



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ**

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

**STUDIUM TŘENÍ POVLAKOVANÝCH  
MATERIÁLŮ PRO KLOUBNÍ IMPLANTÁTY**

FRICITION INVESTIGATION OF COATED MATERIALS FOR JOINT IMPLANTS

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Adam Gelnar

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2023



## Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Adam Gelnar**  
Studijní program: Základy strojního inženýrství  
Studijní obor: Základy strojního inženýrství  
Vedoucí práce: **doc. Ing. David Nečas, Ph.D.**  
Akademický rok: 2022/23

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

### **Studium tření povlakovaných materiálů pro kloubní implantáty**

#### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Počet kloubních náhrad neustále narůstá. Navzdory pokroku v oblasti výzkumu a vývoje je však přetrvávající výzvou omezená životnost náhrad. Jelikož jsou nejčastějším důvodem selhání implantátu procesy související s opotřebením, je nutné detailně porozumět tribologickým procesům. Jedním ze způsobů, jak prodloužit životnost náhrady, může být nanesení povlaku na kontaktní plochy. Povlaky chrání povrchy proti otěru a celkově zlepšují tribologické vlastnosti náhrady. Předpokládá se, že vhodný typ povlaku může v blízké budoucnosti přinést zásadní průlom v oblasti implantologie.

Typ práce: výzkumná

### **Cíle bakalářské práce:**

Hlavním cílem je na základě testů v konfiguraci pin-on-plate popsat tribologické vlastnosti různých typů povlaků používaných u materiálů pro kloubní náhrady. Pozornost bude věnována vývoji součinitele tření a topografii povrchu. Práce se zaměří také na potenciální limity z pohledu delaminace vrstvy.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých prací zabývajících se povlaky kloubních náhrad,
- realizovat testy tření s uvažováním vratného pohybu pro několik typů povlaků,
- analyzovat topografii povrchu před a po provedených testech,
- kriticky zhodnotit výsledky a popsat výkonnost jednotlivých povlaků,
- diskutovat výsledky v kontextu aktuální vědecké literatury.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

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

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

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

### **Seznam doporučené literatury:**

CORONA-GOMEZ, J., S. SHIRI, M. MOHAMMADTAHERI a Q. YANG. Adhesion enhancement of DLC on CoCrMo alloy by diamond and nitrogen incorporation for wear resistant applications. *Surface and Coatings Technology*. 2017, 332, 120-127. ISSN 02578972.

CHOUDHURY, D., F. URBAN, M. VRBKA, M. HARTL a I. KŘUPKA. A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics implant interface. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, 45, 121-131. ISSN 17516161.

LOVE, C. A., R. B. COOK, T. J. HARVEY, P. A. DEARNLEY a R. J. K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. *Tribology International*. 2013, 63, 141-150. ISSN 0301679X.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

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

## ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním součinitele tření různých typů DLC povlaků aplikovaných na dvou základních materiálech využívaných pro kloubní náhrady. Cílem experimentů je rovněž porovnat tření v závislosti na kombinaci materiálové dvojice. Testy tření byly realizovány na tribometru Bruker UMT TriboLab v konfiguraci pin-on-plate. Analyzována byla také topografie povrchu před a po provedených testech. Z naměřených výsledků vyplývá, že nižší hodnoty součinitele tření vykazují piny proti UHMWPE destičce než proti sklu. Nepovlakované vzorky sice dosahovaly nižších hodnot tření, ovšem vykazovaly po testech jisté známky opotřebení, zatímco piny s DLC povlaky nikoli. Vzhledem k těmto poznatkům lze tedy předpokládat, že úprava povrchů běžně využívaných materiálů pomocí DLC povlaků může vést k prodloužení životnosti kloubních náhrad, a tedy výraznému pokroku v oblasti implantologie.

## KLÍČOVÁ SLOVA

Modifikace povrchů kloubních náhrad, součinitel tření, DLC povlaky, biotribologie, kloubní implantát

## ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the comparison of the coefficient of friction of different types of DLC coatings applied on two materials used for joint replacements. The experiments also aim to compare the friction as a function of the material pair combination. The friction tests were performed on a Bruker UMT TriboLab tribometer in a pin-on-plate configuration. The surface topography before and after the tests were also analyzed. The measured results show that the pins have lower friction coefficient values against the UHMWPE plate than against the glass. The uncoated samples, although having lower friction values, showed some signs of wear after the tests, while the pins with DLC coatings did not. In view of these findings, it can therefore be assumed that surface modification of commonly used materials with DLC coatings can lead to an extension of the lifetime of joint replacements, and therefore to significant advances in implantology.

## KEYWORDS

Surface modification of joint replacements, coefficient of friction, DLC coatings, biotribology, joint implant



## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

GELNAR, Adam. *Studium tření povlakovaných materiálů pro kloubní implantáty* [online]. Brno, 2023 [cit. 2023-02-01]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/149552>.  
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce David Nečas.





## PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych rád poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D. za cenné rady, vždy věcné připomínky, a především pak za veškerý čas, který mi během vypracování této práce věnoval. Také bych rád poděkoval panu Ing. Matúšu Ranušovi, Ph.D., který mě zasvětil do fungování veškerých potřebných přístrojů v laboratoři a nakopl tak mé experimenty k tíženému cíli. V neposlední řadě bych rád poděkoval své rodině za obrovskou podporu při studiu, a nejen během něj.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

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

.....

Podpis autora



# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>15</b>
2.1	Biotribologie	15
2.2	Stavba kloubu	15
2.3	Kloubní náhrady	16
2.4	Selhání implantátů	17
2.5	Materiály využívané pro kloubní náhrady	18
2.5.1	Kovové materiály	18
2.5.2	Keramické materiály	18
2.5.3	Polymery	19
2.5.4	Nejčastější kombinace	19
2.6	DLC	21
2.7	Současný stav poznání	22
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>34</b>
3.1	Analýza problému	34
3.2	Cíl práce	35
<b>4</b>	<b>MATERIÁL A METODY</b>	<b>36</b>
4.1	Experimentální zařízení	36
4.2	Použité materiály a jejich vzájemné kombinace	37
4.3	Kinematické a experimentální podmínky experimentu	38
4.4	Postup měření	40
4.5	Způsob vyhodnocení výsledků	40
4.6	Vyhodnocení topografie povrchu	41
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b>	<b>42</b>
5.1	Vyhodnocení součinitele tření pinů proti UHMWPE	42
5.2	Vyhodnocení součinitele tření pinů proti sklu	44
5.3	Analýza topografie povrchů pinů	47
5.4	Analýza smáčivosti povrchů	50

<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>53</b>
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>55</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>57</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>62</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>64</b>

# 1 ÚVOD

V současnosti můžeme sledovat nárůst potřeby výměny některého z kloubů lidského těla napříč populací. Mezi nejčastěji operované klouby řadíme především klouby kyčelní a kolenní. K těmto operacím dochází jednak díky degenerativním onemocněním kloubů, což můžeme připisovat zvyšujícímu se věku dožití lidí a dále také například častějším závažnějším zraněním při výkonu sportovních činností.

Operační zákroky výměny kolenních a kyčelních kloubů jsou již dnes velmi běžné, ovšem životnost takovéto náhrady se pohybuje pouze průměrně v rozmezí 15-20 let. Další případná reoperace je ale zpravidla náročnější a komplikovanější, a proto je v zájmu medicíny a obecně také společnosti jako takové prodloužit životnost těchto náhrad (endoprotéz).

U starších jedinců, kteří operaci podstupují v důsledku vyššího věku, životnost endoprotézy nemusí být zásadním problémem. Situace je ovšem odlišná u lidí, kteří kloub potřebují nahradit v nižším věku, například v důsledku zranění kloubu při vrcholovém sportu. V těchto případech se věda pokouší o prodloužení životnosti protéz na co nejdelší časový úsek, v ideálním případě na dožití.

Při činnosti nynějších standartních protéz totiž po určité době dochází vlivem tření kloubní hlavice s jamkou kloubu při pohybu k opotřebení. Tento jev má později za následek přítomnost nežádoucích otěrových částic implantátu v tělních tkáních, což může vést k nepříjemným zánětům, které později způsobují aseptické uvolnění náhrady. Proto je poté nutné podstoupit reoperaci.

Snaha mnoho výzkumů na celém světě je tedy najít takové řešení, které by dokázalo životnost kloubu prodloužit. V zásadě je možno zvolit několik cest. Jednak lze vyvinout zcela nový materiál kloubní náhrady, který by vykazoval lepší vlastnosti než stávající konvenčně používané implantáty. Další možností může být navržení povlaku nanoseného na běžné materiály náhrad. K dalšímu zlepšení může poté také eventuálně vést texturování povrchu implantátu.

Jelikož je povlakování dostupnější metodou ať už z pohledu ekonomického nebo výzkumného než vývoj materiálu nového, ubírám se ve své bakalářské práci touto cestou také já. Pozoruji chování více typů povlaků z hlediska tření a následně je mezi sebou porovnávám. Využívám několika typů tzv. DLC (diamond-like carbon) povlaků, které vykazují výborné vlastnosti z hlediska otěruvzdornosti a tvrdosti a díky tomu jsou tedy odolné vůči opotřebení. Zároveň nejsou DLC povlaky toxické, tudíž jsou bezpečné pro biologické použití. Mezi zkoumanými povlaky se snažím nalézt vhodný z pohledu nízkého koeficientu tření.

Toto téma jsem si vybral, jelikož mě velmi zajímá problematika medicíny kombinované se strojním inženýrstvím a konkrétně pak problematika kloubních náhrad jako takových,

jelikož v nich vidím velký potenciál jak z hlediska vědeckého, tak bezesporu také z hlediska obchodního.

Cílem práce tedy je zanalyzovat jednotlivé typy povlaků a eventuálně nalézt takový, který by svými výsledky mohl být zajímavý pro další zkoumání s potenciálem budoucího uplatnění v medicíně.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

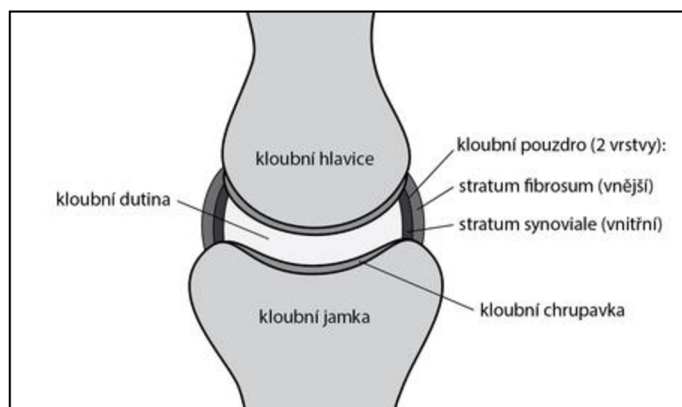
### 2.1 Biotribologie

Tribologie je vědní obor zabývající se třemi základními procesy: třením, opotřebením a mazáním. Obecně tedy popisuje interakci mezi dvěma povrchy doprovázenou třením, při které dochází k opotřebení materiálu. Povrchovou úpravou či použitím maziv můžeme přispět ke snížení tření mezi materiály. Tribologie je zároveň v současnosti velmi důležitým a také dynamicky se rozvíjejícím oborem strojního inženýrství [1].

Biotribologie je tedy v podstatě tribologie aplikovaná na živé organismy. Spojuje znalosti konstrukčního inženýrství s medicínskými obory a nabízí velice perspektivní vědecký prostor, neboť je důležité správně pochopit procesy opotřebení materiálů v lidském těle. Jednou ze složek biotribologie je také výzkum chování kloubních náhrad v těle, přičemž tato práce se bude konkrétněji věnovat studiu tření povlakovaných materiálů kloubních implantátů [2].

### 2.2 Stavba kloubu

Kloub jako takový představuje spojení kostí dotykem – tj. pohyblivé spojení kloubní (Obr. 2-1). Jedná se o spojení dvou či více kostí dotykem na styčných plochách. Většinou má jedna z těchto ploch vypouklý charakter, říkáme jí kloubní hlavice a druhá je vydutá – kloubní jamka. Při styku dvou kostí mluvíme o tzv. jednoduchých kloubech (např. kyčelní kloub), dále však rozlišujeme také tzv. klouby složené, kdy se stýkají více než dvě kosti, případně jsou mezi tyto kosti vloženy chrupavčité destičky, které zajišťují vyrovnání nesrovnalostí u zakřivených styčných ploch a také dovolují současné ohýbání a otáčení kloubu, jako je to například u kloubu kolenního. Povrch těchto kostí je chrupavčitý. Kostí jsou vzájemně po obvodu styčných ploch spojeny tzv. kloubním pouzdem. Uvnitř kloubního spoje, na vnitřní straně kloubního pouzdra, se nachází synoviální vrstva, která produkuje tzv. synovii (kloubní maz). Synovie zajišťuje několik důležitých funkcí: pomáhá ke snížení tření na styčných plochách kostí, zajišťuje přilnutí kloubních ploch k sobě a v neposlední řadě obsahuje potřebné živné látky pro chrupavky kontaktních ploch [3] [4].



Obr. 2-1 Řez obecným kloubem (převzato z [5])

## 2.3 Kloubní náhrady

### Náhrada kyčelního kloubu

Operační zákrok náhrady kyčelního kloubu patří v současnosti k nejčastějším výkonům v ortopedii. Nejčastěji k výměně kloubu dochází u pacientů, kteří trpí artrózou vyššího stupně způsobující bolesti a omezení pohybu. U starší populace se obvykle jedná o zlomeninu krčku stehenní kosti [6].

Samotný kloubní implantát se skládá z kloubní jamky nahrazující původní jamku v pánvi, dřívku umístěného ve stehenní kosti a kloubní hlavice (Obr. 2-2). Mezi hlavici a jamku kloubu se obvykle ještě vloží tzv. artikulační vložka snižující tření při pohybu. Jako materiál této vložky se obvykle volí polyetylen (UMHWPE), keramika nebo třeba sklo. Samotné endoprotézy se nejčastěji vyrábějí z kovů (především ze slitin kobaltu, chrómu a molybdenu nebo titanu [7]) či keramiky [6] [8].



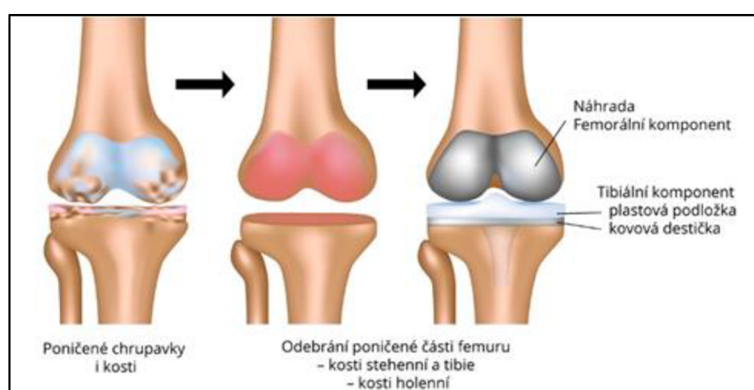
Obr. 2-2 Endoprotéza kyčelního kloubu (převzato z [9])



## Náhrada kolenního kloubu

Společně s operací kyčlí patří mezi nejčastější zákroky taky náhrady kolenních kloubů. Jedná se o operaci, při které je nahrazen celý kolenní kloub nebo jeho část. Do praxe byla uvedena po rozvoji totálních náhrad kyčelních kloubů [10].

Kloubní náhrada kolene se skládá ze dvou částí: femorální komponenty a tibiální komponenty (Obr. 2-3). Femorální komponenta je umístěna do stehenní kosti a oproti ní je do kosti holenní umístěna komponenta tibiální, která se skládá z kovové destičky a na ní ještě aplikované obvykle polyetylenové destičky (UHMWPE). Kovové části protézy se podobně jako u náhrad kyčlí nejčastěji vyrábí ze slitin kobaltu a chrómu nebo titanu [10].



Obr. 2-3 Endoprotéza kolenního kloubu (převzato z [11])

## 2.4 Selhání implantátů

Příčin selhání kloubních implantátů existuje celá řada. První skupinu označujeme jako tzv. technická selhání. Jde konkrétně o situace, kdy je samotný materiál náhrady vyřazen z provozu. Typicky může jít o křehký či houževnatý lom materiálu z důvodu jednorázového přetížení, nebo také o lom únavový způsobený dlouhodobým cyklickým zatěžováním. Další typ selhání může nastat v důsledku poškození povrchu třecích ploch. Poškození povrchu rozdělujeme do tří procesů: adhezivní opotřebení, kdy jde o tvorbu mikrosvarů a jejich následné porušení, abrazivní opotřebení, kdy dochází k úběru měkčího materiálu působením materiálu tvrdšího a také kontaktní únava. Všechny tyto procesy opotřebení povrchu mají za následek tvorbu volných částic materiálu uvnitř lidského těla. Tím dochází k interakci s biologickými buňkami, což vede k selháním tzv. biologickým. Největším problémem je tzv. aseptické uvolnění. K tomu dochází nejčastěji v případě periprotetické osteolýzy, což v jednoduchosti znamená úbytek kostní tkáně [12]. Zde mají negativní vliv částice UHMWPE či kovu, které se dostávají do kontaktu s tkáněmi v blízkosti kloubní náhrady. Jedná se o zánětlivý proces, který má za následek destrukci skeletu a úbytek kostní hmoty, což vede až k následnému uvolnění náhrady [13].

