



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# TRIBOLOGIE HYDROGELŮ PRO NÁHRADU KLOUBNÍ CHRUPAVKY

TRIBOLOGY OF HYDROGELS FOR ARTICULAR CARTILAGE REPLACEMENT

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Michaela Křížová

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2023

## Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování  
Studentka: **Michaela Křížová**  
Studijní program: Základy strojního inženýrství  
Studijní obor: Základy strojního inženýrství  
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Vrbka, 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:

### **Tribologie hydrogelů pro náhradu kloubní chrupavky**

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

Hlavním impulsem k vývoji 3D tištěného lokálního implantátu je snaha eliminovat rozsáhlejší resekci kyčelní hlavice s nutností náhrady zdravého acetabula a oddálit tak nutnost implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu. Podstatou této práce je pro výrobce – ortopedickou společnost ProSpon, spol. s r. o. realizovat tribologické testování vyvíjeného implantátu z titanové slitiny se zaměřením na analýzy tření a opotřebení. Součástí práce bude výroba modelu materiálu kloubní chrupavky založená na PVA hydrogelu odlévaného do formy.

Typ práce: výzkumná

### **Cíle bakalářské práce:**

Hlavním cílem je experimentální popis vývoje součinitele tření a opotřebení mezi umělými kloubními povrchy s využitím pin-on-plate simulátoru. Práce bude zaměřena na tribologické chování PVA hydrogelů v kontaktu s bio-kompatibilními materiály pro výrobu lokálních implantátů (např. CoCrMo, Ti6Al4V) za podmínek mazání modelem kloubní kapaliny.

Díličí cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací,
- vyrobit vzorky PVA hydrogelů odléváním do formy a navrhnout postup jejich upnutí,
- experimentálně popsat vývoj součinitele tření pro jednotlivé třecí páry (CoCrMo, Ti6Al4V včetně DLC, nativní chrupavka) a posoudit jejich přínos z tribologického hlediska,
- konfrontovat získané poznatky s dosud publikovanými studiemi zabývajícími se mazáním a třením synoviálních kloubů.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

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

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

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

### **Seznam doporučené literatury:**

PERERA, Kalindu, Ryan IVONE, Evelina NATEKIN, Cheryl. A. WILGA, Jie SHEN a Jyothi U. MENON. 3D Bioprinted Implants for Cartilage Repair in Intervertebral Discs and Knee Menisci. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2021, 9. ISSN 2296-4185.

GEURDS, Lauren, Yuan XU a Jason R. STOKES. Friction of lubricated hydrogels: Influence of load, speed and lubricant viscosity. *Biotribology*. 2021, 25. ISSN 23525738.

BEDDOES, Charlotte, Michael WHITEHOUSE, Wuge BRISCOE a Bo SU. Hydrogels as a Replacement Material for Damaged Articular Hyaline Cartilage. *Materials*. 2016, 9(6). ISSN 1996-1944.

REBENDA, David, Martin VRBKA, David NEČAS, Evgeniy TOROPITSYN, Seido YARIMITSU, Pavel ČÍPEK, Martin PRAVDA a Martin HARTL. Rheological and frictional analysis of viscosupplements towards improved lubrication of human joints. *Tribology International*. 2021, 160. 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

Bakalářská práce se zabývá popisem tribologických vlastností lokálních kloubních náhrad v místě defektu chrupavky. Aplikace lokálních náhrad cílí na skupinu mladších pacientů, kteří musí podstoupit zákrok opravy poškozené chrupavky, ale není pro ně vhodná totální náhrada z důvodu její životnosti. Kontakt lokální náhrady a protilehlé chrupavky byl simulován pomocí kovových vzorků a hydrogelu, který má velmi podobné vlastnosti jako přirozená chrupavka. Pro možné porovnání hodnot proběhlo tribologické měření vzorků chrupavky vůči hydrogelu. Tato dvojice slouží jako model pro definování tření ve zdravém kloubním spojení. Hlavním úkolem této práce bylo určit součinitel tření Ti6Al4V, Ti6Al4V+DLC, CoCrMo a chrupavky vůči hydrogelu. Experimenty byly realizovány pomocí tribometru v konfiguraci pin-on-plate. Slitina Ti6Al4V bez povlaku i s povlakem DLC vyšla s nejnižším součinitelem tření pro obě varianty téměř shodně 0,0526. U CoCrMo bylo naměřeno vyšší tření, ale lišilo se od titanové slitiny do jedné setiny. Naopak nejvyšší součinitel tření se nečekaně projevil u vzorků chrupavky, kde byl předpoklad nejnižšího tření. Chyba byla dána špatným výběrem vzorků chrupavky. Tato práce zjednodušeně popisuje tribologické chování lokálních náhrad a výsledkem je materiál s nejnižším součinitelem tření. Provedená měření by mohla pomoci dalšímu výzkumu problematiky lokálních náhrad.

## KLÍČOVÁ SLOVA

lokální kloubní náhrada, chrupavka, hydrogel, biotribologie, tribometr

## ABSTRACT

The bachelor's thesis deals with the description of the tribological properties of focal joint implants in the place of a cartilage defect. The application of focal implants is aimed at a group of younger patients who have to undergo surgery to repair damaged cartilage, but a total replacement is not suitable for them due to its lifetime. The contact of the focal implant and the opposite cartilage was simulated using metal samples and hydrogel, which has very similar properties to natural cartilage. For a possible comparison of values, a tribological measurement of the cartilage samples against the hydrogel was carried out. This pair serves as a model for defining friction in a healthy joint. The main task of this thesis was to determine the coefficient of friction of Ti6Al4V, Ti6Al4V+DLC, CoCrMo and cartilage against the hydrogel. The experiments were carried out using a tribometer in a pin-on-plate configuration. The Ti6Al4V alloy without coating and with DLC coating came out with the lowest coefficient of friction for both variants, almost identically 0.0526. Higher friction was measured for CoCrMo, but it differed from the titanium alloy to one-hundredth. On the contrary, the highest coefficient of friction was unexpectedly manifested in the cartilage samples, where the lowest friction was assumed. The error was due to poor selection of cartilage samples. The thesis simply describes the tribological behaviour of focal implants and the result is a material with the lowest coefficient of friction. The measurements performed could help further research into the issue of focal implants.

