UHMWPE disku proti Al₂O₃ pinu

Al ₂ O ₃ x UHMWPE					
První měření			Druhé měření		
Plocha [μm ²]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm ²]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
134,05	3,76	290	299,98	5,1	462
148,81	3,77	325	286,76	5,16	458
134,67	3,49	344	282,37	4,75	468
187,13	3,6	344	262,12	3	461
141,49	4,38	365	294,3	4,76	497
166,8	4,65	406	242,92	3,86	503
144,45	4,24	374	266,68	4,26	527
250,48	4,88	386	262,92	3,96	505
172,24	4,01	351	242,42	2,37	513
164,09	4,42	408	258,3	5,79	503
160,88	4,05	410	271,96	3,91	509
152,26	4,19	356	267,4	4,15	501
189,56	4,48	356	272,41	4,21	519
227,47	4,2	295	287,25	5,49	529
176,83	4,02	296	244,65	3,86	507
173,77	3,89	291	226,1	2,94	497

Tab. P4 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy PEEK disku proti UHMWPE pinu

UHMWPE x PEEK					
První měření			Druhé měření		
Plocha [μm ²]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm ²]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
71,33	1,92	532	X		
73,25	1,83	513			
69,58	1,91	516			
74,96	1,86	522			
5,31	0,24	471			
4,69	0,28	465			
7,43	0,23	474			
6,92	0,23	497			
39,52	1,43	402			
38,48	1,2	386			
35,39	1,24	406			
32,97	0,82	396			
18,07	0,57	524			
17,07	0,68	528			
19,93	0,7	534			
17,58	0,63	524			

Tab. P5 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy UHMWPE disku proti CFR-PEEK pinu

CFR-PEEK x UHMWPE					
První měření			Druhé měření		
Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
52,5	0,93	239	39,49	0,91	590
34,55	1,08	208	52,67	0,48	658
68,94	1,06	212	44,12	0,55	584
63,35	1,45	233	46,47	0,51	584
23,42	0,72	287	59,53	0,47	538
41,77	1,18	280	58,46	0,53	610
57,21	1,23	296	22,39	0,44	505
52,15	0,76	311	32,84	0,35	483
58,17	0,76	357	67,56	0,55	663
47,6	0,92	303	43,34	0,51	596
49,77	1,17	315	46,79	0,61	516
88,83	1,66	322	46,89	0,55	500
44,01	1,33	212	31,54	0,4	563
57,94	1,25	203	22,24	0,32	473
38,07	0,68	223	28,9	0,43	486
41,7	1,01	225	32,13	0,45	494

Tab. P6 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy UHMWPE disku proti PEEK pinu

PEEK x UHMWPE					
První měření			Druhé měření		
Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
129,07	2,66	335	179,06	3,36	581
107,27	2,26	332	143,89	3,45	564
82,38	2,44	342	157,86	3,29	553
126,53	2,39	334	164,82	3,83	559
74,93	2,44	346	143,41	3,86	580
81,66	2,16	332	149,1	3,27	585
103,84	2,13	335	160,23	3,25	580
120,64	1,78	334	206,13	3,92	548
171,17	2,27	344	169,9	3,2	539
139,08	2,2	346	149,17	3,17	589
149,94	2,71	335	154,6	3,25	556
106,88	1,98	325	150,87	3,49	560
162,6	2,44	502	155,28	4,38	578
112,46	2,27	358	191,35	3,78	545
177,33	3,63	348	178,78	3,52	547
138,47	2,33	388	254,66	3,71	562

Tab. P7 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy UHMWPE disku proti PTFE-PEEK pinu

PTFE-PEEK x UHMWPE					
První měření			Druhé měření		
Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
83,51	2,29	298	78,06	1,19	439
73,18	1,96	314	37,18	0,81	428
115,5	2,46	313	89,39	2,31	448
83,26	2,37	324	81,9	2,18	437
109,66	1,67	315	57,91	1,53	475
58,12	1,16	372	58,62	1,37	398
111,93	1,75	340	68,06	0,87	507
74,72	2,35	311	71,88	1,01	416
76,3	2,23	304	80,57	1,13	507
61,99	2,35	316	72,23	0,99	467
78,91	2,28	311	61,34	0,98	555
61,02	1,84	311	87,91	1,81	477
125,32	2,06	312	49,33	1,54	421
75,35	2,29	307	59,78	1,57	516
91,22	2,15	308	57,5	1,44	355
79,23	2,23	311	54,33	0,99	347

Tab. P8 Naměřené hodnoty plochy pod nulovou hladinou, hloubky dráhy a šířky dráhy PEEK disku proti PEEK pinu

PEEK x PEEK					
První měření			První měření		
Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]	Plocha [μm^2]	Hloubka [μm]	Šířka [μm]
46,38	2,42	333	32,32	0,65	417
44,88	2,29	331	33,13	0,73	325
37,52	1,79	339	26,28	0,81	356
42,13	1,98	330	22,27	0,76	349
26,51	0,62	346	14,04	0,38	381
24,86	0,7	339	15,07	0,33	309
31,04	0,84	348	14,3	0,26	367
24,26	0,85	325	15,54	0,32	387
43,95	1,96	322	8,44	0,22	355
63,94	2,73	311	15,47	0,55	344
48,67	1,75	307	14,74	0,48	335
52,37	2,66	327	14,05	0,4	338
28,56	0,45	397	18,14	0,41	386
33,83	0,48	399	15,28	0,61	349
25,41	0,55	386	13,61	0,51	359
22,86	0,41	387	16,24	0,52	395