## 2.5 Materiály využívané pro kloubní náhrady

Kloubní implantáty jsou operovány do těla, aby svou funkcí nahradily původní lidské klouby, které již neplnily svůj úděl. Jelikož se jedná o umělý prvek v biologickém organismu, je primárně nutné, aby tyto náhrady byly s lidským tělem biokompatibilní, tedy aby dokázaly interagovat s organismem a nezpůsobovaly v něm alergické reakce. Dále je potřeba, aby byly schopny tyto materiály snášet vnitřní vlivy, což znamená, že musejí být odolné vůči opotřebením, vůči cyklickému namáhání, disponovat mechanickou pevností, být odolné vůči korozi a také příznivě reagovat s biologickými buňkami. V současné době se využívá materiálů kovových, keramických a polymerních [14].

### 2.5.1 Kovové materiály

Jedním z prvních materiálů využívaných pro kloubní náhrady byla nerezová ocel. Ovšem postupem času bylo její využití omezeno, jelikož tato ocel nevykazovala optimální vlastnosti. Austenitická nerezová ocel dosahovala příliš velkého koeficientu tření a zároveň byla její odolnost vůči opotřebením velice nízká. Mimo jiné bylo zjištěno, že nerezová ocel může způsobovat alergické reakce [15].

Mnohem častěji se tedy aplikují náhrady ze slitin kobaltu (nejčastěji slitina CoCrMo). Výzkumy ukazují, že slitiny kobaltu dosahují vyšší odolnosti vůči opotřebením než nerezové oceli a slitiny titanu. Přesto však může k opotřebením docházet, a to následně vést k zánětlivým reakcím. Proto se pro zlepšení vlastností, a přitom zachování vlastností kobaltových slitin jako základního materiálu využívá jejich povlakování [15].

Dalším z kovových materiálů využívaných pro náhrady kloubů je titan a jeho slitiny. Titan disponuje vysokou pevností a také výbornou únavovou odolností. Zároveň vykazují slitiny titanu potřebnou korozní odolnost. Výborná biokompatibilita a odolnost vůči korozi staví titan do pozice vhodného kandidáta pro kloubní náhrady. Negativní vlastnosti jako horší otěruvzdornost lze efektivně vyřešit povlakováním povrchu, které zároveň může vést k ještě lepší tvrdosti [15].

Kromě využití titanových materiálů pro kloubní náhrady se tyto slitiny běžně vyskytují také v jiných oblastech biomedicíny jako například kardiostimulátory, fixační šrouby po zlomenině kostí, protézy srdečních chlopní či zubní implantáty [15].

### 2.5.2 Keramické materiály

Keramické materiály vykazují vynikající korozní odolnost, vysokou pevnost a také biokompatibilitu. Jsou také velmi účinné proti opotřebením díky svému vysoce leštěnému povrchu vedoucímu k nízkému koeficientu tření. Nevýhodou těchto materiálů je ovšem

jejich křehkost, což je mnohdy zásadním problémem. Mezi nejběžnější zástupce keramiky v kloubních náhradách patří oxid hlinitý a zirkoničitý [16].

### 2.5.3 Polymery

V kloubních náhradách se také velice často využívá polyethylenu s mimořádně vysokou molekulovou hmotností (UHMWPE) díky jeho vynikajícím mechanickým vlastnostem a biokompatibilitě v lidském těle. Tento materiál se nejčastěji umísťuje jako vložka do kloubní jamky nebo je jamka z polyethylenu přímo vyrobena (Obr. 2-4) a přispívá ke snížení koeficientu tření mezi kontaktními materiály. Kombinace slitiny titanu Ti6Al4V společně s UHMWPE patří k nejvýznamnějším třecím dvojicím náhrad kolenních a kyčelních kloubů. Přestože se UHMWPE jeví jako ideální materiál v kombinaci s kovovými či keramickými materiály, jeho hlavním problémem je produkce mikro otěrových částic, které mohou časem způsobovat osteolýzu a s ní spojené aseptické uvolnění implantátu. Tento jev je jeden z hlavních důvodů, které vedou k nutné reoperaci náhrady [15].



Obr. 2-4 Kloubní jamka vyrobena z UHMWPE (převzato z [17])

### 2.5.4 Nejčastější kombinace

Mezi nejčastější kombinace materiálů využívaných pro kloubní implantáty řadíme kov na polyethylen (MoP) a keramiku na polyethylen (CoP). Jako další dvojice, ovšem již v menší míře zastoupeny, mohou být použity: keramika na keramiku (CoC), keramika na kov (CoM), kov na keramiku (MoC) či kov na kov (MoM). Kloubní hlavice se tedy výhradně nahrazuje kovem či keramikou, zatímco u kloubních jamek se mimo jiné využívá také polyethylen [16].

### **MoP – kov na polyethylen**

Jak již bylo zmíněno dříve, nejčastější kombinací je kovová hlavice v interakci s polyethylenovou jamkou. Přičemž z kovových slitin je nejčastější CoCrMo či Ti6Al4V, kdy nejnižší opotřebení vykazuje slitina kobaltu. Nejvíce využívaným polyethylenem je právě UHMWPE, který je ovšem vlivem nižší otěruvzdornosti nahrazován například síťovaným polyethylenem [16].

### **CoP – keramika na polyethylen**

Další možností náhrady je kombinace keramických materiálů s polyethylenem. Tento pár vykazuje nižší koeficient tření a s tím spojené menší opotřebení materiálu. Mimo to evidujeme lepší smáčivost povrchů při této kombinaci na rozdíl od využití kovu. Mezi nejčastější keramické materiály se řadí oxid hlinitý ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) nebo například oxid zirkoničitý ( $\text{ZrO}_2$ ). Velkou nevýhodou keramických materiálů je však jejich nízká lomová houževnatost a s tím spojená křehkost, což může vést k selhání implantátů [16].

### **CoC – keramika na keramiku**

Při využití keramiky na keramiku dostáváme příznivě nízké tření a nízkou hladinu opotřebení. Nejčastěji se používá oxid hlinitý či zirkoničitý na oxid hlinitý. Tyto páry vykazují nejnižší opotřebení v porovnání s ostatními kombinacemi. Jejich problémem je však mimo nízkou lomovou houževnatost také vrzání. K tomu dochází při kontaktu a pohybu dvou tvrdých povrchů vůči sobě. Může také docházet k výskytu mikrovibrací, což má negativní vliv na vhodnost těchto materiálů [16].

### **MoC – kov na keramiku**

V některých případech se volí kombinace kovové hlavice a keramické jamky z důvodu vyšší míry opotřebení při využití UHMWPE. Jelikož jsou keramické materiály výrazně tvrdší než materiály kovové, dochází k vyššímu opotřebení právě kovových částí. Z tohoto důvodu dochází k vyšším hodnotám opotřebení, pokud je jako materiál hlavice zvolen kov, jelikož právě hlavice vykonává hlavní pohyb v keramické jamce [16].

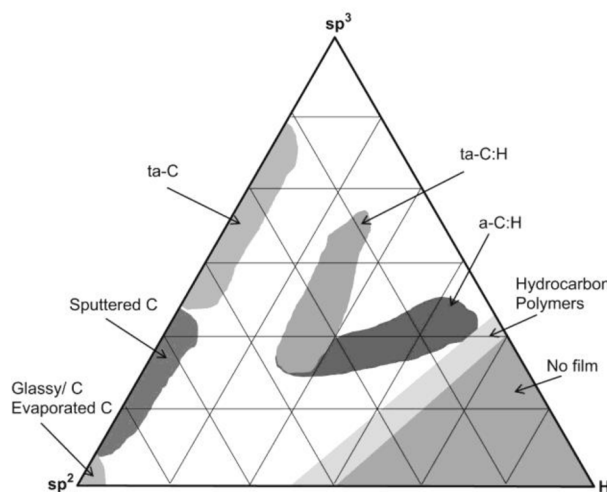
### **MoM – kov na kov**

Využití tzv. kovu na kov je výhodná zejména z pohledu odolnosti vůči opotřebení. Přesto se tato kombinace v dnešních dnech využívá velmi zřídka. Při interakci dvou kovových povrchů totiž dochází k výskytu kovových iontů, které jsou pro lidské tělo toxické a mohou způsobovat nežádoucí reakci organismu. Kovové ionty mohou způsobovat alergické reakce či vznik osteolýzy a následné selhání implantátu [16].

## 2.6 DLC

Jako vhodná cesta pro zlepšení vlastností běžně dostupných kloubních implantátů se jeví jejich povlakování. Mezi vhodné kandidáty na povlakování náhrad mohou být tzv. DLC (diamond-like carbon) povlaky, neboť vykazují řadu pozitivních vlastností. DLC povlaky jsou tedy velmi perspektivní z hlediska budoucího využití, avšak jejich opravdová využitelnost v biologických systémech dosud nebyla úplně potvrzena.

Jak již název povlaku napovídá, jedná se o uhlíkový povlak vykazující podobné vlastnosti přírodního diamantu. Mezi ty patří například nízký součinitel tření, vysoká tvrdost, vysoká odolnost vůči korozi či odolnost proti otěru. DLC povlaky se mezi sebou liší dle poměru  $sp^2$  a  $sp^3$  vázaného uhlíku a množství obsaženého vodíku (Obr. 2-5). Vazba  $sp^2$ , která je typická pro grafit obsahuje jednu dvojnou vazbu a dvě vazby jednoduché, což nám dává rovinné (planární) uspořádání. Zatímco  $sp^3$  se skládá ze tří jednoduchých vazeb tvořící tetraedrické uspořádání. Na základě samotných složení rozlišujeme povlaky ta-C, které jsou typické vysokým obsahem  $sp^3$ , dále a-C pro povlaky obsahující 40-80 %  $sp^3$  nebo a-C:H povlaky, ve kterých se vyskytuje zvýšené množství vodíku a často také vykazují zvýšení  $sp^2$ . Do jednotlivých konfigurací lze dodat další prvky, jako například křemík, který může zajistit další užitečné vlastnosti povlaku [7].



Obr. 2-5 Ternární fázový diagram pro tvorbu DLC (převzato z [7])

K povlakování běžně užívaných materiálů se využívá metody CVD, tedy metody chemického napařování, kdy je povlak nanášen na základní materiál chemickou reakcí vhodných plynů za vysoké teploty. Další způsob povlakování může nastat metodou PVD (napařování z pevné fáze), kdy je povlak vytvořen z pevného substrátu. Povlaky se většinou nanášejí na běžné materiály náhrad jako jsou například CoCrMO či Ti6Al4V [18] [7].

Vysoký rozvoj DLC povlaků se promítnul také do použití těchto povlaků v biologickém prostředí (Obr. 2-6). Povlaky vykazují výbornou odolnost vůči opotřebení a korozi a také disponují nízkou toxicitou v lidském těle. Neméně důležitým faktem je, že povlaky také dobře interagují s tělními buňkami. Ovšem o stoprocentní vhodnosti povlakování právě DLC zatím není jasno. Mnoho výzkumů ukazuje, že jsou tyto povlaky vhodnými kandidáty, ovšem některé tuto skutečnost plně nepotvrzují. Hlavní problém je v široké škále podmínek provedených experimentů. Je tedy v zásadě nemožné jednoduše jednotlivé výzkumy srovnávat. Proto je důležité podmínky nějakým způsobem zúžit a zajistit vyšší opakovatelnost testů, aby bylo možné dedukovat konkrétnější závěry [7] [19].



Obr. 2-6 DLC povlak na kloubní náhradě (převzato z [20])

## 2.7 Současný stav poznání

**Tribological behavior of uncoated and DLC-coated CoCr and Ti-alloys in contact with UHMWPE and PEEK counterbodies**, A. Escudeiro, M.A. Wimmer, T. Polcar, A. Cavaleiro [21]

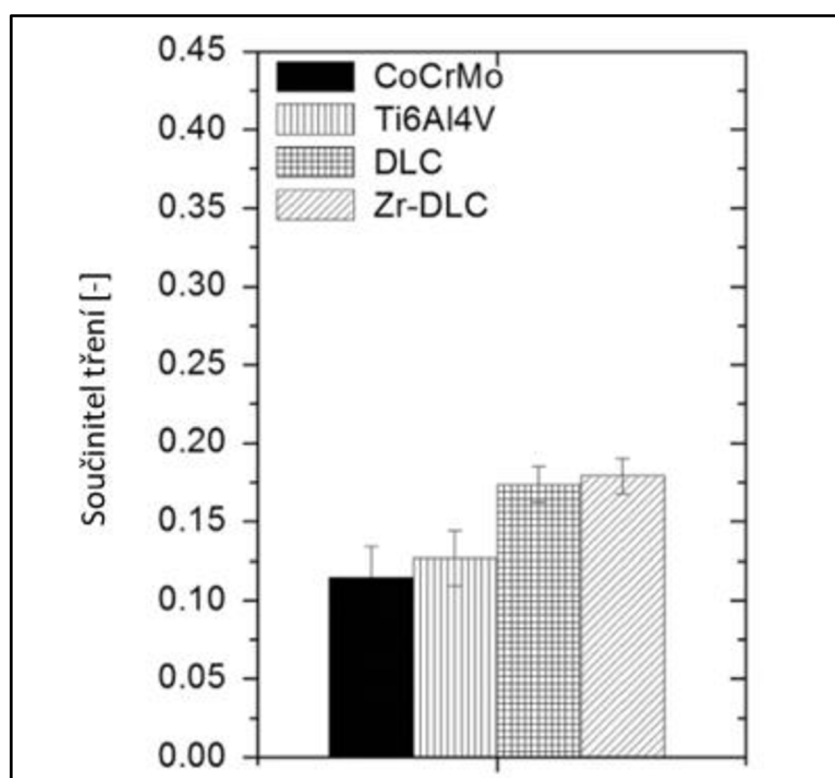
Studie využívá k testům tření tribometr OrthoPod se šesti měřicími stanicemi pracujícími v konfiguraci pin-on-disc. Na tomto zařízení lze ovládat otáčení pinů, otáčení disku a stanovovat zatížení. Navíc lze pohyby upravit tak, aby co nejlépe napodobovaly pohyby kloubu (např. křížení trajektorií pohybu).

Testovány byly piny vyrobené z CoCrMo a Ti6Al4V o průměru 9,5 mm. Navíc byly titanové piny povlakovány DLC povlakem (aC) a také povlakem Zr-DLC, ve kterém byly do struktury navíc přidány Zr pelety. Jako materiál disku byl zvolen běžně užívaný UHMWPE o průměru 40 mm.

Piny na stroji vykonávaly pohyb po dráze čtverce v oblasti 15 mm x 15 mm tak, aby byla vytvořena trajektorie křížového pohybu. Testy byly prováděny při frekvenci 1 Hz a při

stálém zatížení, kdy bylo cílem vyvinout jmenovitý kontaktní tlak 1,5 MPa. Jako mazivo v experimentu vystupuje telecí sérum (Tab. 2-1).

Studie zkoumala vývoj součinitele tření povlaků DLC a Zr-DLC na Ti6Al4V, přičemž byl testován také vzorek CoCrMo pro další porovnání. CoCrMo vykazoval nižší koeficient tření (okolo 0,11-0,12) oproti nepovlakovanému Ti6Al4V (cca 0,13). Oproti tomu povlakované materiály dosahovaly nepatrně vyšších hodnot tření, ovšem menších hodnot opotřebení oproti materiálům bez povlaku (Obr. 2-7). Zároveň jsou tyto povlaky v lidském těle biokompatibilní a vykazují dobrou korozní odolnost. Zr byl do DLC povlaku přidán za účelem zlepšení adhezni pevnosti a snížení zbytkového napětí povlaku.



Obr. 2-7 Hodnoty součinitele tření různých typů vzorků proti UHMWPE podle Escuderia a kol. (převzato a upraveno z [21])

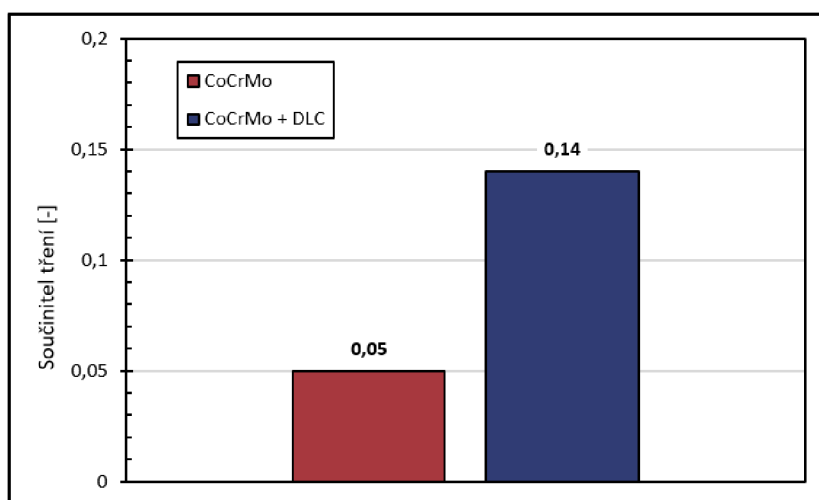
### **Tribological characterisation of diamond-like carbon coatings on Co–Cr–Mo alloy for orthopaedic applications, D. Sheeja, B.K Tay, S.P Lau, L.N Nung [22]**

Pro měření této studie byl využit komerčně používaný tribometr v konfiguraci pin-on-disc, na kterém lze realizovat jak translační, tak také rotační pohyb vzorků. Oproti jiným studiím zde jako materiál disku posloužil právě CoCrMo, resp. jeho povlakovaná varianta o průměru 30 mm. Jako protikus testu zde vystupuje pin vyroben z UHMWPE o průměru 6,35 mm.

Jako mazivo byla použita simulovaná tělesná tekutina obsahující anorganické ionty v koncentracích blízkým krevní plazmě.