## KEYWORDS

focal joint implant, cartilage, hydrogel, biotribology, tribometer

## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KŘÍŽOVÁ, Michaela. Tribologie hydrogelů pro náhradu kloubní chrupavky [online]. Brno, 2023 [cit. 2023-05-24]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/148695>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce prof. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D. za veškerý čas a cenné rady při konzultacích. Také děkuji panu Ing. Matúšu Ranušovi, Ph.D. za pomoc při měření v laboratořích. Zároveň bych ráda poděkovala i mojí rodině za podporu ve studiu.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně, pod odborným vedením prof. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpala, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora



# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>13</b>
2.1	Biotribologie	13
2.2	Synoviální klouby	14
2.2.1	Kloubní chrupavka	16
2.2.2	Synoviální kapalina	18
2.2.3	Tribologické chování v synoviálních kloubech	18
2.3	Defekty kloubní chrupavky	21
2.3.1	Opravy defektů chrupavky	22
2.4	Lokální kloubní náhrady	24
2.4.1	Materiály kloubních náhrad	25
2.4.2	3D tisk lokálních náhrad	26
2.4.3	Hydrogely	27
2.5	Přehled prací zabývajících se tribologií hydrogelu	30
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>41</b>
3.1	Analýza problému	41
3.2	Cíl práce	42
<b>4</b>	<b>MATERIÁLY A METODY</b>	<b>43</b>
4.1	Experimentální zařízení	43
4.2	Příprava třecích vzorků	44
4.2.1	Vyhodnocení drsnosti a zaoblení kovových vzorků	45
4.2.2	Příprava vzorků nativní kloubní chrupavky	49
4.2.3	Výroba hydrogelu	49
4.3	Podmínky experimentů	51
4.4	Vyhodnocení dat součinitele tření	52
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b>	<b>54</b>
5.1	Vyhodnocení měření součinitele tření	55
5.1.1	CoCrMo	55
5.1.2	Ti6Al4V+DLC	56
5.1.3	Ti6Al4V	57
5.1.4	Chrupavka	58

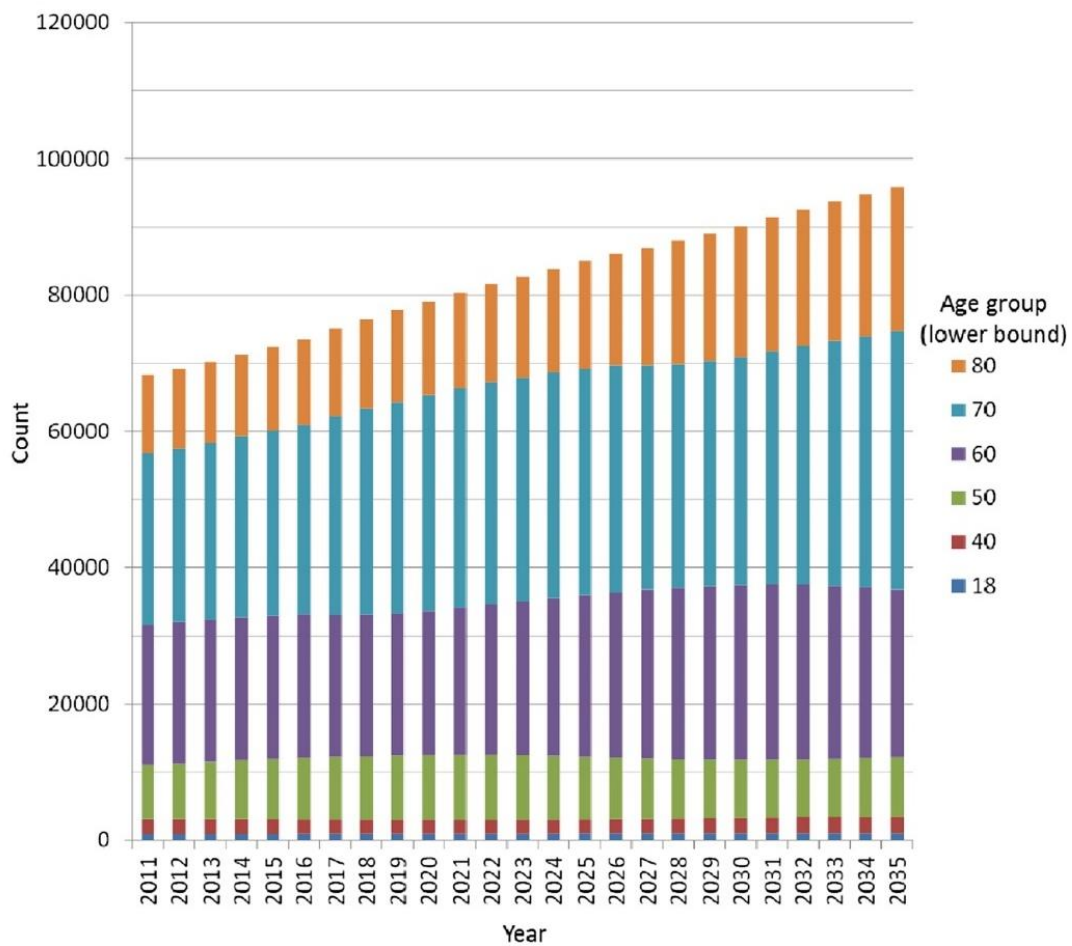
5.1.5	Porovnání naměřených hodnot	59
5.1.6	Dlouhodobé testování titanových slitin	61
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>63</b>
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>65</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>67</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>73</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>74</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>76</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>77</b>

# 1 ÚVOD

Chrupavka je velmi důležitá část lidského těla zajišťující snadný a bezbolestný pohyb všech kloubů. Slouží jako tlumič veškerých rázů, které při pohybu vznikají a zároveň musí plnit nosnou funkci pro celou hmotu těla a její pohyb. Kombinace těchto vlastností není snadná, protože materiál chrupavky musí být zároveň pružný, pevný a mít co nejmenší součinitel tření. Defekty chrupavky jsou častým příznakem osteoartrózy, která způsobuje bolesti kloubů a vede k omezení pohyblivosti jedince. Úbytek a poruchy chrupavky mají za následek zvýšení tření v kloubním spojení. Tento problém postihuje zejména starší populaci nebo osoby po úrazech kloubů.

Aktuálně se v medicíně provádí čím dál více operativních zákroků kompletní výměny poškozeného kloubu a předpokládá se stálý nárůst (Obr. 1-1). Tato metoda je značně invazivní a umělé kloubní náhrady mají časově omezenou životnost. Navíc mohou vzniknout i komplikace při zákroku, které mohou vést v nejhorším případě až k amputaci končetiny. Proto se řada studií věnuje hledání alternativních metod léčby osteoartrózy. Jedná se především o způsoby zajišťující komfortní život s oddálením zákroku aplikace totální náhrady. Jako jedna z perspektivních možností se jeví používání lokálních náhrad v místě poškozené chrupavky. Metoda lokálních náhrad spočívá v méně invazivním chirurgickém zákroku, kdy se v kloubu vymění pouze část poškozené chrupavky vhodným biokompatibilním kovovým materiálem. Ovšem před zavedením používání lokálních náhrad je potřeba blíže specifikovat chování v takto opraveném kloubu.

Biotribologie se věnuje popisu tření, mazání a opotřebení v biologických systémech. U lokálních náhrad umožňuje stanovit součinitele tření v kontaktu dvou materiálů a tím určit potenciálně vhodný materiál pro lokální náhrady. Popis tření v kloubních spojeních není snadný, proto se musí vytvářet zjednodušené modely napodobující chování kloubu s lokální náhradou. Primárně lze definovat pohyb kloubu pomocí rovné plochy chrupavky proti použitému kovu lokální náhrady. Ovšem chrupavku není možné použít jako rovnou plochu, tak se pro další usnadnění používá hydrogel, jakožto materiál s velmi podobnými vlastnostmi přirozené chrupavce. Pomocí takovýchto experimentů je možné určit vhodný materiál pro lokální kloubní náhrady.

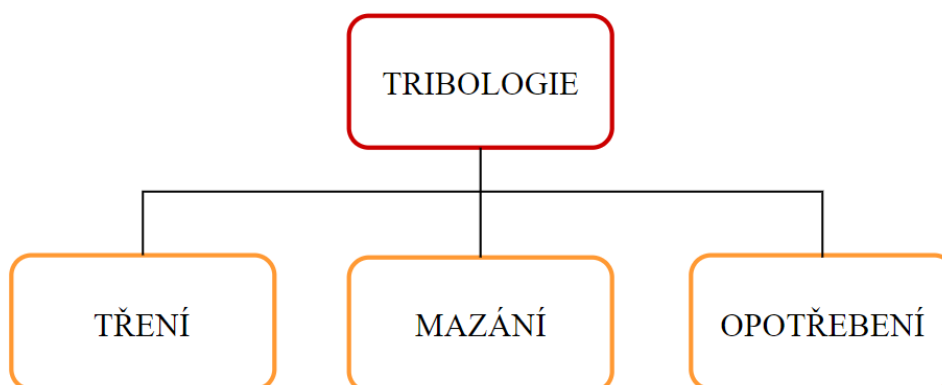


Obr. 1-1 Předpokládané počty kyčelních totálních náhrad ve Spojeném království do roku 2035 s odhadem z roku 2010 daným statistikou za předchozích 20 let [1]

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Biotribologie

Tribologie je věda zabývající se třením, mazáním a opotřebením interagujících ploch při relativním pohybu (Obr. 2-1) [2]. Ke tření dochází mezi tělesy, které jsou spolu v kontaktu a pohybují se vůči sobě. Působením tření dochází k procesu opotřebením spočívající v úbytku materiálu z povrchové vrstvy. Vhodnou volbou maziva lze omezit efekt opotřebením.



Obr. 2-1 Oblasti tribologie

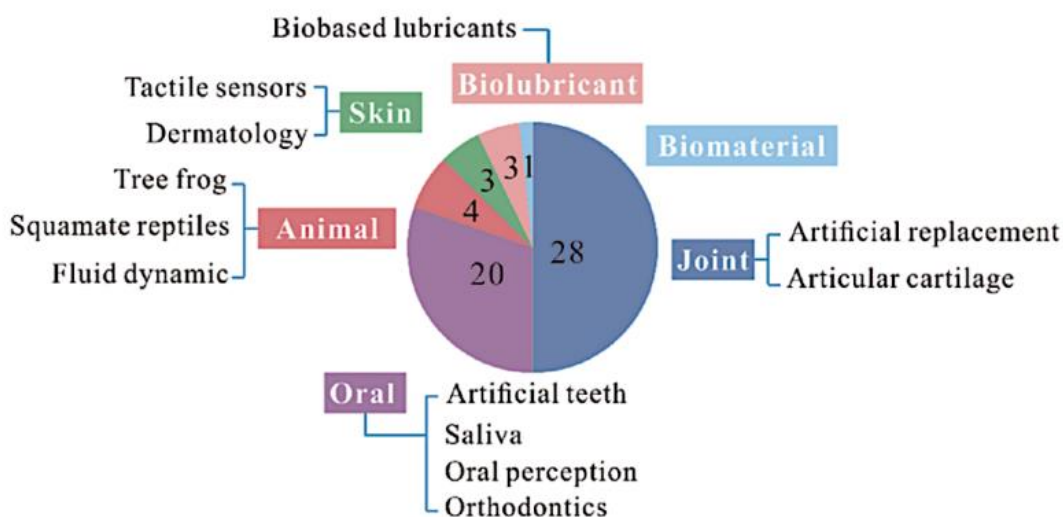
Jedno z odvětví tribologie se nazývá biotribologie. Jak už z názvu vyplývá, jedná se o obor, který se věnuje studiu tření v biologických systémech. Tato problematika nabývá na popularitě z důvodu snahy o zlepšení kvality života pacientů trpícím některým z problémů se třením v lidském těle. Častou oblastí zájmu biotribologie je problematika umělých kloubních náhrad. V této oblasti se biotribologie zabývá například mazáním umělých kloubů, vývojem materiálů kloubních implantátů a vlastnostmi texturovaných povrchů [3].

Mazání kloubních implantátů je důležité pro výzkum prodloužení životnosti kloubních náhrad. Při opotřebením mazací vrstvy hrozí uvolňování nežádoucích částic do těla a dochází ke zhoršení pohyblivosti kloubního spojení [4]. Do této oblasti patří výzkum chování synoviální kapaliny v kloubu, hydrogely jako kluzné materiály místo chrupavky a další [3].

Vývoj je potřeba i v oblasti samotných materiálů. Mezi nejčastěji používané materiály se řadí ušlechtilé oceli, slitiny titanu, chromu, keramika a využívá se i modifikovaný polyetylen [5]. Řešení v této oblasti se hledá tak, aby opět docházelo ke snižování tření a tím i opotřebením materiálu.

Texturování povrchu má snahu vylepšit tribologické chování v kontaktním spojení kovu s kovem u totálních kloubních náhrad [3]. Mikrotextury a uhlíkové povlaky se používají k povrchové úpravě ortopedických implantátů [3]. Uhlíkový povlak DLC (diamond-like carbon) vzniká katodickým obloukovým napařováním a je běžnou úpravou slitin ve zdravotnictví díky své biokompatibilitě [6].