Experiment byl prováděn při rychlosti pohybu 6 cm/s a konstantním zatížení 10 N. Testy byly provedeny při dvou různých drsnostech povrchu disku (konkrétně 0,02  $\mu\text{m}$  a 0,06  $\mu\text{m}$ ), ovšem tyto rozdílné hodnoty neměly na výsledné tření zásadní vliv (Tab. 2-1).

V rámci experimentu bylo provedeno 120 000 cyklů, přičemž nepovlakovaný CoCrMo dosáhl průměrné hodnoty součinitele tření 0,05. Naopak součinitel tření slitiny s DLC povlakem vystoupal k hodnotě 0,14 (Obr. 2-8). Lze tedy konstatovat, že povlakovaný vzorek nevykazuje zlepšené tribologické chování, co se týče součinitel tření. Jeho výhodou ovšem zůstává vyšší tvrdost a lepší korozní odolnost.



Obr. 2-8 Hodnoty součinitele tření CoCrMo vzorků proti UHMWPE podle Sheeje a kol. (převzato z [22])

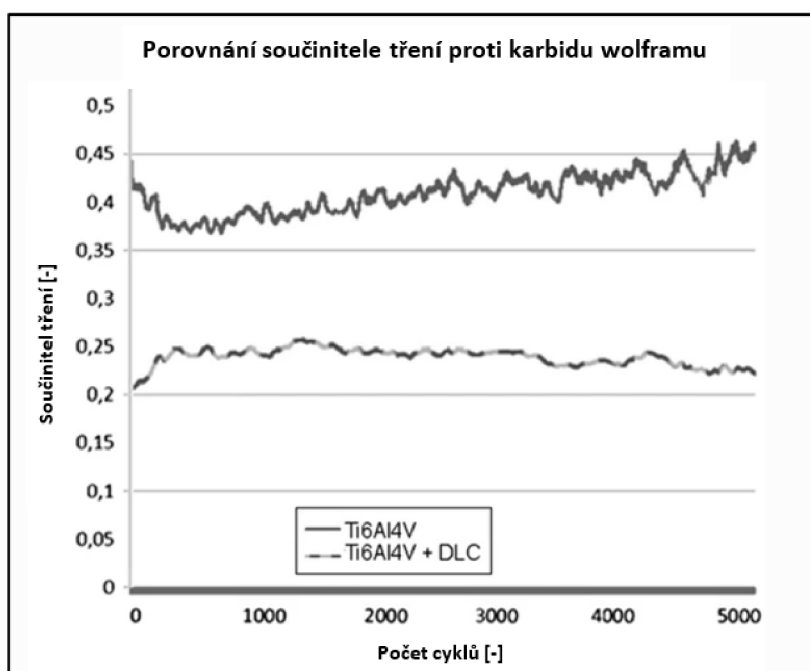
### **Treating orthopedic prosthesis with diamond-like carbon: minimizing debris in Ti6Al4V**, Luciane Y. S. Oliveira, Neide K. Kuromoto & Carlos J. M. Siqueira [23]

Tato studie se věnuje porovnání tribologických vlastností Ti6Al4V s jeho povlakovanou verzí. K měření byl použit reciproční lineární tribometr od společnosti CSM Instruments. Titanové disky průměru 15,88 mm byly testovány proti tvrdému protikus, kterým byl pin z karbidu wolframu o průměru 6 mm. Experiment byl proveden za sucha a zkoumalo se chování titanové slitiny s DLC povlakem. Průměrné hodnoty drsnosti povrchu před měřením byly udržovány v rozmezí  $(0,04 \pm 0,013) \mu\text{m}$ , aby dosáhly srovnatelnosti s reálnými drsnostmi ortopedických zařízení. Kinematické a zátěžné podmínky experimentu pak můžeme vidět v Tab. 2-1.

Výsledné získané hodnoty součinitele tření dosahovaly nižších hodnot v případě použití DLC povlaku (Obr. 2-9). Tento výsledek potvrzuje výborné kluzné vlastnosti grafitu



obsaženého v těchto povlacích. Se zvyšujícím se počtem cyklů je navíc tento povlak stabilní. Naopak nepovlakovaný Ti6Al4V svou hodnotu součinitele tření zvyšuje z důvodu hromadění nečistot z opotřebení



Obr. 2-9 Hodnoty součinitele tření Ti6Al4V vzorků proti karbidu wolframu podle Oliveiry a kol. (převzato a upraveno z [23])

### **A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics implant interface,** Dipankar Choudhury, Filip Urban, Martin Vrbka, Martin Hartl, Ivan Krupka [19]

Studie zkoumá hodnoty koeficientu tření pomocí kyvadlového simulátoru kyčelního kloubu. Tento simulátor dokáže měřit tření v konformním kontaktu mezi hlavicí a jamkou při požadovaných podmínkách kyčelního kloubu jako je zatížení, teplota, frekvence pohybu a mazivo. Drobným nedostatkem je, že stroj dokáže vykonávat pouze flexi a extenzi kyčelního kloubu.

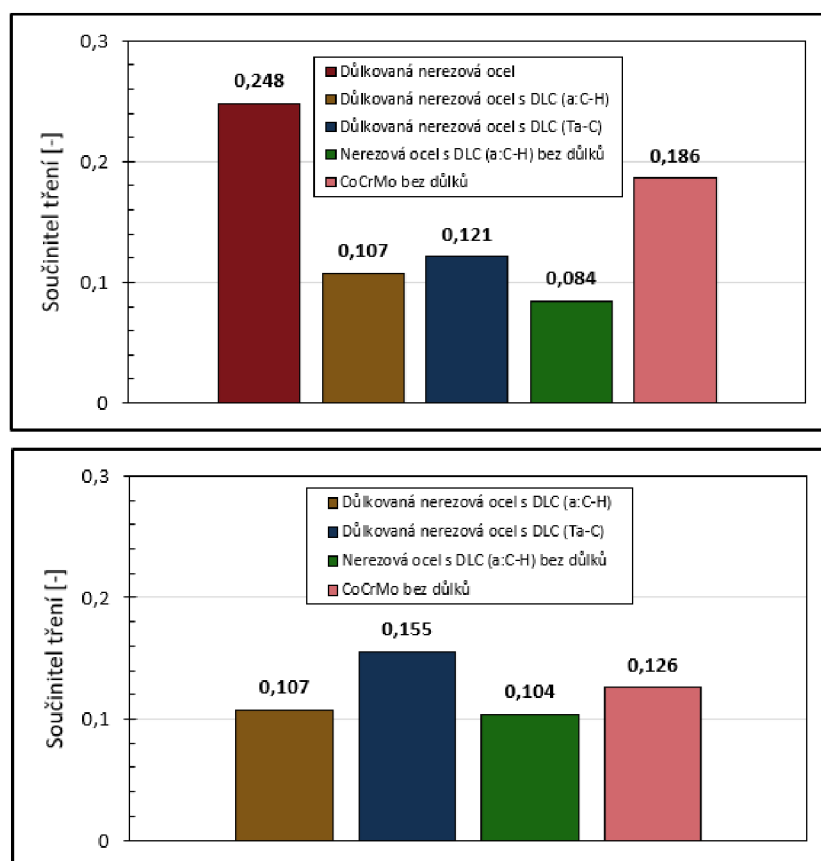
Během testování je využito tří různých důlkovaných typů hlavic – nepovlakovaná nerezová ocel, povlakovaná nerezová ocel s DLC (a:C-H) a povlakovaná nerezová ocel s DLC (Ta-C) a také dva nedůlkované typy hlavic – CoCrMo a povlakovaná nerezová ocel s DLC (a:C-H). Všechny hlavy byly měřeny proti keramické jamce BioloX Delta. Průměr jednotlivých hlavic z nerezové oceli činil 25 mm, přičemž průměr hlavic z CoCrMo a keramické jamky dosahoval hodnoty 28 mm.

Pro experiment byl využit kyvadlový simulátor, který měří úhlovou rychlost jako funkci výchylky kyvného pohybu, ze které je následně možné určit výsledný koeficient tření.

Samotné kyvadlo je před měřením nastaveno do určitého úhlu, ze kterého následně volně kmitá, což v podstatě simuluje právě flexi a extenzi kloubu. Konkrétní experimentální podmínky lze vidět v Tab. 2-1.

V rámci experimentu byla také provedeno měření drsnosti povrchu na přístroji Bruker Contour GT-I. Data ukázala, že hlavice z CoCrMo mají nejnižší drsnost povrchu před testy a to přibližně 24 nm. Dále lze pozorovat, že k nejvyšším nárůstům hodnot drsností dochází u nepovlakovaných materiálů a nejvíce konkrétně u nerezové oceli, kdy se dostáváme až k hodnotě 328 nm. Naopak nejmenších změn nastává u texturovaných povrchů (Tab. 2-1).

Koeficient tření povlakované nerezové oceli bez důlků vykazuje nejnižší hodnoty tření po první sadě měření. Nejhůře zde vychází důlkovaná nepovlakovaná nerezová ocel, tudíž se již dále neuvažuje. Povlakovaná nerez bez textury povrchu dosahuje nejnižšího tření také po deseti měřeních, přičemž hodnota pomalu narůstá. Hodnota této stejné nerez, tentokrát ovšem s texturou povrchu, po první poněkud vyšší hodnotě součinitele tření poklesne a poté podobně jako u nerez bez textury pomalu narůstá do podobné velikosti. Důlkované oceli s povlakem Ta-C opět součinitel tření roste a po desátém měření je mezi vzorky nejvyšší. Jediný vzorek, který své tření během měření snižuje je nepovlakovaný CoCrMo bez textury povrchu (Obr. 2-10).



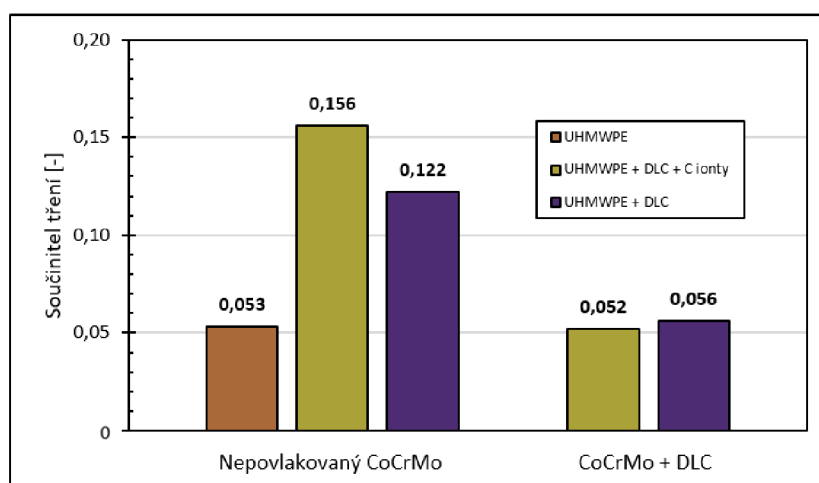
Obr. 2-10 Hodnoty součinitele tření různých hlavic proti keramické jamce po 1. měření (horní); po 10. měření (spodní) podle Choudhuryho a kol. (převzato z [19])

## Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DLC-coated Co–Cr–Mo, D. Sheeja, B. K. Tay, L. N. Nung [24]

Experimentální studie realizuje svá měření na komerčně dostupném tribometru od společnosti CSM Instruments, které pracuje v konfiguraci pin-on-disc. Materiálem disku byla zvolena slitina CoCrMo o průměru 30 mm a tloušťce 3 mm. Průměrná hodnota drsnosti povrchů disků odpovídala 0,01-0,02  $\mu\text{m}$ . Pro účel testů zůstaly některé disky nepovlakovány, přičemž na další byl nanesen DLC povlak. Testované piny byly vyrobeny z UHMWPE o průměru 6,35 mm. Během experimentu bylo využito tří modifikací použitých pinů. Jednou z nich byl nepovlakovaný UHMWPE pin a dalšími dvěma typy byly povlakované piny pomocí DLC, přičemž se do některých implementovaly navíc také C ionty.

Veškeré testy byly prováděny za konstantního zatížení 5 N při lineární rychlosti 3 cm/s. Rotační pohyb byl konán na poloměru 5 mm, přičemž při experimentu bylo využito také simulované tělesné kapaliny (Tab. 2-1). Navíc byly UHMWPE piny v této kapalině namočený již po dobu dvou týdnů před testy.

Studie porovnává hodnoty součinitele tření různě upravených UHMWPE pinů proti nepovlakovanému CoCrMo disku, ale také proti variantě s DLC povlakem. V první fázi je použit nepovlakovaný disk. Při testování obou současně nepovlakovaných povrchů je hodnota tření nejnižší – zhruba 0,05. Zatímco při použití DLC povlaku proti disku bez povlaku hodnoty lehce narostly (0,12-0,16), nicméně nepatrně nižšího tření je dosaženo u UHMWPE pinu s implementovanými C ionty. Při měření, kdy byly oba materiály povlakovány, data ukazují, že je zde koeficient tření velmi nízký. Jak piny s implementovanými C ionty, tak i ty bez nich, mají svůj součinitel tření okolo hodnoty 0,05 (Obr. 2-11). Tato data tedy naznačují, že při povlakování obou třecích povrchů můžeme získat nižší hodnoty tření a obecně lepší tribologické vlastnosti.



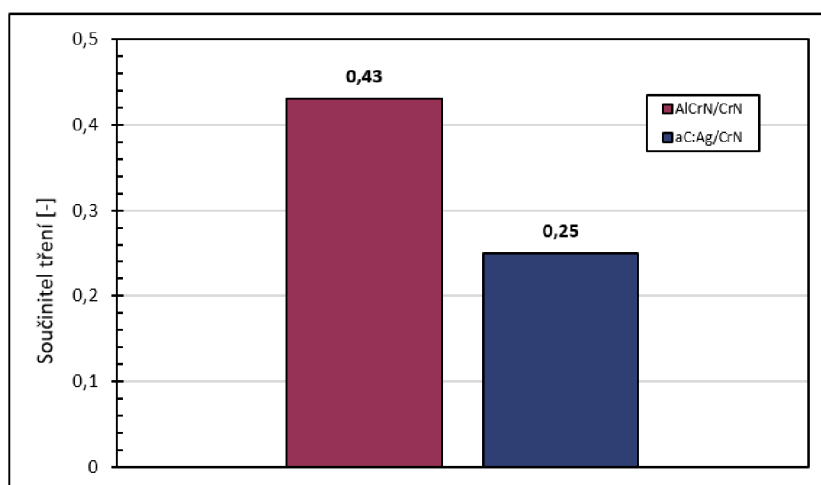
Obr. 2-11 Hodnoty součinitele tření UHMWPE vzorků proti CoCrMo podle Sheeja a kol. (převzato z [24])

## Mechanical and tribological assessment of composite AlCrN or a-C:Ag-based thin films for implant application, Lokeswar Patnaik, Saikat Ranjan Maity, Sunil Kumar [25]

Při této studii byl k testům využit tribometr TR20LE společnosti DUCOM využívající metodu ball-on-disc. Jako výchozí materiál disků byla použita nerezová ocel 316LVM, na kterou byla nejdříve vytvořena vrstva CrN a ta byla posléze opatřena dvěma povlaky – AlCrN a a-C:Ag, čímž vznikly kompozitní povlaky AlCrN/CrN a a-C:Ag/CrN. Průměr disku činil 30 mm a jeho tloušťka 5 mm. Jako protikus byly využity kuličky o průměru 6 mm ze slitiny Ti6Al4V.

Samotné tribotesty byly provedeny při stálém zatížení 5 N a rychlosti pohybu 0,1 m/s. Kulička vyvíjela kontaktní tlak 1 GPa a pohybovala se na poloměru 18 mm. Současně byla v experimentu přítomna simulovaná tělesná tekutina a celý experiment byl udržován při teplotě  $37 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$  (Tab. 2-2).

Vyšších hodnot tření dosahuje kompozitní povlak AlCrN/CrN (0,43), což je přisuzováno vysoké afinitě mezi Ti a Al. Naopak nižší koeficient tření byl naměřen u povlaku aC:Ag/CrN (0,25) ovšem při celkově větším opotřebení ploch oproti prvnímu povlaku (Obr. 2-12).