Dalším významným oborem biotribologie je orální tribologie, která zkoumá přirozené zuby, jazyk, sliny, zubní implantáty, dentální výplňové materiály. Téma biotribologie kůže se zabývá hydratačními a kosmetickými přípravky, hmatovými senzory a protézami. Ostatní výzkumy biotribologie se věnují zbylým částem lidského těla, tribologii zvířat a rostlin anebo biolubrikanty. Následující Obr. 2-2 zobrazuje procentuální rozdělení oblastí biotribologie podle četnosti odborných článků daných témat z Web of Science. [7]



Obr. 2-2 Rozdělení oblastí biotribologie podle počtu odborných článků [7]

## 2.2 Synoviální klouby

Klouby zajišťují spojení dvou nebo i více kostí a hlavní funkcí kloubů je umožnění pohybu. Klouby se dělí podle pohyblivosti na:

- Synartrózy
- Amfiartrózy
- Diartrózy

Lebeční švy jsou příkladem nepohyblivého spojení synartrózy. Amfiartrózy, například spojení žeber a hrudní kosti, patří mezi málo pohyblivá spojení. Naopak diartrózy se řadí mezi spojení s rozsáhlým pohybem a patří mezi ně i kolenní kloub. [8]

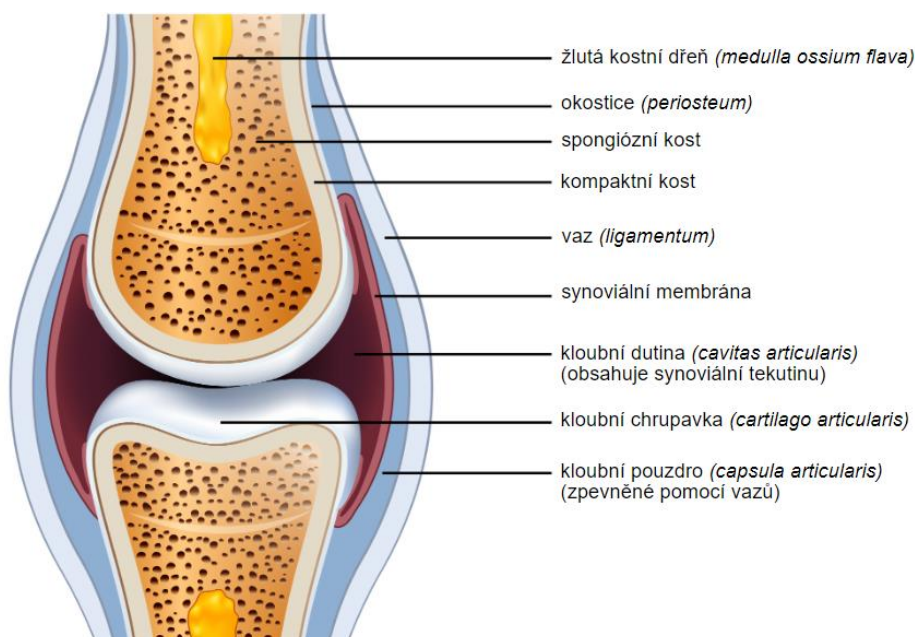
Další dělení může být podle struktury spojovacího materiálu kloubů na:

- Vazivové klouby
- Chrupavčité klouby
- Synoviální klouby

Vazivové klouby neboli synartrózy spojují vazivové tkáně a neobsahují kloubní dutinu. Součástí chrupavčitých kloubů taktéž není kloubní dutina a nazývají se amfiartrózy. Poslední a velmi důležitou skupinu tvoří synoviální klouby čili diartrózy, kde se vyskytuje kloubní dutina a jedná se o většinu velkých kloubů v těle. [8]

Dále se tato práce zaměřuje pouze na synoviální klouby, protože se jedná o velkou část kloubů v lidském těle, a to zejména na ruku a nohu. Bakalářská práce zkoumá vlastnosti hydrogelů, jako zástupce chrupavky v souvislosti s třecími vlastnostmi v kloubu s lokální náhradou. K opotřebení dochází pohyby v kloubu a synoviální klouby mají největší pohyblivost, proto se následně píše pouze o těchto kloubech.

Synoviální kloub obsahuje kloubní dutinu. Struktura kloubu je popsána na Obr. 2-3. V kloubní dutině se nachází synoviální kapalina, která slouží ke snížení tření uvnitř kloubu. Povrch každé kosti tvoří kloubní chrupavka, jejímž účelem je také co nejvíce snížit tření, a to pomocí svého hladkého povrchu. Dále chrupavka snižuje tlak na kost a díky své tvárnosti umožňuje měnit tvar styčné plochy a tím působící tlak. Chrupavka plynule přechází do kompaktní kosti. Obal uzavírající kloubní dutinu se nazývá kloubní pouzdro a skládá se ze dvou vrstev. Vnitřní vrstva se označuje jako synoviální membrána a vnější jako vazivové pouzdro. Ve vnější vrstvě synoviálního kloubu se vyskytují vazy, které fungují jako stabilizace a výztuha kloubního pouzdra. Vazy určují rozsah pohybu kloubu a při jejich přetížení může dojít k natažení nebo dokonce i přetržení. [8]



Obr. 2-3 Struktura synoviálního kloubu [8]

## 2.2.1 Kloubní chrupavka

Lidské tělo se skládá ze tří hlavních druhů chrupavek (Obr. 2-4):

- hyalinní chrupavka
- elastická chrupavka
- vazivová chrupavka

Elastická chrupavka se nachází v uchu či hrtanu a obsahuje kolagen, proteoglykany a elastinová vlákna umožňující vyšší flexibilitu. Meziobratlové ploténky nebo kolenní menisky tvoří z větší části vazivová chrupavka, která má vysokou pevnost v tahu v důsledku pevných a uspořádaně svázaných kolagenových vláken. [4]



Obr. 2-4 Struktura hyalinní, vazivové a elastické chrupavky [7]

Hyalinní chrupavka je nejběžnější chrupavka v lidském těle a poskytuje lubrikaci a nosnou podporu pro kloubní povrchy kostí v synoviálních kloubech, nezbytnou pro snadný pohyb kloubu [4]. Mezi další funkce matrice hyalinní chrupavky patří tlumení rázů, minimalizování tlaku na subchondrální kost, chrání chondrocyty před mechanickým zatížením, určuje koncentraci a rychlost difúze živin do chondrocytů [9]. Kluzné povrchy synoviálních kloubů jsou pokryty speciálním typem hyalinní chrupavky s názvem kloubní chrupavka [9]. Tato chrupavka je snadno deformovatelná, aby umožnila zvětšení kontaktní plochy s protilehlým povrchem a tím vzniklo efektivnější rozložení zátěže [10]. V kloubech proniká chrupavka do porézní vrstvy kosti a šířka chrupavky se u jednotlivých kloubů liší podle velikosti zatížení [11].