Obr. 2-12 Hodnoty součinitele tření kompozitních povlaků proti Ti6Al4V podle Patnaika a kol. (převzato z [25])

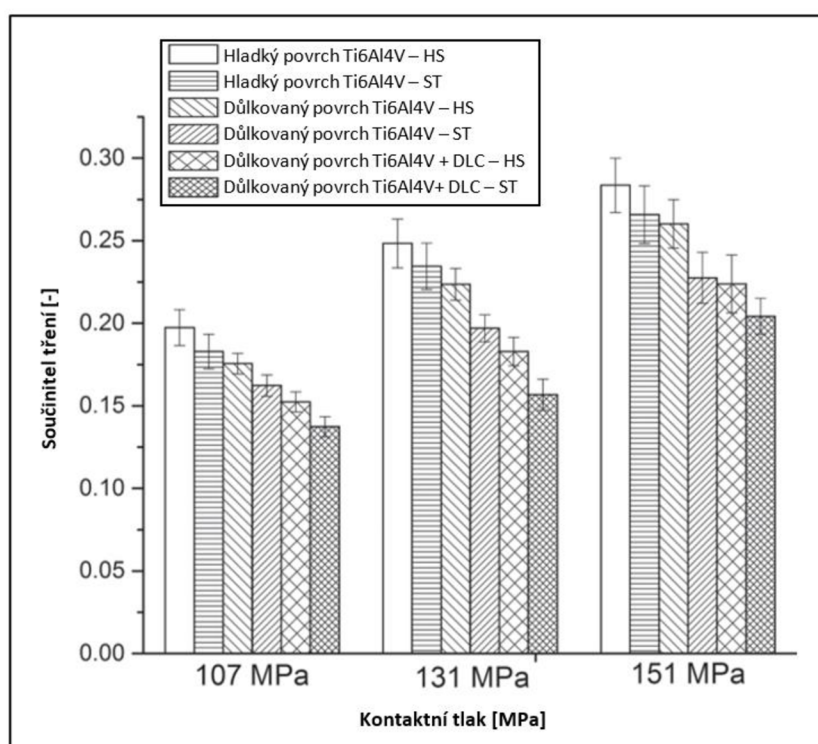
## Tribological investigation of diamond-like carbon coated micro-dimpled surface under bovine serum and osteoarthritis oriented synovial fluid, Subir Ghosh, Dipankar Choudhury, Taposh Roy, Azuddin Bin Mamat, H. H. Masjuki, Belinda Pinguan-Murphy [26]

K měření této studie byl použit tribometr TR 238 Series společnosti DUCOM pracující v konfiguraci pin-on-disc, ovšem v tomto případě pin (válec) leží nehybně na disku podél

své povrchy a disk koná reciproční pohyb, při které se materiály vzájemně třou (uspořádání experimentu viz. [27]). Jak pin, tak také disk byly vyrobeny z komerčně dostupné slitiny Ti6Al4V, přičemž rozměry diskové plochy byly 15 x 15 x 6 mm. Titanový válec byl vyroben s průměrem 6 mm a délkou také 6 mm. Disková plocha byla testována ve třech provedeních: neupravený hladký povrch, důlkovaný povrch a důlkovaný povrch s DLC povlakem. Průměrná drsnost povrchu všech měřených desek byla 0,05  $\mu\text{m}$ .

Při testech byly použity celkem tři hodnoty zatížení – 10, 15 a 20 N, což odpovídá kontaktním tlakům 107, 131 a 151 MPa. Rychlost pohybu desky byla 20 mm/s a experiment byl proveden za stálé teploty 37 °C při využití dvou různých maziv – hovězího séra (HS) a synoviální tekutiny (ST) (Tab. 2-2).

Test tření byl proveden při třech různých hodnotách zatížení a z Obr. 2-13 lze vidět, že při nárůstu kontaktního tlaku dochází také k nárůstu koeficientu tření. Například při zvýšení kontaktního tlaku ze 107 MPa na 131 MPa dochází k zvýšení o zhruba 25 %. Zároveň lze pozorovat, že nejnižší hodnoty tření jsou naměřeny u texturovaného a současně povlakovaného povrchu, zatímco nejvyšší tření se vyskytuje u hladkého povrchu desky (snížení o 33 % vlivem úpravy povrchu při kontaktním tlaku 131 MPa a použití ST). V neposlední řadě lze sledovat, že důležitým faktorem měření je také použité mazivo. Obecně nižších hodnot součinitele tření je dosaženo při mazání pomocí synoviální tekutiny, která navíc lépe vystihuje podmínky lidského organismu.

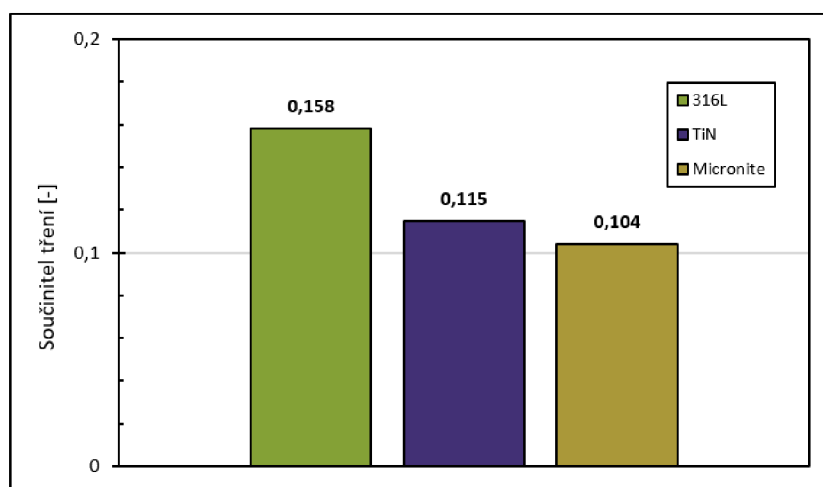


Obr. 2-13 Hodnoty součinitele tření různě upravených Ti6Al4V vzorků proti Ti6Al4V podle Ghoshe a kol. (převzato a upraveno z [26])

V této studii byl využit tribometr (konkrétní název blíže neuveden) pracující v konfiguraci pin-on-disc. Byly použity piny z UHMWPE o průměru 3 mm (kontaktní plocha cca 7 mm<sup>2</sup>) a disky z nerezové oceli 316L o průměru 80 mm a tloušťce 4 mm. Tyto disky byly použity jednak bez povlaku, ale také povlakované pomocí TiN a také mikronitu. Drsnosti povrchů jednotlivých materiálů byly následující: 0,104 ± 0,033 μm (316L), 0,169 ± 0,041 μm (TiN) a 0,176 ± 0,046 μm (mikronit).

Tribotesty byly provedeny při kontaktním tlaku 9 MPa, přičemž pin konal rotační pohyb kolem své osy úhlovou rychlostí 60 min<sup>-1</sup> a zároveň se pohyboval po disku rychlostí 100 mm/s. Jako mazivo bylo využito hovězí sérum a během celého experimentu byla udržována teplota 37 °C (Tab. 2-2).

Ze samotných testů koeficientu tření lze pozorovat nejvyšší hodnotu u nerezové oceli 316L (0,158) a naopak nejnižší při využití mikronitu (0,104), přičemž mikronit vykazoval také nižší opotřebení než TiN (Obr. 2-14). Změny drsností povrchů jednotlivých vzorků lze pozorovat v Tab. 2-2.



Obr. 2-14 Hodnoty součinitele tření různých typů povlaků proti UHMWPE podle Hoseiniho a kol. (převzato z [28])

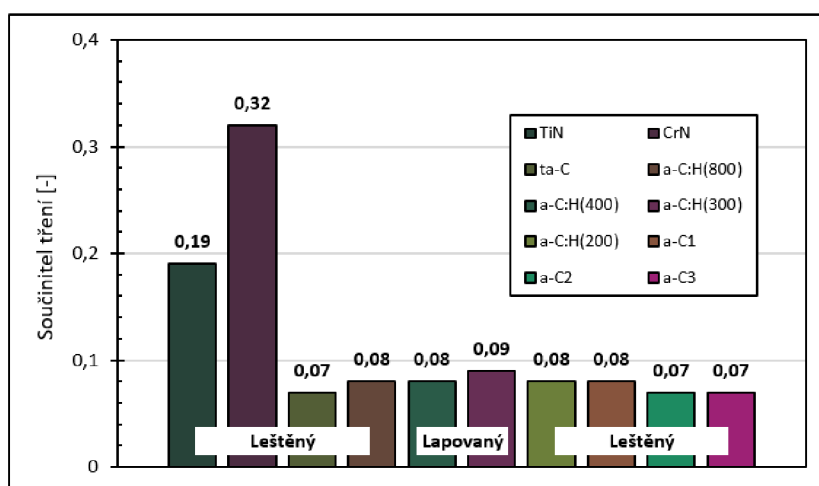
**Potential of wear resistant coatings on Ti-6Al-4V for artificial hip joint bearing surfaces**, W. Österle, D. Klaffke, M. Griepentrog, U. Gross, I. Kranz, Ch. Knabe [29]

Studie využila tribometru (konkrétní název blíže neuveden) v konfiguraci pin-on-plate konající vratný translační pohyb. Byly použity destičky o průměru 30 mm a tloušťce 10 mm vyrobené z Ti6Al4V. Ty byly následně povlakovány 7 různými povlaky: TiN, CrN, ta-C,

a-C:H (při různých hodnotách předpětí při nanášení povlaku) a třemi a-C od tří různých dodavatelů. Drsnosti povrchů jednotlivých destiček se pohybovaly v rozmezí 0,01 – 0,02  $\mu\text{m}$ . Oproti destičce působila hliníková koule o průměru 10 mm a drsnosti povrchu 0,013  $\mu\text{m}$  (leštěný povrch) resp. 0,01  $\mu\text{m}$  (lapovaný povrch).

Všechny testy byly provedeny při stejných podmínkách – při zátěžné síle 10 N, frekvenci pohybu 2 Hz a dráze 2 mm. Kontaktní tlak dosahoval průměrné hodnoty 600 MPa a celý experiment probíhal při teplotě 23 °C a za přítomnosti destilované vody (Tab. 2-2).

Experiment ukázal, že nejvyšší hodnotu koeficientu tření má povlak CrN (0,32), mírně nižší povlak TiN (0,19). Ostatní povlaky na bázi uhlíku vykazovaly podobný součinitel tření s hodnotami okolo 0,08 (Obr. 2-15).



Obr. 2-15 Hodnoty součinitele tření různých typů povlaků proti hliníkové kouli podle Österleho a kol. (převzato z [29])

Tab. 2-1 Experimentální podmínky měření jednotlivých studií

Studie	Způsob testování	Experimentální podmínky	Použitý materiál	Použitý materiál	Drsnost povrchu
A. Escudeiro a kol. [21]	Konfigurace pin-on-disc	Kontaktní tlak: 1,5 MPa Frekvence: 1 Hz Mazivo: telecí sérum Teplota: 37 °C	Piny: CoCrMo Ti6Al4V Ti6Al4V + DLC Ti6Al4V + Zr-DLC	Disk: UHMWPE	Před testy: 0,008 ± 0,001 μm (CoCrMo) 0,020 ± 0,013 μm (Ti6Al4V)
D. Sheeja a kol. [22]	Konfigurace pin-on-disc	Zatížení: 10 N Rychlost: 6 cm/s Mazivo: sim. tělesná tekutina Počet cyklů: 120 000	Pin: UHMWPE	Disky: CoCrMo CoCrMo + DLC	Před testy: 0,02 μm a 0,06 μm
Luciane Y. S. Oliveira a kol. [23]	Reciproční lineární pohyb	Zatížení: 5 N / 10 N (u DLC) Amplituda: 4 mm Frekvence: 2 Hz Počet cyklů: 5 000	Pin: Karbid Wolframu	Destičky: Ti6Al4V Ti6Al4V + DLC	Před testy: 0,04 ± 0,013 μm
Dipankar Choudhury a kol. [19]	Kyvadlový simulátor	Zatížení: 1750 kN Frekvence: 0,5 Hz Počáteční úhel: 16° Mazivo: hovězí sérum (25 %) Teplota: 37 °C	Hlavice: Důlkovaná nerezová ocel Důlkovaná nerezová ocel s DLC (a:C-H) Důlkovaná nerezová ocel s DLC (Ta-C) Nerezová ocel s DLC (a:C-H) bez důlků CoCrMo bez důlků	Jamka: BioloX Delta (keramika)	Před testy: Po testech: 50 ± 5 nm 328 ± 5 nm 60 ± 5 nm 65 ± 5 nm 100 ± 5 nm 100 ± 5 nm 55 ± 5 nm 80 ± 5 nm 24 ± 5 nm 120 ± 5 nm
D. Sheeja a kol. [24]	Konfigurace pin-on-disc	Zatížení: 5 N Rychlost: 3 cm/s Poloměr opotřebení: 5 mm Mazivo: sim. tělesná tekutina	Piny: UHMWPE UHMWPE + DLC + C ionty UHMWPE + DLC	Disky: CoCrMo CoCrMo + DLC	Před testy: 0,01 – 0,02 μm



Tab. 2-2 Experimentální podmínky měření jednotlivých studií (pokračování)

Studie	Způsob testování	Experimentální podmínky	Použitý materiál	Použitý materiál	Drsnost povrchu
Lokeswar Patnaik a kol. [25]	Konfigurace: ball-on-disc	Zatížení: 5 N Rychlost: 0,1 m/s Kontaktní tlak: 1 GPa Mazivo: sim. tělesná tekutina Teplota: 37 ± 1 °C	Kulička: Ti6Al4V	Disky: 316L + AlCrN/CrN 316L + a-C:Ag/CrN	-
Subir Ghosh a kol. [26]	Konfigurace: pin-on-disc	Zatížení: 10 N, 15 N, 20 N Kontaktní tlaky: 107 MPa, 131 MPa, 151 MPa Rychlost: 20 mm/s Mazivo: hovězí sérum, synoviální tekutina Teplota: 37 °C	Pin: Ti6Al4V	Disky: Ti6Al4V – hladký Ti6Al4V – důlkovaný Ti6Al4V + DLC – důlkovaný	Před testy: 0,05 µm
Mohammed Hoseini a kol. [28]	Konfigurace: pin-on-disc	Kontaktní tlak: 9 MPa Úhlová rychlost: 60 min <sup>-1</sup> Rychlost: 100 mm/s Mazivo: hovězí sérum Teplota: 37 °C	Pin: UHMWPE	Disky: 316L 316L + TiN 316L + Micronite	Před testy: 104 ± 33 nm 169 ± 41 nm 176 ± 46 nm Po testech: 134 ± 86 nm 155 ± 26 nm 175 ± 38 nm
W. Österle a kol. [29]	Konfigurace: pin-on-plate	Zatížení: 10 N Frekvence: 2 Hz Dráha: 2 mm Kontaktní tlak: 600 MPa Mazivo: destilovaná voda Teplota: 23 °C	Pin: hliníková koule	Destičky: TiN CrN ta-C a-C:H (více typů) a-C (více typů)	Před testy: 0,01 – 0,02 µm

## 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

### 3.1 Analýza problému

Z rešeršní části práce vyplývá, že k selhání implantátů nejčastěji dochází vlivem abrazivního opotřebení mezi povrchy a s tím spojenou tvorbou úlomků materiálu, které následně vedou až k aseptickému uvolnění náhrady. Jednou z cest vývoje k prodloužení životnosti implantátu může být jeho povlakování. Jako perspektivní v oblasti úpravy povrchu endoprotéz se jeví využití DLC povlaků, které vykazují nižší hodnoty opotřebení, vysokou tvrdost, výbornou korozní odolnost a jsou biokompatibilní v lidském těle.

Výše zmíněné studie konstatují, že použití DLC povlaků na běžně využívané materiály náhrad proti UHMWPE nemá výrazný vliv na zlepšení tribologických vlastností z pohledu součinitele tření. Hodnoty tření povlakovaných vzorků se v experimentech reálně zvyšují, ovšem pozitivní dopad mají DLC na tvrdost a korozní odolnost. Zároveň se jeví perspektivně také z pohledu nižšího opotřebení povrchu. Studie ovšem také ukazují, že v případě použití Ti6Al4V proti tvrdému povrchu povlakování součinitel tření snižuje.

Dále nám předchozí zkoumání dokazují, že velmi záleží na kinematických a zátěžných podmínkách experimentu a také na použitém měřicím zařízení a jeho metodě měření. Nelze zcela věrně napodobit pohyb lidského kloubu, nicméně volbou vhodného zařízení a zátěžných podmínek se můžeme částečně realitě přiblížit. Navíc můžeme vidět, že kromě eventuální cesty povlakování, může hrát významnou roli také texturování povrchu náhrady. Takto upravené povrchy nejenže vykazují slušné tribologické vlastnosti, ale důlky také mohou sloužit jako rezervoáry maziva.

Jelikož je škála použitelných podmínek relativně široká a experimenty lze provádět různými cestami a metodami, nelze prozatím zcela jasně potvrdit či vyvrátit vhodnost povlakování pro budoucí využití v medicíně. Předchozí studie se totiž dosti odlišují a závěry z nich plynoucí tedy nedokáží zcela doporučit či vyvrátit vhodnost DLC povlaků. Dalším problémem může také být nedostatečná opakovatelnost, a tedy s tím spojená důvěryhodnost testů.

Ve své práci se nicméně zaměřím na analýzu několika typů DLC povlaků nanesených na standartně vyráběné CoCrMo a Ti6Al4V slitiny, které budou interagovat jak proti měkkému (UHMWPE), tak i proti tvrdému povrchu (sklu). To vše za účelem sledování vývoje trendu součinitele tření při využití jednoduchého vratného translačního pohybu přístroje. Konečné výsledky nám tedy mohou dát jakousi rámcovou představu využitelnosti povlaků, zcela určitě však nikoli velké vědecké závěry – ty by musely být následně ověřeny dalšími experimenty.

## 3.2 Cíl práce

Hlavním cílem práce je na základě testů realizovaných na přístroji Bruker UMT TriboLab v konfiguraci pin-on-plate popsat tribologické vlastnosti různých typů DLC povlaků používaných u materiálů pro kloubní náhrady z hlediska tření. Pozornost je věnována sledování vývoje součinitele tření a topografii povrchu.

Dílními cíli bakalářské práce jsou realizace testů tření s uvažováním vratného pohybu pro několik typů povlaků, analýza topografie povrchu před a po provedených testech a následné kritické zhodnocení výsledků jednotlivých povlaků. Práce taktéž popisuje výkonnost jednotlivých povlaků, přičemž jsou diskutovány výsledky v kontextu aktuální vědecké literatury.

## 4 MATERIÁL A METODY

### 4.1 Experimentální zařízení

#### **Bruker UMT TriboLab**

Multifunkční tribometr Bruker UMT TriboLab (Obr. 4-1) je univerzální přístroj pro testování tribologických a mechanických vlastností. Bruker UMT je od svého uvedení na trh v roce 2000 nepoužívanějším tribometrem na trhu. Přístroj může využívat celou řadu pohybů a aplikovaných sil. Dokáže mimo jiné řídit provozní podmínky, jako je teplota nebo vlhkost. UMT TriboLab je možno využít například v biomedicíně, mikroelektronice, k testování maziv, či v automobilovém průmyslu ke screeningu brzdových materiálů [30] [31] [32].

V mém měření využívám tzv. konfigurace „pin-on-plate“, což znamená, že pin uchycený v horní části přístroje vykonává vratný translační pohyb vůči nehybné destičce umístěné v přípravku ve spodní části (Obr. 4-4). Jde tedy o velmi zjednodušený model pro měření koeficientu tření. Pohyb vykonávaný tribometrem nepopisuje přímo reálný pohyb lidského kloubu. Způsob měření slouží pouze pro základní získání informace o hodnotě tření a její následné porovnání s ostatními měřeními variantami a porovnání výsledků s konvenčními materiály.



Obr. 4-1 Tribometr Bruker UMT TriboLab (převzato z [30])

#### **Bruker Contour GT X8**

Topografie povrchu jednotlivých vzorků byla naskenována na profilometru Bruker Contour GT X8 (Obr. 4-2). Jedná se o přístroj pro skenování povrchu materiálů pro různá inženýrská využití fungující na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Contour GT X8 umožňuje uživateli relativně jednoduché a rychlé posouzení 3D textury povrchu a drsnosti. Pomocí přijatelnému uživatelskému rozhraní může pozorovatel získat relativně rychle

extrémně přesný a spolehlivý obraz povrchu pozorovaného materiálu. Celý stroj je vybaven antivibračním stolem zajišťující odfiltrování vibrací z okolí. Posuvný stůl je vybaven joystickem pro ovládání pohybu a otočným kolečkem, které zajišťuje potřebné přiblížení kamery s vysokým rozlišením a funkcí autofokusu [33] [34].



Obr. 4-2 Profilometr Bruker Contour GT-X8 (převzato z [35])

## 4.2 Použité materiály a jejich vzájemné kombinace

Testy tření byly prováděny na přístroji Bruker UMT TriboLab. Měření proběhlo s piny o poloměru křivosti  $R = 15 \text{ mm}$  (Obr. 4-3). Tento poloměr pinů byl zvolen především díky jeho dostupnosti v laboratoři, ale také proto, že relativně odpovídá reálným poloměrům náhrad, respektive se blíží poloměrům křivosti používaných v předchozích studiích.

Jako výchozí materiály těchto pinů byly zvoleny slitina kobaltu CoCrMo a slitina titanu Ti6Al4V, tedy běžně využívané materiály kloubních náhrad. Jako druhá třecí plocha, tedy tzv. plate (destička), byl použit vysokomolekulární polyethylen UHMWPE (Obr. 4-3) jako zástupce měkkého materiálu a jako tvrdá destička bylo testováno sklo.

Samotné kovové vzorky byly vyrobeny a dodány společností ProSpon, která také poskytla jeden typ DLC povlaku, který je již běžně komerčně využíván. Vyrobené kobaltové a titanové vzorky byly poté povlakovány ve spolupráci s německou univerzitou Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg dvěma různými DLC povlaky: DLC1 (a-C:H) a DLC2 (a-C:H:Si:O).

Ve výsledku byly tedy aplikovány 3 typy povlaků a testováno celkem 7 typů vzorků na dvou různých površích – dohromady 40 vzorků (Tab. 4-1). Některé piny bohužel nebyly dostupné v kompletním množství 3 kusů, nebyla u nich tedy splněna požadovaná opakovatelnost 3 vzorků. Zároveň titanové piny s povlakem DLC1 taktéž nebyly pro experiment k dispozici.



Obr. 4-3 Nepovlakovaný pin (vlevo), pin s DLC povlakem (uprostřed), UHMWPE destička (vpravo)

Tab. 4-1 Plán měření vzorků

Pin	Povlak	Destičky	Počet vzorků
CoCrMo	-	UHMWPE, sklo	3
CoCrMo	DLC1	UHMWPE, sklo	4
CoCrMo	DLC2	UHMWPE, sklo	3
CoCrMo	DLC_ProSpon	UHMWPE, sklo	2
Ti6Al4V	-	UHMWPE, sklo	3
Ti6Al4V	DLC2	UHMWPE, sklo	2
Ti6Al4V	DLC_ProSpon	UHMWPE, sklo	3

### Synoviální kapalina

Synoviální tekutina se nachází v dutině kloubního pouzdra. Uvnitř kloubu plní funkci kloubního maziva, tedy výrazně přispívá ke snížení tření mezi kloubní hlaví a jamkou. Synoviální kapalinu je viskózní látka, kterou produkují synoviální buňky a je převážně tvořena kyselinou hyaluronovou, proteiny a lipidy [36] [37]. V mém měření používám takovouto laboratorně vytvořenou tekutinu, která simuluje reálné podmínky mazání v kloubu. Kapalina je uchovávána v mrazu a pro potřeby měření je vždy předem nepoužita rozmrazena v inkubátoru a posléze využita.

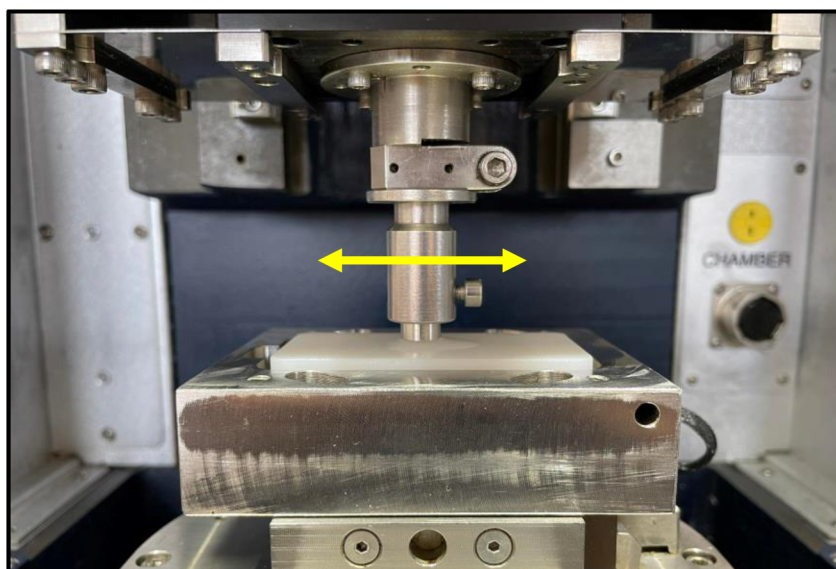
## 4.3 Kinematické a experimentální podmínky experimentu

Určení kinematických podmínek testování kloubů je velmi náročné. Může se totiž lišit v závislosti na typu aktivity, stavbě kloubu či míře jeho poškození. Zároveň je potřeba myslet na možnosti měřicího zařízení. Ve svých experimentech se proto snažím vycházet

z běžných kontaktních tlaků v lidských kloubech a zároveň podmínky nastavit tak, aby byly výsledky možné srovnávat s měřením v jiné bakalářské práci při respektování limitů laboratorních přístrojů (Tab. 4-3). V měřeních je také nutné vycházet z běžné rychlosti pohybu člověka. Ta je délkou cyklu definována jako 1 Hz podobně jako ve studii Escudeira a kol. [21] (většina dříve zmíněných studií pracovala v intervalu 0,5-2 Hz). Tato hodnota v souvislosti s maximální rychlostí simulátoru, která je stanovena na 20 mm/s umožňuje konat vratný pohyb s dráhou 2·10 mm (Tab. 4-2).

Tab. 4-2 Kinematické podmínky experimentu

Rychlost	Dráha pohybu	Frekvence
20 mm/s	10 mm v jednom směru	1 Hz



Obr. 4-4 Experimentální konfigurace „pin-on-plate“ pro měření součinitele tření

Tab. 4-3 Podmínky měření vzorků

Pin	Destička	Kontaktní tlak [MPa]	Kontaktní oblast [mm]	Působící síla [N]
CoCrMo	UHMWPE	16,38	0,76	5,00
Ti6Al4V	UHMWPE	16,34	0,76	5,00
CoCrMo	Sklo	131,90	0,12	1,00
Ti6Al4V	Sklo	131,10	0,14	1,40

Hodnoty v Tab. 4-3 byly stanoveny z Hertzovy teorie při uvažování potřebných kontaktních tlaků a možností simulátoru popsaných výše.

## 4.4 Postup měření

Samotný průběh každého dílčího měření se skládal z více částí (Obr. 4-5). Vzorky byly před každým měřením důkladně čištěny 10 minut alkoholem. Poté byly vyjmuty a byl naskenován jejich povrch. Následně byl každý pin vložen do přípravku umístěného v simulátoru vykonávající horizontální pohyb. Do spodní (nepohyblivé) části stroje byla umístěna destička, která byla zaplavena modelovou synoviální kapalinou. Dále se simulátor nastavil manuálním ovládáním do příslušné startovní polohy a poté byl již pouze zapnut připravený skript vykonávající samotný experiment. Po testu byl vzorek vyjmut ze stroje a důkladně byl společně s destičkou vyčištěn pomocí roztoku SDS, který rozpouští proteiny obsažené v synoviální kapalině. Nakonec se pin znovu vyčistil v alkoholu a byla zkoumána topografie povrchu po provedeném testu.

Součinitel tření je v simulátoru stanovován pomocí rovnováhy sil, kdy je síla vertikální (normálová – přítláčná) definována uživatelem a síla horizontální je snímána a reflektuje tak tření mezi materiály. Experiment je spouštěn pomocí skriptu v softwaru Tribolab UMT a naměřená data lze později otevřít v programu UMT Test Viewer a dále je exportovat.



Obr. 4-5 Schéma postupu měření

## 4.5 Způsob vyhodnocení výsledků

Díky omezené možnosti délky dráhy dochází relativně často ke zvratu ve směru pohybu. V těchto půlperiodách dochází k vysokému nárůstu hodnoty koeficientu tření právě z důvodu zvratu v pohybu. Tato skutečnost je ve výsledcích zohledněna tak, že jsou hodnoty kolem těchto maxim včetně blízkých hodnot v dostatečné míře eliminovány.



Všechny vzorky byly měřeny ve 4 krocích s drobnou časovou prodlevou mezi každým krokem. Bodové grafy ukazují průběh součinitele tření získaný jako seskládaný průměr ze všech 4 kroků. Statistické grafy poté zohledňují všechny jednotlivé hodnoty každého kroku samostatně, tudíž můžeme sledovat rozptyl hodnot jednotlivých měřených vzorků. Barevný „box“ vytyčuje výskyt hodnot mezi 1. a 3. kvartilem, přičemž vodorovná linie uprostřed odpovídá mediánu. Navíc každý vzorek obsahuje také průměrnou hodnotu označenou křížkem.

Z naměřených dat bylo eliminováno prvních 5 s, jelikož zde z důvodu rozjezdu stroje ještě nedocházelo k ustálení průběhu součinitele tření.

Následně proběhlo vyhodnocení vzorků v rámci jejich opakovatelnosti a poté vzájemně mezi jednotlivými měřeními konfiguracemi.

## 4.6 Vyhodnocení topografie povrchu

Mimo samotného testování součinitele tření jednotlivých materiálů byla také pomocí profilometru Bruker Contour GT X8 provedena analýza topografie povrchu jednotlivých vzorků před a po testech, díky čemuž mohly být později diskutovány určité odchylky některých měření od jiných. Veškeré informace o drsnostech povrchů včetně samotných skenů byly vyhodnoceny v softwaru Vision64.

Mimo to byla také vyhodnocena smáčivost jednotlivých povrchů za pomoci fyziologického roztoku PBS. Zde byla k měření použita modulární kamera Manta G-146 (Obr. 4-6), ze které byl obraz přenášén do programu Vimba Viewer, odkud byly následně snímky dále zpracovávány. Měřen byl úhel smáčení jak pro všechny použité piny, tak také pro obě třecí destičky.



Obr. 4-6 Modulární kamera Manta G-146 (převzato z [38])

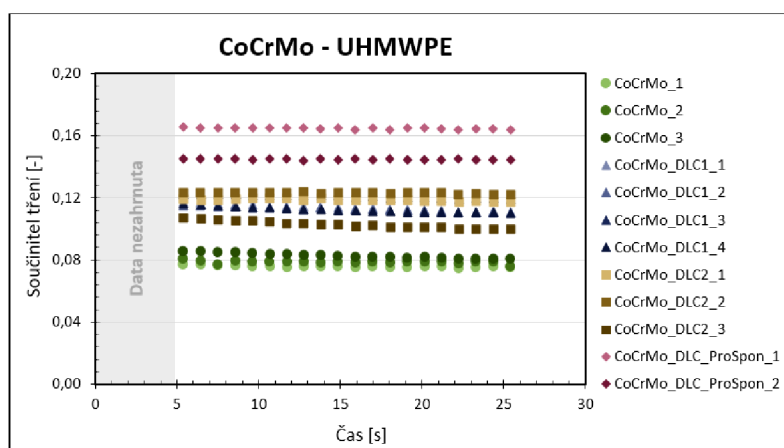
## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Vyhodnocení součinitele tření pinů proti UHMWPE

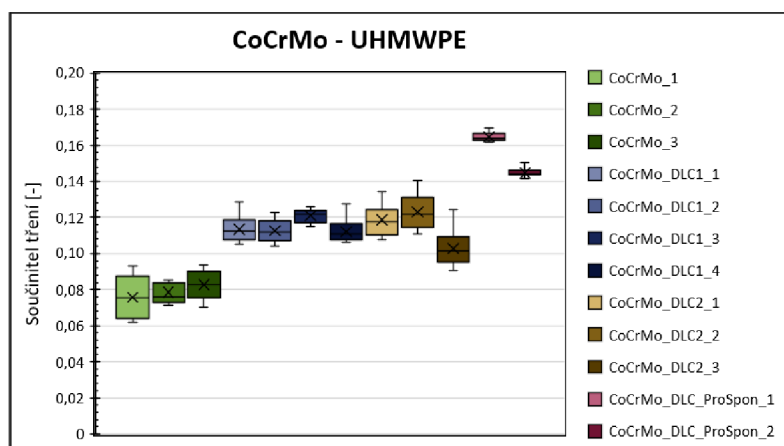
V následující části se budu věnovat prezentaci výsledků součinitele tření jednotlivých kovových vzorků o poloměru křivosti  $R = 15$  mm proti destičce z UHMWPE.

#### CoCrMo vs. UHMWPE

V Obr. 5-1 lze pozorovat průběh průměrných hodnot tření různých typů CoCrMo pinů. Nejnižších hodnot dosahují nepovlakované vzorky, naopak těch nejvyšších piny s povlaky společnosti ProSpon. V tzv. „boxplot“ grafu (Obr. 5-2) lze vidět detailnější rozptyl jednotlivých měření. Můžeme sledovat mírně širší oblast výskytu hodnot u prvního vzorku, ostatní se však chovají relativně stabilně.



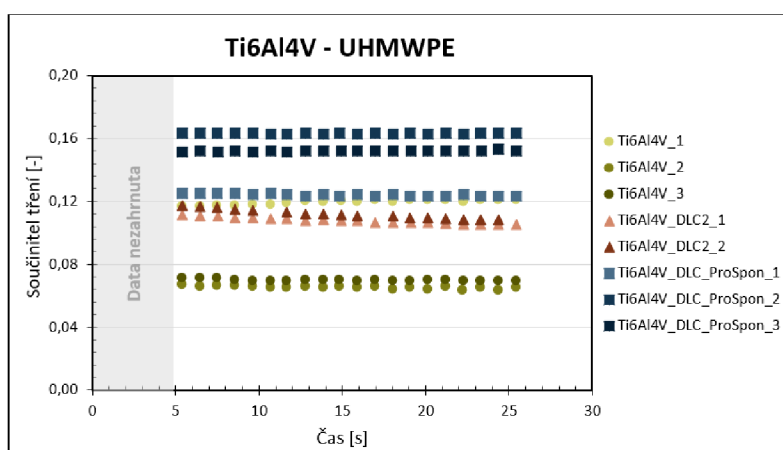
Obr. 5-1 Průměrné hodnoty součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. UHMWPE



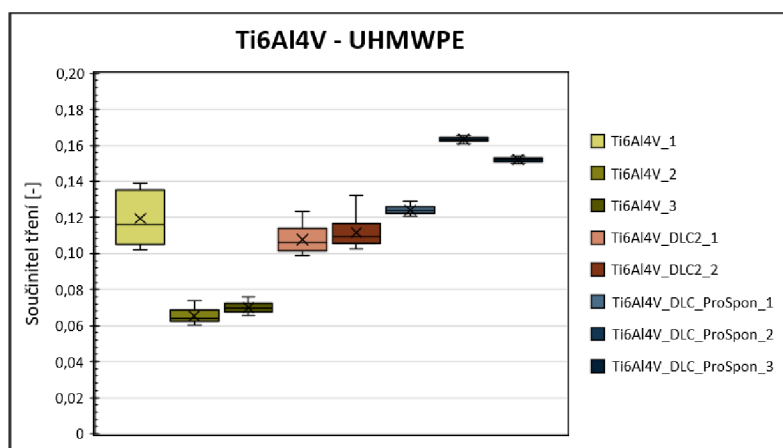
Obr. 5-2 Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. UHMWPE

## Ti6Al4V vs. UHMWPE

Podobný vývoj součinitele tření jako při testování vzorků CoCrMo lze vidět také u Ti6Al4V, kde se nejnižší hodnoty tření opět objevují u nepovlakovaných vzorků, naopak nejvyšších hodnot nabývají ty s povlakem ProSpon (Obr. 5-3). Jeden vzorek nepovlakované titanové slitiny má svůj koeficient tření vyšší, jelikož povrch tohoto vzorku byl již před testy výrazněji poškozen. Tomuto faktu odpovídá také statistický graf, ve kterém nejsou hodnoty tření tohoto vzorku nejenom vyšší, ale jsou také velmi rozptýlené (Obr. 5-4). Samotný poškozený vzorek byl již dříve v laboratoři využíván k jinému testování, ovšem do mého experimentu byl i přesto použit proto, aby zajistil požadovanou opakovatelnost měření.