Kloubní chrupavka je měkká tkáň tvořená extracelulární matricí, složené z vláknité sítě, vody a iontů [12]. Vláknitou složku tkáně tvoří kolagen a proteoglykany [12]. Buněčná složka se skládá z chondrocytů [12]. Kloubní chrupavku vyživuje difúze chondrocytů přes matrici [12]. Kvůli avaskulární<sup>1</sup> povaze chrupavky se dostávají živiny do chondrocytů komplikovaně a to má za následek nedostatečnou schopnost regenerace chrupavky [11].

---

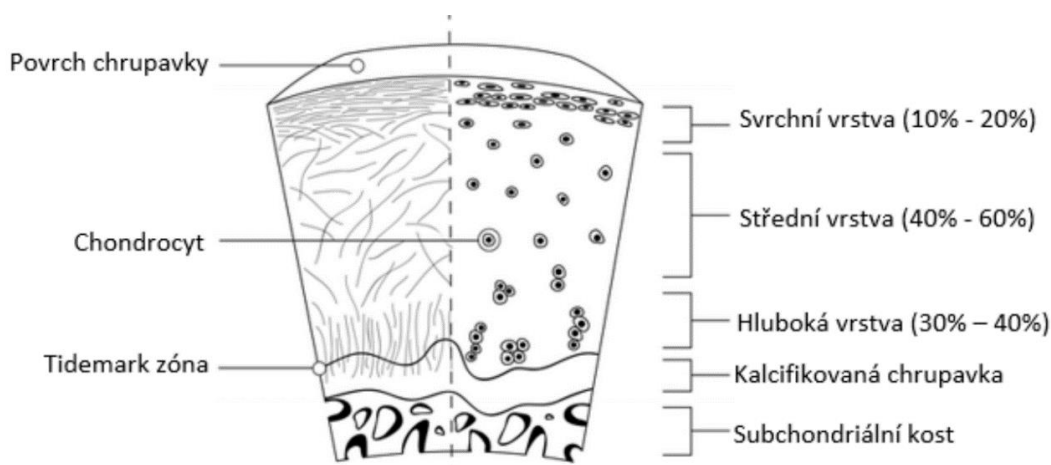
<sup>1</sup> Neobsahuje cévy.



Ve srovnání s jinými tkáněmi obsahují kloubní chrupavky málo buněk, přičemž chondrocyty tvoří pouze 1–5 % objemu chrupavky. 60–80 % vlhké hmotnosti je tvořeno vodou, z toho nejvíce vody se nachází v povrchové vrstvě, která zajišťuje dostatečné mazání s nízkým třením protilehlých povrchů. Chondrocyty syntetizují kolagen a proteoglykany [11]. Kolagen (90–95 % typu II) poskytuje pevnost v tahu a pomáhá při uchycení chondrocytů k matrici. Proteoglykany zajišťují pevnost v tlaku a umožňují akomodaci velkého obsahu vody. Ve vlhké hmotnosti chrupavky se nachází 10–20 % kolagenu a stejné procentuální zastoupení mají i proteoglykany. [9; 11]

Kloubní chrupavku je možné rozdělit do čtyř vrstev (Obr. 2-5):

- povrchová vrstva
- střední vrstva
- hluboká vrstva
- kalcifikovaná chrupavka



Obr. 2-5 Stavba kloubní chrupavky [13; 14]

Povrchová zóna zaujímá nejmenší část objemu chrupavky (10–20 %). Je tvořená kolagenovými vlákny a hustou vrstvou chondrocytů. Tato vrstva určuje povrch vlastní chrupavky. Buňky na okraji chrupavky jsou pokryty tenkou vrstvou synoviální kapaliny nazývanou lubricin, která zajišťuje finální kluzný povrch kloubní chrupavky. Povrchová oblast obsahuje nejvíce vody z důvodu vysoké koncentrace kolagenu a nízké koncentrace proteoglykanů. Porušení této části způsobí změnu mechanických vlastností a často vede k rozvoji osteoartrózy. [9]

Střední vrstva se nachází pod povrchovou vrstvou a tvoří největší část chrupavky (40–60 %). Buňky oproti předchozí zóně mají menší hustotu. Kolagenová vlákna jsou náhodně uspořádána a chondrocyty zaujímají kulový tvar. [9]

Hluboká vrstva (30–40 %) obsahuje nejvíce kolagenových vláken, nejvyšší koncentraci proteoglykanů a nejnižší koncentraci chondrocytů [9]. Chondrocyty jsou uspořádány kolmo k povrchu a stále drží sférický tvar. Vlákná kolagenu jsou taktéž kolmo k povrchu.

Poslední částí je kalcifikovaná chrupavka poskytující důležitý přechod na subchondrální kost. Vyskytuje se zde kolagen typu X, který zajišťuje strukturní celistvost a dohromady se subchondrální kostí fungují jako tlumiče rázů [9]. Hlubokou vrstvu a kalcifikovanou chrupavku odděluje trademark zóna, jejímž úkolem je rozdělení mineralizované a nemineralizované části chrupavky.

Z popisu jednotlivých vrstev vyplývá, že obsah kolagenu klesá od povrchové do hluboké vrstvy přibližně o 15 %. Stejný trend má zastoupení vody v celkovém objemu. Naopak množství proteoglykanů je nejnižší na povrchu a v hluboké zóně se zvyšuje o 15 %. Všechny tyto změny v rámci struktury chrupavky mají za následek nehomogenní transportní vlastnosti v kloubní chrupavce. [12]