Obr. 5-3 Průměrné hodnoty součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. UHMWPE

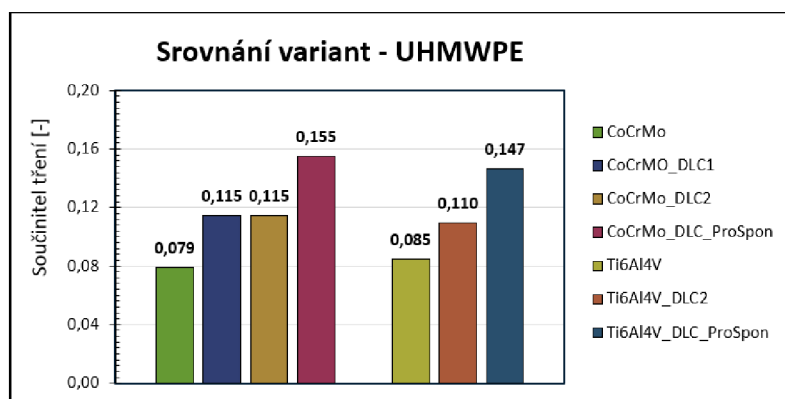


Obr. 5-4 Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. UHMWPE (pozn.: vzorek Ti6Al4V\_1 byl již před testy poškozen)

## Srovnání součinitelů tření jednotlivých variant proti UHMWPE

Výsledné průměrné hodnoty jednotlivých typů použitých pinů (Obr. 5-5) proti UHMWPE byly stanoveny jako aritmetický průměr dílčích průměrných hodnot daného typu pinu (Tab. 5-1).

Lze pozorovat, že nejnižší hodnoty byly naměřeny pro nepovlakované vzorky, zatímco těch nejvyšších u pinů s komerčně používanými povlaky ProSpon. Piny s DLC povlaky dodanými německou univerzitou Friedrich-Alexander se v případě obou základních materiálů chovají relativně podobně a jejich průměrná hodnota tření se pohybuje okolo 0,11.



Obr. 5-5 Srovnání průměrných hodnot součinitele tření různých vzorků proti UHMWPE (pozn.: vzorek Ti6Al4V\_1 byl již před testy poškozen – průměrná hodnota tudíž lehce zkreslená)

Tab. 5-1 Průměrné hodnoty součinitele tření všech vzorků proti UHMWPE (\*pozn.: vzorek Ti6Al4V\_1 byl již před testy poškozen – průměrná hodnota tudíž lehce zkreslená)

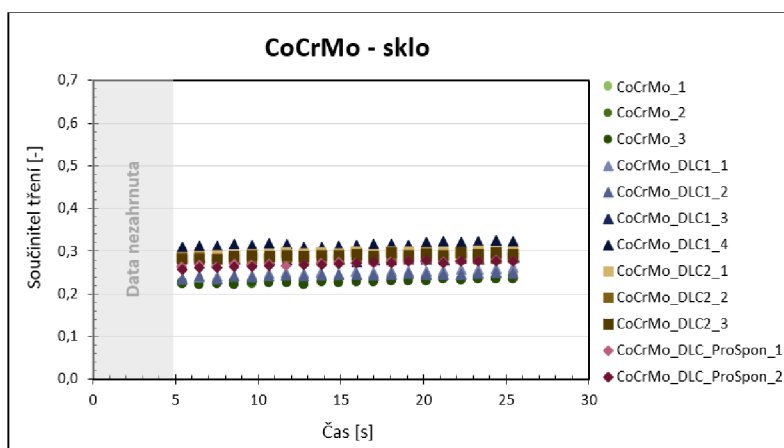
	Vzorek č. 1	Vzorek č. 2	Vzorek č. 3	Vzorek č. 4	Průměr
CoCrMo	0,0757	0,0785	0,0826	-	0,079
CoCrMo_DLC1	0,1134	0,1127	0,1209	0,1123	0,115
CoCrMo_DLC2	0,1186	0,1232	0,1027	-	0,115
CoCrMo_DLC_ProSpon	0,1648	0,1447	-	-	0,155
Ti6Al4V	0,1196*	0,0653	0,0701	-	0,085
Ti6Al4V_DLC2	0,1078	0,1119	-	-	0,110
Ti6Al4V_DLC_ProSpon	0,1241	0,1633	0,1522	-	0,147

## 5.2 Vyhodnocení součinitele tření pinů proti sklu

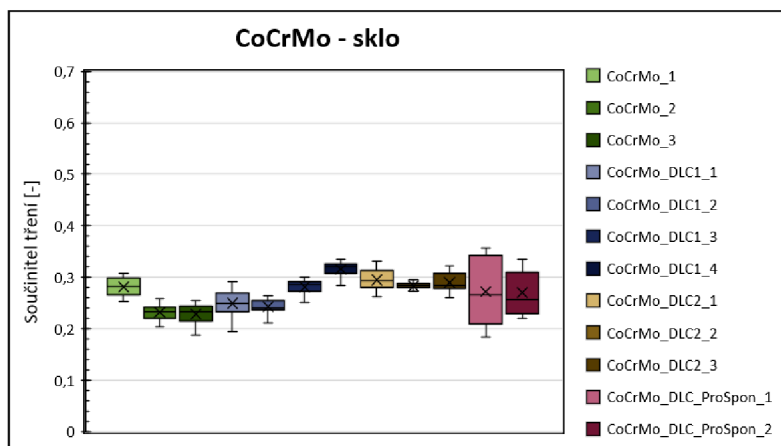
V následující části se budu věnovat prezentaci výsledků součinitele tření jednotlivých kovových vzorků o poloměru křivosti  $R = 15$  mm proti destičce ze skla.

## CoCrMo vs. sklo

Testované CoCrMo piny se v případě testování proti tvrdému materiálu chovaly podobně, jako v případě UHMWPE destičky. Všechna měření se pohybovala v rozmezí součinitele tření 0,2-0,3, přičemž opět nejnižších hodnot dosahoval nepovlakovaný vzorek (Obr. 5-6). Piny ProSpon v tomto měření sice mají nižší koeficient tření než povlaky DLC1 a DLC2, nicméně nejsou v měření tolik konzistentní, co se týče rozptylu hodnot (Obr. 5-7).



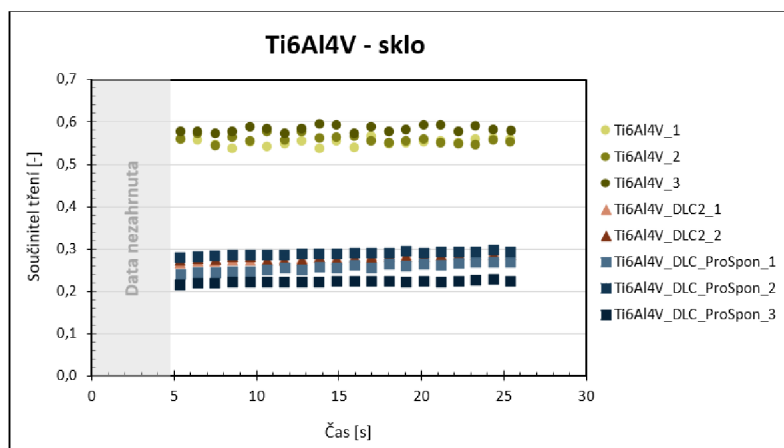
Obr. 5-6 Průběh průměrných hodnot součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. sklo



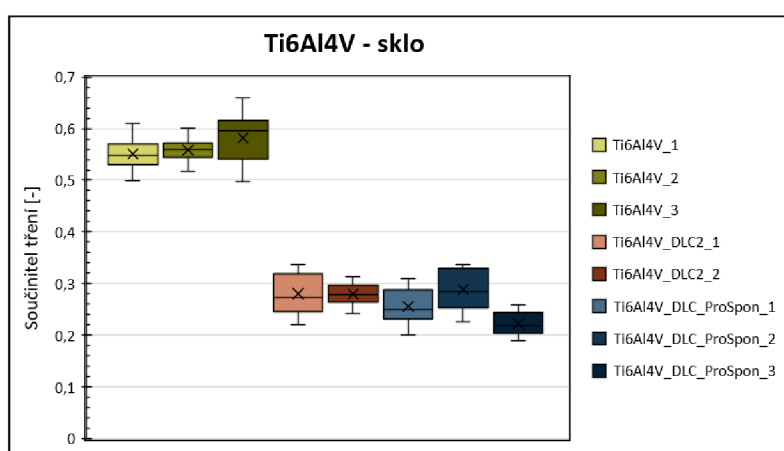
Obr. 5-7 Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. sklo

## Ti6Al4V vs. sklo

Při experimentu, kdy docházelo k interakci titanové slitiny se sklem, můžeme vidět, že nepovlakovaný vzorek vykazuje výrazný součinitel tření v rozmezí 0,5-0,6. Zbylé povlakované vzorky se opět drží trendu jako vzorky z CoCrMo, tedy hodnotou tření mezi 0,2-0,3 (Obr. 5-8, Obr. 5-9).



Obr. 5-8 Průběh průměrných hodnot součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. sklo

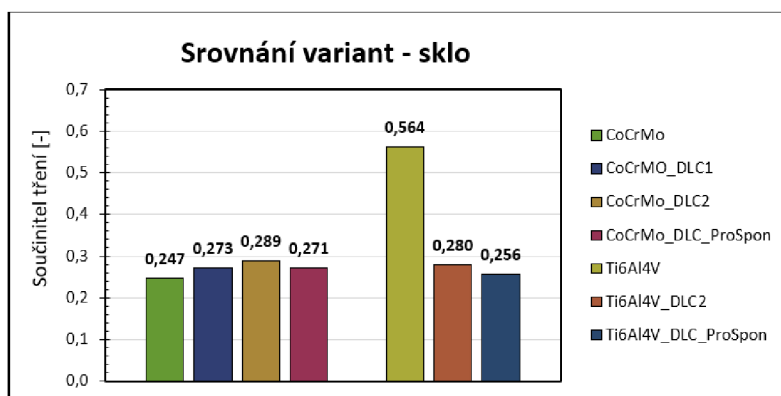


Obr. 5-9 Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. sklo

### Srovnání součinitelů tření jednotlivých variant proti sklu

Výsledné průměrné hodnoty jednotlivých typů použitých pinů (Obr. 5-10) proti sklu byly stanoveny jako aritmetický průměr dílčích průměrných hodnot daného typu pinu (Tab. 5-2).

V celkovém srovnání opět nejlépe z pohledu nejnižšího koeficientu tření vychází CoCrMo bez povlaku, naopak nejhůře se chová nepovlakovaný Ti6Al4V. Ostatní měřené vzorky vykazují podobné průměrné hodnoty, přičemž vzorky s povlaky univerzity Friedrich-Alexander dosahují hodnot okolo 0,28.



Obr. 5-10 Srovnání průměrných hodnot součinitele tření různých vzorků proti sklu

Tab. 5-2 Průměrné hodnoty součinitele tření všech vzorků proti sklu

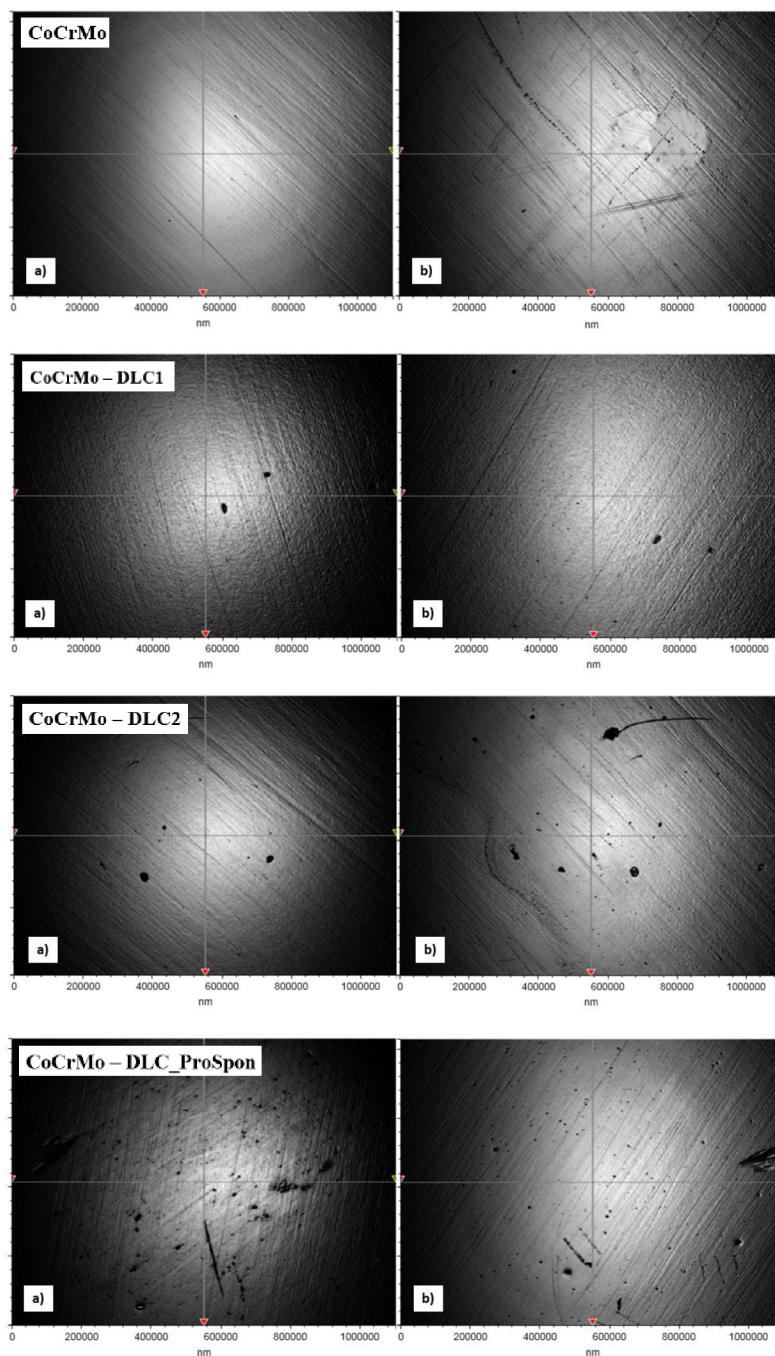
Pin	Vzorek č. 1	Vzorek č. 2	Vzorek č. 3	Vzorek č. 4	Průměr
CoCrMo	0,2815	0,2321	0,2281	-	0,247
CoCrMo_DLC1	0,2496	0,2435	0,2813	0,3163	0,273
CoCrMo_DLC2	0,2950	0,2836	0,2898	-	0,289
CoCrMo_DLC_ProSpon	0,2720	0,2700	-	-	0,271
Ti6Al4V	0,5509	0,5581	0,5821	-	0,564
Ti6Al4V_DLC2	0,2803	0,2795	-	-	0,280
Ti6Al4V_DLC_ProSpon	0,2561	0,2887	0,2224	-	0,256

### 5.3 Analýza topografie povrchů pinů

Všechny testované povrchy vzorků byly naskenovány pomocí profilometru před a po provedených testech. Vizuální porovnání změny topografie povrchu lze pozorovat na Obr. 5-11 a Obr. 5-12. Analýza je také doplněna o tabulku průměrných drsností povrchů před a po testech Tab. 5-3.

#### CoCrMo

Při vyhodnocení topografie povrchů CoCrMo pinů po provedených testech lze sledovat výskyt opotřeбенé plošky u nepovlakovaných vzorků, přičemž výrazných změn u povrchů pinů s DLC povlaky nelze pozorovat (Obr. 5-11).

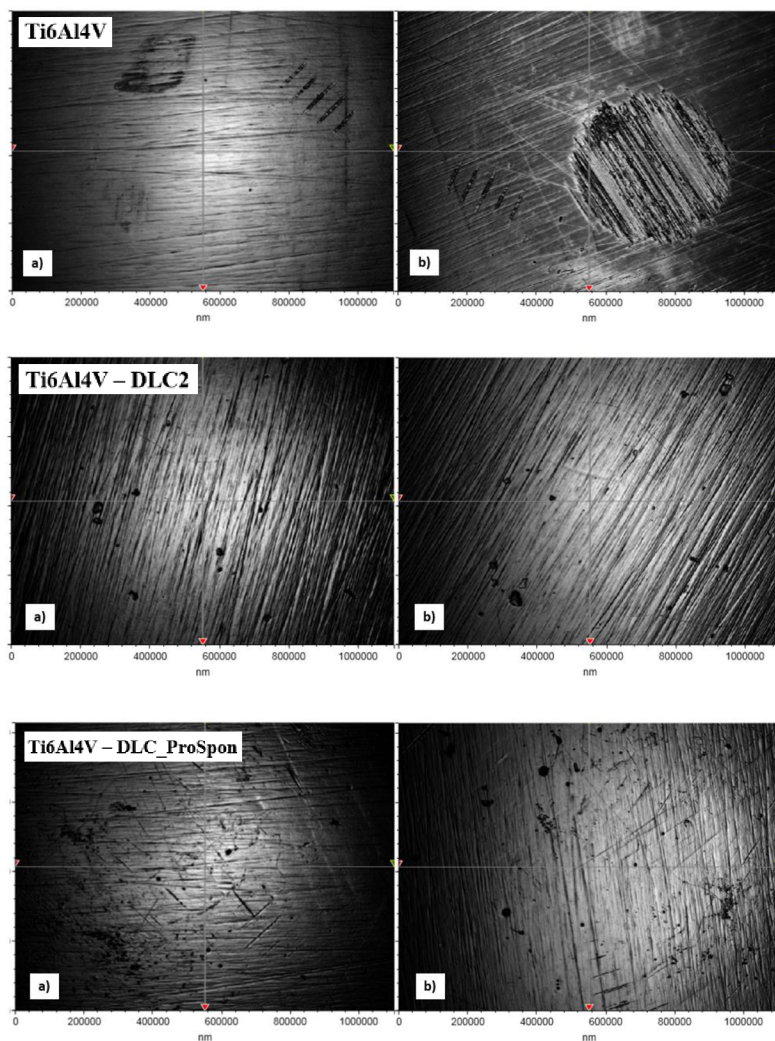


Obr. 5-11 Topografie povrchu jednotlivých variant CoCrMo pinů; a) před testy, b) po testech

### Ti6Al4V

Podobně jako u CoCrMo pinů bez povlaku, lze také u nepovlakovaných Ti6Al4V pinů sledovat výskyt opotřebené plošky spolu s nárůstem koncentrace rýh na povrchu vzorků. Ti6Al4V sice sám o sobě vykazuje již před testy povrch s více škrábnanci, opět ovšem nelze sledovat výraznějšího opotřebení u povlakovaných vzorků (Obr. 5-12).





Obr. 5-12 Topografie povrchu jednotlivých variant Ti6Al4V pinů; a) před testy, b) po testech

U obou typů základního materiálu pinů můžeme sledovat, že hodnoty drsnosti povrchu před provedenými testy jsou nižší než hodnoty drsnosti pinů povlakovaných pomocí DLC. Jiná situace ovšem nastává při vyhodnocení po provedených testech. U nepovlakovaného CoCrMo se drsnost zvýší jen nepatrně, zatímco v případě Ti6Al4V dochází k významnějšímu navýšení drsnosti. Zcela opačný trend lze pozorovat u všech ostatních pinů s DLC povlaky, kde drsnost povrchu po testech poklesne téměř na polovinu původní hodnoty (Tab. 5-3).

Tab. 5-3 Průměrné drsnosti povrchu jednotlivých vzorků

Pin	Povlak	Průměrná drsnost před testy	Průměrná drsnost po testech
CoCrMo	-	0,010 $\mu\text{m}$	0,011 $\mu\text{m}$
CoCrMo	DLC1	0,053 $\mu\text{m}^*$	0,022 $\mu\text{m}^*$
CoCrMo	DLC2	0,032 $\mu\text{m}$	0,015 $\mu\text{m}$
CoCrMo	DLC_ProSpon	0,032 $\mu\text{m}$	0,015 $\mu\text{m}$
Ti6Al4V	-	0,036 $\mu\text{m}^{**}$	0,052 $\mu\text{m}^{**}$
Ti6Al4V	DLC2	0,086 $\mu\text{m}$	0,055 $\mu\text{m}$
Ti6Al4V	DLC_ProSpon	0,072 $\mu\text{m}$	0,046 $\mu\text{m}$

\* druhý a třetí pin vykazovaly horší geometrii (poloměr okolo 7,5 mm a drsnost 0,2 – 0,3  $\mu\text{m}$ ) – nebyly zahrnuty do průměrné hodnoty

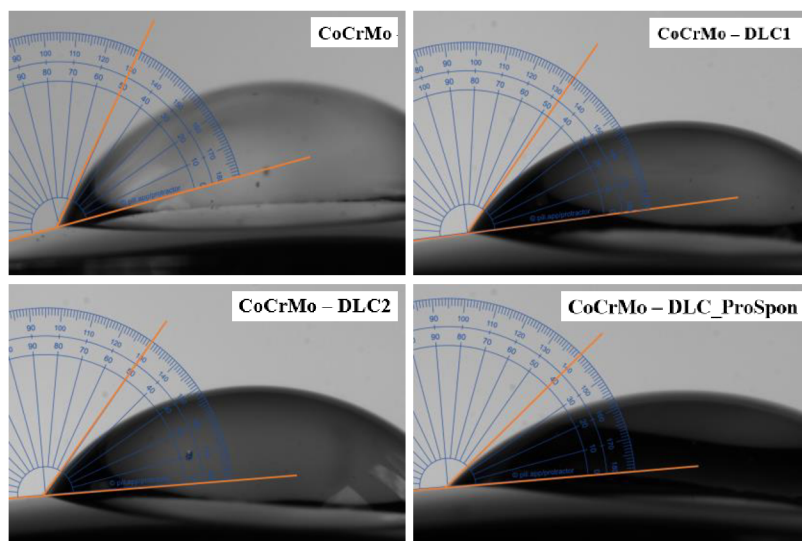
\*\* první pin o drsnosti okolo 0,1  $\mu\text{m}$  nebyl zahrnut do průměrné hodnoty drsnosti

## 5.4 Analýza smáčivosti povrchů

U všech testovaných komponent (tzn. jak u všech použitých pinů, tak také u obou povrchů třecích destiček) byl měřen úhel smáčení. Na následujících fotografiích jsou zobrazeny jednotlivé snímky těchto úhlů (Obr. 5-13, Obr. 5-14 a Obr. 5-15). Na závěr je analýza doplněna tabulkou s jednotlivými smáčecími úhly každého vzorku zvlášť, a poté také průměrem z dílčích hodnot každé takto testované varianty (Tab. 5-4). Na každém dílčím vzorku byly přitom měřeny smáčecí úhly 3 různých kapiček fyziologického roztoku – tudíž již každá samotná dílčí hodnota je určena jako aritmetický průměr těchto 3 smáčecích úhlů.

### CoCrMo

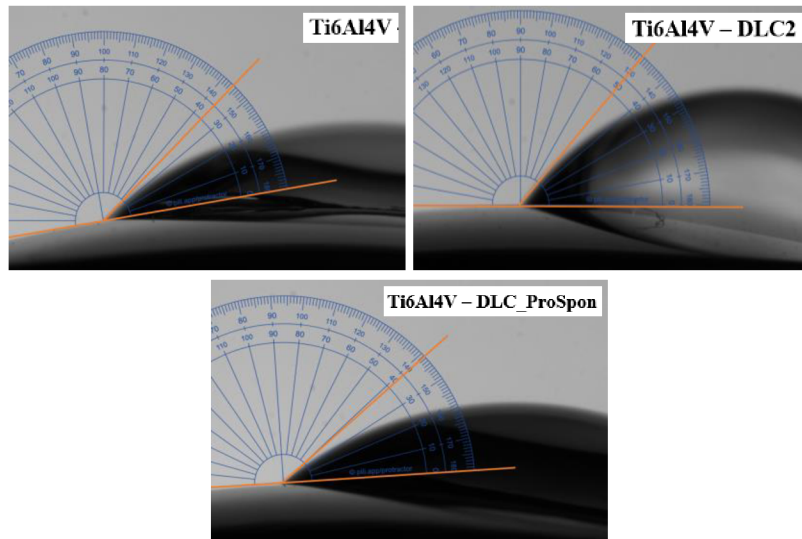
Na Obr. 5-13 lze sledovat hydrofilní povrch jak nepovlakovaných CoCrMo pinů, tak také všech jeho povlakovaných variant. U nepovlakovaných pinů a u pinů s povlakem DLC1 a DLC2 je možné pozorovat smáčecí úhel cca 50°. Piny s DLC povlakem společnosti ProSpon mají smáčecí úhel mírně menší (Tab. 5-4). Jeden ze vzorků nepovlakované CoCrMo má svůj smáčecí úhel nepatrně vyšší, což může být způsobeno drobnou chybou při vyhodnocení, ovšem ostatní vzorky jsou svými hodnotami relativně stabilní.



Obr. 5-13 Smáčivost povrchu různých typů CoCrMo pinů

### Ti6Al4V

Podobně jako CoCrMo piny, tak také Ti6Al4V piny vykazují hydrofilní chování (Obr. 5-14). Smáčecí úhel nepovlakované titanové slitiny je menší oproti nepovlakované kobaltové slitině, ovšem smáčecí úhly DLC2 povlaků na dvou různých základních materiálech jsou prakticky totožné. Podobně tomu je také v případě povlaku od firmy ProSpon (Tab. 5-4).

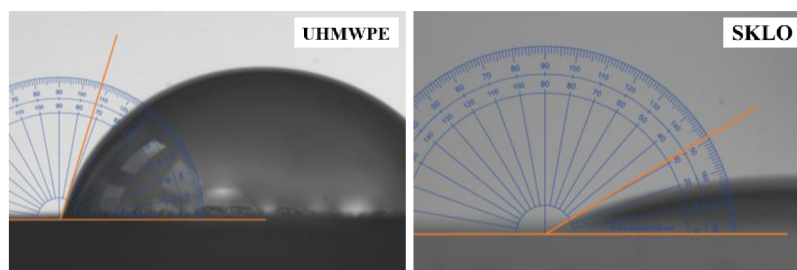


Obr. 5-14 Smáčivost povrchu různých typů Ti6Al4V pinů

### Třecí destičky – UHMWPE, sklo

Při vyhodnocení smáčecích úhlů podkladových destiček můžeme vidět zcela rozdílný charakter (Obr. 5-15). Přestože jsou oba povrchy hydrofilní, jejich hodnoty se výrazně liší.

Zatímco u povrchu UHMWPE lze pozorovat nižší smáčivost (smáčecí úhel cca 74°), povrch ze skla lze označit za velmi dobře smáčivý, kdy se hodnota jeho úhlu smáčení pohybuje okolo 30° (Tab. 5-4).



Obr. 5-15 Smáčivost povrchu třecích destiček: UHMWPE, sklo

Tab. 5-4 Smáčecí úhly jednotlivých komponent experimentu

Komponenta	Vzorek č. 1	Vzorek č. 2	Vzorek č. 3	Vzorek č. 4	Průměr
CoCrMo	48°	61°	50°	-	53°
CoCrMo_DLC1	47°	50°	45°	46°	47°
CoCrMo_DLC2	50°	49°	51°	-	50°
CoCrMo_DLC_ProSpon	39°	40°	-	-	39,5°
Ti6Al4V	37°	36°	35°	-	36°
Ti6Al4V_DLC2	51°	49°	-	-	50°
Ti6Al4V_DLC_ProSpon	44°	39°	39°	-	40,7°
UHMWPE	74°	-	-	-	74°
Sklo	31°	-	-	-	31°

## 6 DISKUZE

Během experimentů, které měly za cíl porovnat různé typy povlaků z hlediska koeficientu tření lze pozorovat, že obecně vyšších hodnot dosahují vzorky testované proti tvrdšímu povrchu (v této bakalářské práci konkrétně proti sklu). Dále je také z výsledků patrné, že jak u povlaků DLC1, tak také u povlaků DLC2 vychází součinitel tření proti konkrétní třecí destičce velmi podobný, ať už je základním materiálem CoCrMo či Ti6Al4V.

Během experimentů proti destičce z UHMWE testy ukázaly určitý vzorec závislosti součinitele tření mezi povlakovanými a nepovlakovanými vzorky. Při těchto měřeních dosahují nejnižších hodnot tření vždy nepovlakované piny, které jsou si velmi blízké. Podobně jako ve studii Escudeira a kol. [21] lze vidět, že při povlakování jednotlivých pinů dochází k nárůstu koeficientu tření. Při využití dvou různých základních materiálů pinů se hodnoty tření s DLC povlaky dodanými německou univerzitou pohybují shodně okolo hodnoty 0,11. Piny s komerčně využívanými povlaky společnosti ProSpon mají součinitel tření nepatrně vyšší, což může být způsobeno nižšími nároky na přesnost při výrobě pinů a jejich povlakování, která se u těchto povlaků také odráží na větším rozptylu výsledků u jednotlivých testovaných vzorků. Podobný vývoj tření při testování CoCrMo proti UHMWPE při využití DLC povlaků v porovnání s nepovlakovanými vzorky ukazují také studie Sheeja a kol. [22] a [24]. Práce konkrétně ukazují, že vzorky s DLC povlakem mají vyšší koeficient tření, ovšem současně dochází ke zlepšení mechanických vlastností jako je vyšší tvrdost, lepší korozní odolnost či nižší míra opotřebení.

Při testech proti skleněné třecí destičce dosahuje nepovlakovaná slitina CoCrMo opět nepatrně nižší hodnoty součinitele tření než její povlakovaná varianta. Oproti tomu nepovlakovaná slitina Ti6Al4V vykazuje výrazně vyšší koeficient tření než titanová slitina s DLC povlaky (konkrétně až kolem 0,5-0,6). Velmi podobného chování, tedy nárůstu tření Ti6Al4V oproti tvrdému povrchu, si všímá také studie Oliveiry a kol. [23], která jako tvrdý protikus využívá karbid wolframu. Vyšší hodnoty součinitele tření jsou dle studie způsobeny hromaděním nečistot při tření Ti6Al4V proti tvrdému povrchu. Obecně piny s DLC povlaky dosahovaly hodnot okolo 0,27-0,28. Komerčně využívané DLC povlaky ProSpon mají v této konfiguraci koeficient tření také velmi podobný.

Jedním z dílčích cílů práce bylo také analyzovat topografii povrchu jednotlivých pinů. Z pohledu drsnosti povrchu před provedenými testy dochází povlakováním ke zvýšení drsnosti oproti povrchům bez povlaku. Zároveň CoCrMo jako základní materiál vykazuje nižší drsnost než Ti6Al4V, čehož si ve své studii všímá také Escudeiro a kol. [21]. Zajímavých výsledků je ale dosaženo po testech tření, kdy, zatímco u nepovlakovaných vzorků dochází k mírnému navýšení drsnosti, u pinů s DLC povlaky jejich drsnost poklesne prakticky na polovinu původní hodnoty. Studie Choudhuryho a kol. [19] také ukazuje, že nepovlakované hlavice mají před testy nižší drsnost povrchu než hlavice s DLC, ovšem po sérii testů dochází k výraznému nárůstu drsnosti, zatímco u povlakovaných hlavice je tento

nárůst pouze nepatrný. Tomuto zjištění odpovídají také pořízené snímky povrchů, na kterých lze pozorovat výskyt opotřebených ploch po provedených testech tření u nepovlakovaných pinů, zatímco u povrchů s DLC povlaky není možné sledovat výraznějšího opotřebení.

Při analýze smáčivosti jednotlivých povrchů bylo zjištěno, že všechny povrchy mají úhel smáčení menší než  $90^\circ$  – jsou tedy hydrofilní, tzn., že povrchy přitahují vodu. Jednotlivé piny s DLC povlaky mají smáčecí úhly prakticky totožné. Při vyhodnocení smáčivosti třecích destiček lze pozorovat, že UHMPWE destička má svůj úhel smáčení výrazně vyšší než sklo, což se ve výsledku projevuje v obecně nižších hodnotách tření při využití tohoto třecího povrchu v porovnání s tvrdším povrchem. Tento trend lze pozorovat také v experimentech Ghoshe a kol. [26], kdy povrchy s vyšším úhlem smáčení dosahují nižšího součinitele tření.

Dalším z dílčích cílů práce byla také otázka delaminace vrstvy DLC povlaků, neboť ta vede k nejčastějším příčinám selhání těchto povlaků. K delaminaci nejčastěji dochází z důvodu vysokých hodnot zbytkového napětí v jejich struktuře, což má za následek špatnou přilnavost k povrchu. Tento problém lze řešit využitím tzv. mezivrstev, které podporují přilnavost DLC povlaků. Mezivrstva se musí být schopna spojit jak se základním materiálem, tak také se samotným DLC povlakem. Mezi nejčastější zástupce těchto mezivrstev patří Ti, CrC nebo  $\text{Si}_3\text{N}_4$  [7]. V experimentech provedených v rámci bakalářské práce však tento jev pozorovat nelze, především zřejmě proto, že experimenty trvají jen relativně krátkou dobu. Ta byla volena zejména proto, aby bylo možné porovnat vývoj součinitele tření pro relativně velké množství testovaných párů při zohlednění několika typů povlaků. Vychází navíc z předchozích zkušeností pracoviště při testování materiálů kloubních náhrad.

Součástí práce měl být také obdobný experiment, ovšem s piny o poloměru  $R = 100$  mm, který nakonec nemohl být realizován, neboť se povlakované piny nestihly z technických důvodů včas připravit k testování. Cílem měření pinů s tímto poloměrem mělo být dosažení nižších reálných kontaktních tlaků, s přihlédnutím k dostupnému rozsahu zatížení stroje. Data měla sloužit k porovnání a nalezení eventuálního trendu vývoje součinitele tření na dvou rozdílných poloměrech. Předpokládá se, že na tuto bakalářskou práci tak naváží další výzkumné aktivity biotribologické výzkumné skupiny.