## 2.2.2 Synoviální kapalina

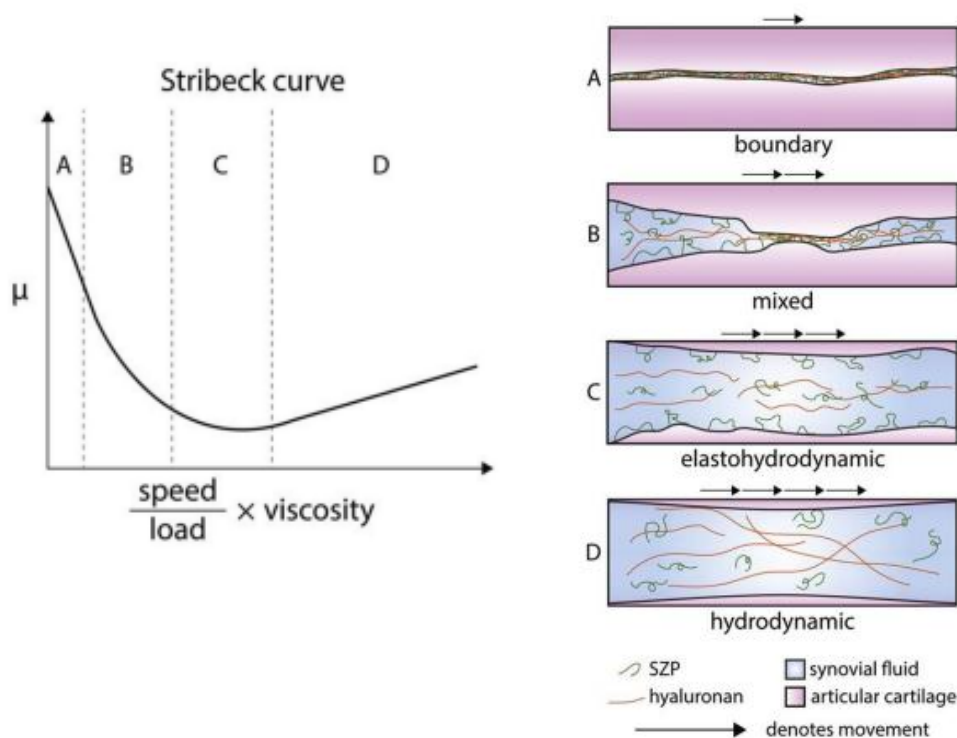
Synoviální kapalina je newtonovská kapalina nacházející se v kloubní dutině. Funguje jako viskózní mazivo a tím zmírňuje tření mezi chrupavkami během pohybu. Dále udržuje či dokonce zvyšuje pružnost chrupavek a dodává potřebné živiny. Synoviální tekutina je dialyzát krevní plazmy a obsahuje kyselinu hyaluronovou (HA), proteoglykany, plazmatické proteiny a lipidy. Složení synoviální kapaliny vypovídá o stavu kloubu. Pokud dojde například k poškození chrupavky nebo zánětu, lze tento problém poznat ze stavu synoviální kapaliny. [15]

## 2.2.3 Tribologické chování v synoviálních kloubech

Způsob mazání v kloubech není snadné jednoduše popsat. Dowson uvedl, že hlavním mechanismem mazání v kloubním spojení je forma elastohydrodynamického působení určeného klouzáním nebo stlačováním kapaliny mezi porézními povrchy [16]. Mezní mazání poskytuje povrchovou ochranu v případě silného zatížení a malé rychlosti pohybu [16]. Jednotlivé fáze mazání při pohybu kloubu se odlišují v závislosti na zatížení, rychlosti pohybu, stavu chrupavky a mnoha dalších faktorech. V lubrikačním mechanismu synoviálních kloubů hraje důležitou roli společná koordinace kloubní chrupavky se synoviální tekutinou [14]. Chrupavka ovlivňuje tloušťku filmu díky své schopnosti deformace, která při zatížení zajistí dostatečnou tloušťku filmu, aby mohlo vzniknout elastohydrodynamické mazání [17].

Součinitel tření v normálním synoviálním kloubu se pohybuje v rozmezí 0,001–0,45 v závislosti na podmínkách pohybu [18]. Tloušťka mazacího filmu závisí na zatížení, viskozitě kapaliny, rychlosti pohybu, tuhosti povrchů a tvaru mezery mezi chrupavkami [17].

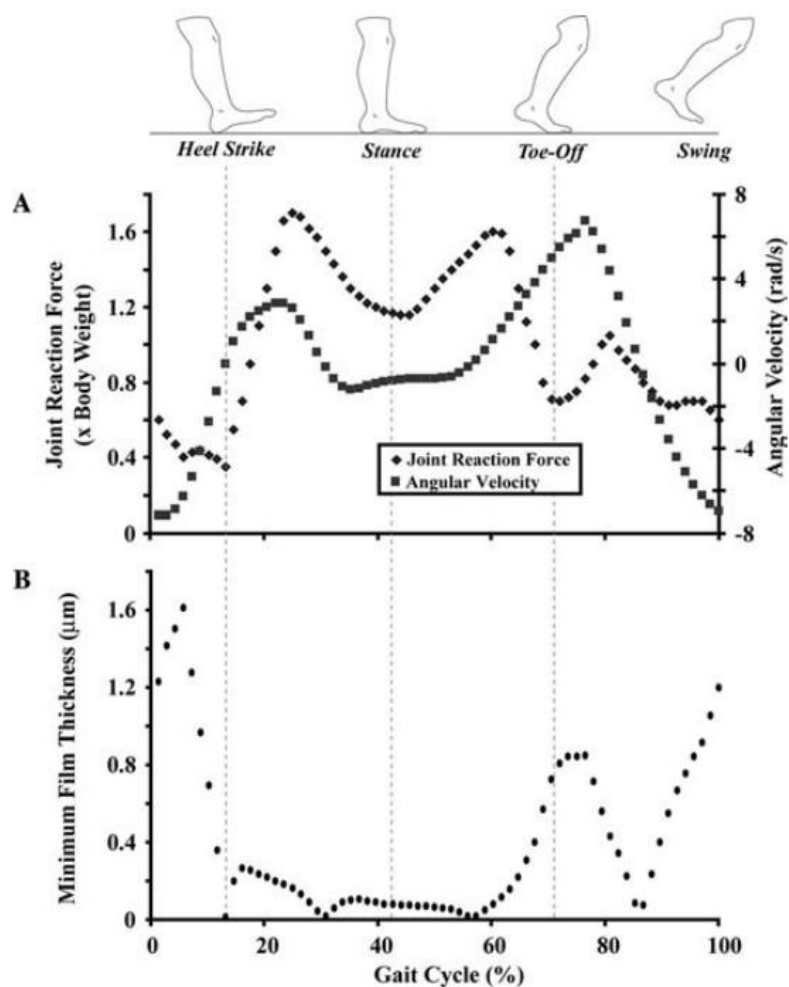
Režimy mazání popisuje Stribeckova křivka zobrazená na Obr. 2-6. Stribeckova křivka je závislost součinitele tření na Herseyově čísle, které je dané kluznou rychlostí, zatížením a viskozitou kapaliny. Graf se skládá ze čtyř oblastí: mezní (Obr. 2-6 A), smíšené (Obr. 2-6 B), elastohydrodynamické (Obr. 2-6 C) a hydrodynamické (Obr. 2-6 D) mazání [18]. K mazání kapalinovým filmem dochází při vysokých rychlostech nebo při nízkém zatížení [18]. Naopak hraniční mazání vzniká při vysokém zatížení, nízké rychlosti posuvu a vysoké viskozitě kapaliny [18].



Obr. 2-6 Stribeckova křivka a režimy mazání [18]

Kolenní a kyčelní chrupavka průměrného muže ve věku 25–34 let podstupuje denně okolo 5400 zátěžných cyklů. Žena stejného věkového rozmezí a za stejný čas provede průměrně 4700 zátěžných cyklů. Za předpokladu 80 leté životnosti se počet zátěžných cyklů dostane až na  $10^8$ . I při jednoduchých pohybech, jako je chůze, přenáší chrupavka síly několikanásobně větší než je tělesná hmotnost. Například v kolenní se maximální síly pohybují od 1,2 do 7,2 násobku tělesné hmotnosti a v kyčelním kloubu od 2,5 do 5,8 násobku tělesné hmotnosti. Tlak v kloubu není rozložený rovnoměrně, ale maximální hodnoty se mohou přiblížit až 18 MPa pro kyčelní kloub. [19]

Následující Obr. 2-7 znázorňuje závislosti silového působení, rychlosti a tloušťky mazacího filmu v kolenním kloubu při chůzi. Druh režimu mazání závisí na drsnosti povrchu a tloušťce filmu zobrazené v části B. Část A popisuje reakční sílu kolenního kloubu a rychlost v průběhu jednoho typického kroku při chůzi. Z měření vyplývá, že největší síla je ve fázi došlapu a odrazu. Největší rychlosti dosahuje kloub po došlapu a před odrazem. Oblast B uvádí minimální tloušťku filmu uvnitř kloubního spojení, ze které vychází největší pravděpodobnost hydrodynamického mazání po odrazu, kde je vysoký poměr rychlosti k zatížení a tloušťka filmu je větší než drsnost povrchu chrupavky. Naopak výskyt mezního mazání se očekává mezi fází došlapu a odrazu, kvůli nízkému poměru rychlosti k zatížení a výrazně menší tloušťce filmu. Opatření při hydrodynamickém mazání je menší než u mezního mazání. Předpokládá se nutnost správné lubrikace v kloubním spojení, protože při nedostatečném mazání dochází velmi rychle k poškození chrupavky. [19]



Obr. 2-7 Popis vlastností kolenního kloubu při chůzi [19]

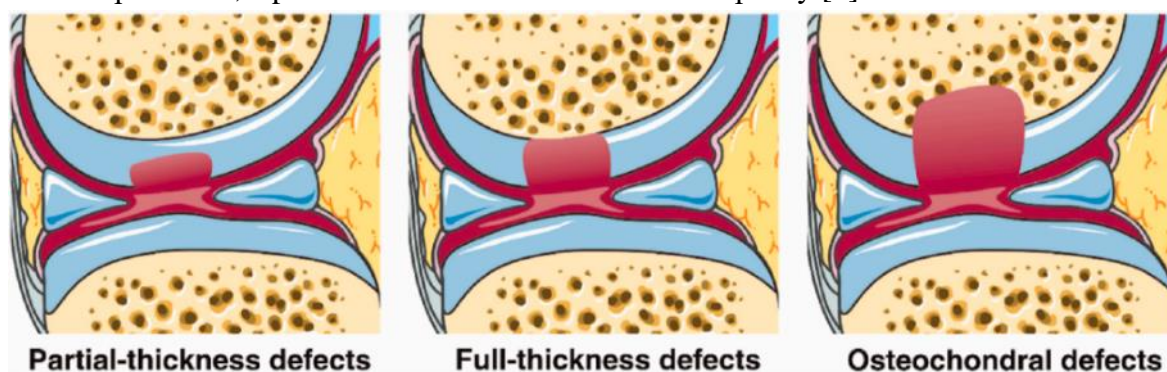
## 2.3 Defekty kloubní chrupavky

V kloubní chrupavce se nevyskytují žádné cévy, proto výživa chrupavky probíhá skrz matrici a kvůli tomu je regenerace značně omezená. Regeneraci chrupavky zajišťují proteoglykany a kolagen, které jsou vylučovány z chondrocytů. Difúze přes matrici není dostatečně rychlá, aby vždy dokázala zajistit úplnou obnovu kloubní chrupavky. [11]

Mezi nejčastější příčiny poškození kloubní chrupavky patří opotřebení ve vyšším věku anebo velkou rychle působící zátěží, obvykle při sportu. Při působení velkého tlaku na chrupavku může dojít k částečnému či úplnému porušení chrupavky. Druhý způsob defektu vzniká vlivem značného množství opakovaných cyklů pohybu, jedná se tedy o únavové opotřebení. [11]

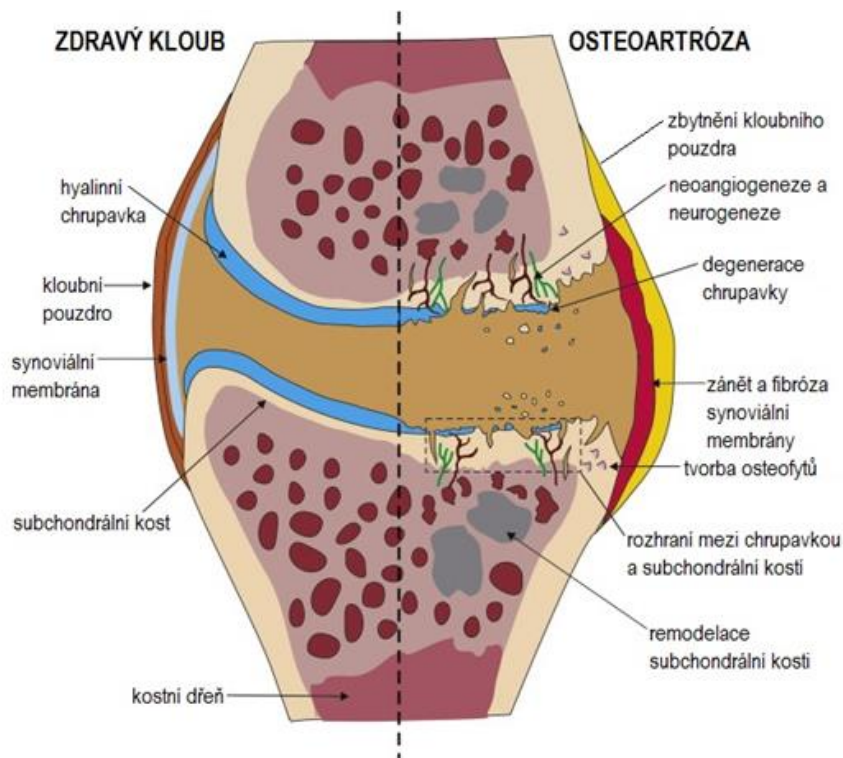
Degenerace chrupavky s věkem je poznamenána snížením hustoty chondrocytů, zmenšením velikosti proteoglykanů, menším obsahem vody a celkovým ztenčením chrupavky. Tyto změny vedou k tomu, že tkáň není schopná správně nést kompresní zátěž, a to způsobuje další poškození chrupavky. Navíc s vyšším věkem se zvyšuje pórovitost kostí, čímž se snižuje celková pevnost kloubního spojení. Jiné příčiny poškození chrupavky zahrnují infekce a onemocnění, jako je septická artritida či myopatie. [11]