## 7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo porovnat a kriticky zhodnotit chování různých typů DLC povlaků z pohledu součinitele tření. Testovány byly 2 různé základní materiály pinů (CoCrMo a Ti6Al4V) se třemi různými DLC povlaky a také bez nich proti 2 povrchům třecích destiček (UHMWPE a sklo) – celkem 14 experimentálních konfigurací. Důraz byl kladen na porovnání součinitele tření několika kombinací třecích dvojic, nikoliv na komplexní tribologické chování jednoho konkrétního povlakovaného vzorku. Zároveň se práce zaměřila také na analýzu topografie povrchu před a po provedených testech a stanovení úhlu smáčení jednotlivých vzorků. Na základě provedených experimentů lze konstatovat následující závěry:

- Obecně nižší hodnoty koeficientu tření byly naměřeny při testování pinů proti UHMWPE destičce než při využití tvrdšího materiálu (skla).
- Během experimentů jak se vzorky CoCrMo, tak také se vzorky Ti6Al4V, které byly povlakovány povlaky DLC1 (a-C:H) a DLC2 (a-C:H:Si:O), byl naměřen součinitel tření okolo 0,11 při použití UHMWPE destičky a 0,27-0,28 při použití skla.
- Vzorky bez povlaku vykazovaly zpravidla nižší tření než ty s DLC povlaky, ovšem zcela odlišný výsledek byl možný sledovat při interakci nepovlakované slitiny Ti6Al4V s tvrdým povrchem (sklem), kdy koeficient tření této dvojice dosahoval hodnoty až okolo 0,5-0,6.
- Komerčně využívané DLC povlaky se nechovaly tak stabilně jako DLC povlaky připravené německou univerzitou primárně pro tento experiment, což se v jednotlivých měřeních projevovalo mírně odlišnými hodnotami koeficientu tření mezi dílčími vzorky nebo také větším rozptylem hodnot v rámci každého měření
- Nepovlakované piny po provedených testech vykazovaly známky poškození ve formě opotřeбенé plošky, zatímco při aplikaci DLC povlaků nebylo možné opotřeбенí přímo pozorovat.
- Delaminace vrstvy DLC povlaků se vlivem krátké doby experimentu žádným způsobem neprojevila.
- Jak použité piny, tak také třecí destičky vykazovaly hydrofilní charakter, přičemž UHMWPE destička měla smáčecí úhel výrazně vyšší než destička ze skla, což vedlo k obecně nižším hodnotám tření právě při kontaktu pinů s polyethylenem.

Povlakované vzorky tedy sice vykazují obecně vyšší hodnoty tření než vzorky nepovlakované, nedochází u nich však k výrazné změně topografie povrchu – tedy zásadním projevům opotřeбенí. Z rešeršní části práce navíc vyplývá, že u pinů s DLC povlaky dochází ke zvýšení jejich tvrdosti a také ke zlepšení jejich korozní odolnosti.

Je však potřeba uvést, že různé experimenty uvažují různé kinematické a zátěžné podmínky, jelikož nelze zcela jednoznačně tyto podmínky stanovit. Je také potřeba počítat s tím, že při tribologických testech uvažujeme mnohá zjednodušení reálných podmínek v závislosti na konstrukčních možnostech stroje a současně jeho zátěžných a kinematických limitech. Z těchto důvodů se výsledky jednotlivých studií mohou více či méně lišit a bude potřeba realizovat více obdobných experimentů, aby mohly být vyřčeny konkrétní a jasné závěry. V každém případě se DLC povlaky jeví jako zajímavá a perspektivní cesta vývoje kloubních náhrad, ovšem opravdová vhodnost jejich využití v lidském organismu prozatím nelze jednoznačně potvrdit.



## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] KLIMEŠ, Pavel. *Části a mechanismy strojů. II, Tribologie, ložiska, převody*. Vyd. 1. Brno: CERM, 2003, 70 s. : il. ; 30 cm. ISBN 80-214-2422-2.
- [2] Biotribology. In: *ScienceDirect* [online]. Elsevier, 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/journal/biotribology>
- [3] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. *Biologie pro gymnázia*. 9. vydání. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2007. ISBN 80-7182-217-5.
- [4] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *MEMORIX ANATOMIE*. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-674-6.
- [5] PÉČE O KLOUBY A PREVENCE PŘED ONEMOCNĚNÍM KLOUBŮ. In: *BONVI.net* [online]. Janoutová, 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://bonvi.net/cs/pece-o-klouby/>
- [6] Náhrada kyčle. In: *MUDr. Jiří Lošťák: ortopedickeoperace.cz* [online]. Olomouc: Lošťák, 2019 [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: <https://ortopedickeoperace.cz/kycel/kycel-nahrada/>
- [7] LOVE, C.A., R.B. COOK, T.J. HARVEY, P.A. DEARNLEY a R.J.K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. *Tribology international* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2013, **2013**(63), 141-150 [cit. 2023-03-20]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2012.09.006
- [8] Totální endoprotéza kyčelního kloubu - TEP kyčle. In: *FYZIOklinika s.r.o.* [online]. Praha: Bílková, c2011-2023 [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: <https://fyzioklinika.cz/poradna/clanky-o-zdravi/140-totalni-endoproteza-kycelniho-kloubu-tep-kycle>
- [9] TEP kyčle. In: *FYZIOklinika s.r.o.* [online]. Praha, c2011-2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://fyzioklinika.cz/poradna/clanky-o-zdravi/223-nejcastejsi-otazky-k-tep-kycle>

- [10] Částečná náhrada kolena (UNI). In: *MUDr. Jiří Lošťák: ortopedickeoperace.cz* [online]. Olomouc: Lošťák, 2019 [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: <https://ortopedickeoperace.cz/castecna-nahrada-kolena/>
- [11] Totální náhrada kolenního kloubu. In: *Symptomy* [online]. Brno: Kliková, c2009-2022 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.symptomy.cz/vysetreni/totalni-nahrada-kolenniho-kloubu>
- [12] NOORDIN, Shahryar a Bassam MASRI. Periprosthetic osteolysis: genetics, mechanisms and potential therapeutic interventions. *Canadian Journal of Surgery* [online]. Canada: Joule Inc, 2012, **55**(6), 408-417 [cit. 2023-04-15]. ISSN 0008-428X. Dostupné z: doi:10.1503/cjs.003711
- [13] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2018, 206 stran : ilustrace, grafy, fotografie ; 24 cm. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [14] VALENTA, J, Jaroslav VALENTA, Vladimír BÍNA, Vratislav KAFKA, Pavel KOMÁREK, Karel LOBL, Jaroslav NĚMEC a Alexandr PUZAN. *Biomechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985, 544 s. ISBN 21-011-85.
- [15] UWAIS, Zahid, Mohamed HUSSEIN, M. SAMAD a Naser AL-AQEELI. Surface Modification of Metallic Biomaterials for Better Tribological Properties: A Review. *Arabian journal for science and engineering (2011)* [online]. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2017, **42**(11), 4493-4512 [cit. 2023-03-20]. ISSN 2193-567X. Dostupné z: doi:10.1007/s13369-017-2624-x
- [16] GHOSH, Subir a Sylvester ABANTERIBA. Status of surface modification techniques for artificial hip implants. *Science and technology of advanced materials* [online]. ABINGDON: Taylor & Francis, 2016, **17**(1), 715-735 [cit. 2023-03-20]. ISSN 1468-6996. Dostupné z: doi:10.1080/14686996.2016.1240575
- [17] UHMWPE. In: *Orthoplastics Ltd* [online]. Lancashire: Orthoplastics Ltd [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.orthoplastics.com/products/uhmwpe>
- [18] PVD and CVD Coatings. In: *SpringerLink* [online]. New York: Springer Science+Business Media, 2013 [cit. 2023-03-20]. Dostupné z: [https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-0-387-92897-5\\_724](https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-0-387-92897-5_724)
- [19] CHOUDHURY, Dipankar, Filip URBAN, Martin VRBKA, Martin HARTL a Ivan KRUPKA. A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics

- implant interface. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* [online]. AMSTERDAM: Elsevier, 2015, **2015**(45), 121-131 [cit. 2023-03-05]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.11.028
- [20] Orthopedic & Spine Implants. In: *Ionbond.com* [online]. IHI Ionbond AG, 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.ionbond.com/coating-services/medical/orthopedic-spine-implants/>
- [21] ESCUDEIRO, A., M.A. WIMMER, T. POLCAR a A. CAVALEIRO. Tribological behavior of uncoated and DLC-coated CoCr and Ti-alloys in contact with UHMWPE and PEEK counterbodies. *Tribology international* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2015, **2015**(89), 97-104 [cit. 2023-03-05]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2015.02.002
- [22] SHEEJA, D, B.K TAY, S.P LAU a L.N NUNG. Tribological characterisation of diamond-like carbon coatings on Co–Cr–Mo alloy for orthopaedic applications. *Surface & coatings technology* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2001, **2001**(146-147), 410-416 [cit. 2023-03-05]. ISSN 0257-8972. Dostupné z: doi:10.1016/S0257-8972(01)01425-6
- [23] OLIVEIRA, Luciane, Neide KUROMOTO a Carlos SIQUEIRA. Treating orthopedic prosthesis with diamond-like carbon: minimizing debris in Ti6Al4V. *Journal of materials science. Materials in medicine* [online]. Boston: Springer US, 2014, **25**(10), 2347-2355 [cit. 2023-03-05]. ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-014-5252-y
- [24] SHEEJA, D., B.K. TAY a L.N. NUNG. Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DLC-coated Co–Cr–Mo. *Surface & coatings technology* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2005, **190**(2), 231-237 [cit. 2023-04-18]. ISSN 0257-8972. Dostupné z: doi:10.1016/j.surfcoat.2004.02.051
- [25] PATNAIK, Lokeswar, Saikat MAITY a Sunil KUMAR. Mechanical and tribological assessment of composite AlCrN or a-C: Ag-based thin films for implant application. *Ceramics international* [online]. Elsevier Ltd, 2021, **47**(5), 6736-6752 [cit. 2023-04-18]. ISSN 0272-8842. Dostupné z: doi:10.1016/j.ceramint.2020.11.016
- [26] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Taposh ROY, Azuddin BIN MAMAT, H MASJUKI a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Tribological investigation of diamond-like carbon coated micro-dimpled surface under bovine serum and osteoarthritis oriented synovial fluid. *Science and technology of advanced materials*

- [online]. BRISTOL: Taylor & Francis, 2015, **16**(3), 035002-35012 [cit. 2023-04-18]. ISSN 1468-6996. Dostupné z: doi:10.1088/1468-6996/16/3/035002
- [27] ROY, Taposh, Dipankar CHOUDHURY, Azuddin BIN MAMAT a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Fabrication and characterization of micro-dimple array on Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> surfaces by using a micro-tooling. *Ceramics international* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2014, **40**(1), 2381-2388 [cit. 2023-04-18]. ISSN 0272-8842. Dostupné z: doi:10.1016/j.ceramint.2013.08.009
- [28] HOSEINI, Mohammed, Anneli JEDENMALM a Antal BOLDIZAR. Tribological investigation of coatings for artificial joints. *Wear* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2008, **264**(11), 958-966 [cit. 2023-04-18]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2007.07.003
- [29] ÖSTERLE, W., D. KLAFFKE, M. GRIEPENTROG, U. GROSS, I. KRANZ a Ch KNABE. Potential of wear resistant coatings on Ti-6Al-4V for artificial hip joint bearing surfaces. *Wear* [online]. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2008, **264**(7), 505-517 [cit. 2023-04-18]. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2007.04.001
- [30] Bruker UMT TriboLab. In: *Bruker.com* [online]. 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/test-and-measurement/tribometers-and-mechanical-testers/umt-tribolab.html>
- [31] UMT TriboLab. In: *Měřicí technika Morava, s.r.o.* [online]. Zastávka u Brna, 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.mt-m.eu/produkt/analyza-a-zobrazovani-povrchu/indentory-a-tribometry/umt-tribolab/>
- [32] Bruker UMT Tribolab. In: *Blue Scientific Limited* [online]. Cambridge, 2021 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://blue-scientific.com/bruker-umt-tribolab/>
- [33] 3D OPTICAL PROFILOMETER ContourX-1000. In: *Bruker.com* [online]. 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/test-and-measurement/3d-optical-profilers/contourx-1000.html>
- [34] Bruker Contour GT-X 3D Optical Profiler. In: *Coherent scientific* [online]. Thebarton, 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.coherent.com.au/products/optical-microscopes-imaging/microscopes-d-optical/bruker-contour-gt-x-d-optical-profiler-1187.html>

- [35] Optical profilometer ContourGT-X. In: *MedialExpo* [online]. 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.medicaexpo.com/prod/bruker-nano-surfaces/product-97861-1019549.html>
- [36] Synoviální tekutina. In: *Národní zdravotnický informační portál* [online]. Praha, 2023 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/rejstrikovy-pojem/2068>
- [37] Synoviální kapalina. In: *Digitální knihovna VUT v Brně* [online]. Brno: Veldamonová, 2019 [cit. 2023-03-14]. Dostupné z: [https://www.vut.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=191639](https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=191639)
- [38] Manta G-146. In: *Allied Vision* [online]. Stadtroda: Allied Vision Technologies GmbH [cit. 2023-04-29]. Dostupné z: <https://www.alliedvision.com/en/camera-selector/detail/manta/g-146/>

## 9 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1	Řez obecným kloubem (převzato z [5]) .....	16
Obr. 2-2	Endoprotéza kyčelního kloubu (převzato z [9]).....	16
Obr. 2-3	Endoprotéza kolenního kloubu (převzato z [11]).....	17
Obr. 2-4	Kloubní jamka vyrobena z UHMWPE (převzato z [17]).....	19
Obr. 2-5	Ternární fázový diagram pro tvorbu DLC (převzato z [7]) .....	21
Obr. 2-6	DLC povlak na kloubní náhradě (převzato z [20]).....	22
Obr. 2-7	Hodnoty součinitele tření různých typů vzorků proti UHMWPE podle Escuderia a kol. (převzato a upraveno z [21]) .....	23
Obr. 2-8	Hodnoty součinitele tření CoCrMo vzorků proti UHMWPE podle Sheeja a kol. (převzato z [22]).....	24
Obr. 2-9	Hodnoty součinitele tření Ti6Al4V vzorků proti karbidu wolframu podle Oliveiry a kol. (převzato a upraveno z [23]).....	25
Obr. 2-10	Hodnoty součinitele tření různých hlavic proti keramické jamce po 1. měření (horní); po 10. měření (spodní) podle Choudhuryho a kol. (převzato z [19]).....	26
Obr. 2-11	Hodnoty součinitele tření UHMWPE vzorků proti CoCrMo podle Sheeja a kol. (převzato z [24]).....	27
Obr. 2-12	Hodnoty součinitele tření kompozitních povlaků proti Ti6Al4V podle Patnaika a kol. (převzato z [25]) .....	28
Obr. 2-13	Hodnoty součinitele tření různě upravených Ti6Al4V vzorků proti Ti6Al4V podle Ghoshe a kol. (převzato a upraveno z [26]).....	29
Obr. 2-14	Hodnoty součinitele tření různých typů povlaků proti UHMWPE podle Hoseiniho a kol. (převzato z [28]).....	30
Obr. 2-15	Hodnoty součinitele tření různých typů povlaků proti hliníkové kouli podle Österleho a kol. (převzato z [29]).....	31
Obr. 4-1	Tribometr Bruker UMT TriboLab (převzato z [30]) .....	36
Obr. 4-2	Profilometr Bruker Contour GT-X8 (převzato z [35]).....	37
Obr. 4-3	Nepovlakovaný pin (vlevo), pin s DLC povlakem (uprostřed), UHMWPE destička (vpravo).....	38
Obr. 4-4	Experimentální konfigurace „pin-on-plate“ pro měření součinitele tření ....	39
Obr. 4-5	Schéma postupu měření .....	40
Obr. 4-6	Modulární kamera Manta G-146 (převzato z [38]) .....	41

Obr. 5-1	Průměrné hodnoty součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. UHMWPE.....	42
Obr. 5-2	Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. UHMWPE.....	42
Obr. 5-3	Průměrné hodnoty součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. UHMWPE .....	43
Obr. 5-4	Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. UHMWPE.....	43
Obr. 5-5	Srovnání průměrných hodnot součinitele tření různých vzorků proti UHMWPE .....	44
Obr. 5-6	Průběh průměrných hodnot součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. sklo.....	45
Obr. 5-7	Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty CoCrMo vs. sklo .....	45
Obr. 5-8	Průběh průměrných hodnot součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. sklo.....	46
Obr. 5-9	Statistický graf součinitele tření vzorků pro jednotlivé varianty Ti6Al4V vs. sklo .....	46
Obr. 5-10	Srovnání průměrných hodnot součinitele tření různých vzorků proti sklu ..	47
Obr. 5-11	Topografie povrchu jednotlivých variant CoCrMo pinů; a) před testy, b) po testech .....	48
Obr. 5-12	Topografie povrchu jednotlivých variant Ti6Al4V pinů; a) před testy, b) po testech .....	49
Obr. 5-13	Smáčivost povrchu různých typů CoCrMo pinů.....	51
Obr. 5-14	Smáčivost povrchu různých typů Ti6Al4V pinů .....	51
Obr. 5-15	Smáčivost povrchu třecích destiček: UHMWPE, sklo .....	52

## 10 SEZNAM TABULEK

Tab. 2-1	Experimentální podmínky měření jednotlivých studií .....	32
Tab. 2-2	Experimentální podmínky měření jednotlivých studií (pokračování).....	33
Tab. 4-1	Plán měření vzorků.....	38
Tab. 4-2	Kinematické podmínky experimentu.....	39
Tab. 4-3	Podmínky měření vzorků .....	39
Tab. 5-1	Průměrné hodnoty součinitele tření všech vzorků proti UHMWPE.....	44
Tab. 5-2	Průměrné hodnoty součinitele tření všech vzorků proti sklu .....	47
Tab. 5-3	Průměrné drsnosti povrchu jednotlivých vzorků.....	50
Tab. 5-4	Smáčecí úhly jednotlivých komponent experimentu .....	52