Osteoartróza je degenerativní onemocnění kloubní chrupavky a patří mezi nejčastější kloubní poruchy [12]. Osteochondrální defekt poškozuje celou tloušťku chrupavky a zasahuje i do subchondrální kosti, jak je zobrazeno na Obr. 2-8 [20]. Osteochondrálnímu defektu předchází částečné poškození chrupavky a defekt po celé hloubce chrupavky bez zásahu do kosti [20]. Věk je u toto onemocnění důležitým faktorem, jelikož s věkem klesá schopnost regenerace chrupavky a zejména u starších osob může osteoartróza způsobovat velké bolesti při pohybu [11]. Při osteoartróze obsahuje chrupavka více než 90 % vody v důsledku zvýšené propustnosti a narušení matrice [9]. To vede ke snížení modulu pružnosti, a proto se sníží únosnost kloubní chrupavky [9].



Obr. 2-8 Druhy defektů chrupavky: částečný, v plné tloušťce chrupavky a osteochondrální [20]

Na Obr. 2-9 je znázorněno porovnání zdravého kloubu a kloubu s osteoartrózou. Při osteoartróze se rozpadá celá chrupavka, a jelikož není povrch kosti chráněn chrupavkou poškozují se i kost. Do kloubní dutiny se odlupují části rozpadlé chrupavky a kostí. V synoviální kapalině mezi kostmi se vyskytují částice, které při pohybu třou o povrchy kostí a tím způsobují ještě větší opotřebení anebo dokonce i záněty v kloubu. V takto postiženém kloubu se razantně zvýší tření a pacient pociťuje velké bolesti.



Obr. 2-9 Porovnání zdravého kloubu a kloubu s osteoartrózou [21]

### 2.3.1 Opravy defektů chrupavky

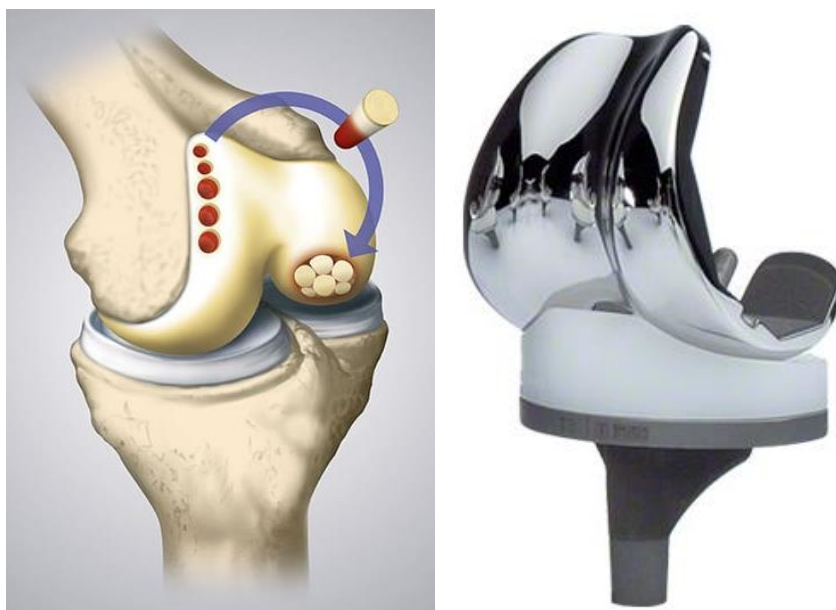
Téma opravy chrupavek je v medicíně velmi aktuální, jelikož populace stárne. Počet pacientů trpící osteoartrózou roste a zároveň přibývá i lidí po úrazech kloubů, kteří vyžadují komfortní život po hospitalizaci. Navíc je snaha dosáhnout vylepšení standartu života ve starším věku spočívající v bezbolestném pohybu.

Je-li chrupavka narušená jen mírně probíhá léčba posílením okolních svalů, redukcí tělesné hmotnosti a obecně zlepšením životního stylu. Pokud nepomáhá dieta předepíše lékař protizánětlivé léky případně injekce kyseliny hyaluronové. Jakmile se poškození rozšíří přichází na řadu chirurgický zákrok.

První možností zákroku je vytvoření mikrofraktury, která by měla zajistit uvolnění kmenových buněk pro obnovu porušené chrupavky. Často nedochází k obnově chrupavky v celém defektu a nově vzniklá chrupavka je vazivová a má tedy menší tuhost. Další možností je transplantace osteochondrálního autoštěpu (Obr. 2-10 vlevo). Tato metoda spočívá ve vyjmutí chrupavky od dárce anebo z nenosné oblasti kloubu a vložení to defektu. Defekt by měl být malý kvůli tloušťce chrupavky z nenosné části kloubu i kvůli možnosti odmítnutí imunitním systémem. Třetí možností je autologní implantace chondrocytů, ve které dochází k odběru chrupavky z nenosné části, kultivaci chondrocytů a zavedení chondrocytů do degenerované oblasti. Jedná se o pomalou metodu a pacient musí podstoupit více operací. [11]

Předchozí metody nemusí vždy správně opravit poškozenou chrupavku. Jako modernější metodu je možné použít na regeneraci chrupavky hyalofast [23]. Jedná se o materiál složený z 3D vláknité vrstvy benzylesteru kyseliny hyaluronové (HYAFF), která tvoří hlavní složku lidské chrupavky [23]. Implantovaný materiál postupně degraduje a uvolňuje látky potřebné pro obnovu normální anatomie chrupavky [23].

Další možnosti tvoří kovové náhrady. Existuje způsob léčby lokálními kovovými implantáty, kde se poškozená chrupavka nahradí kovovými implantáty a zbytek kloubu zůstane v původním stavu [24]. Lokální náhrady jsou hlavní motivací této bakalářské práce. Nejvíce invazivní metodou je použití totální náhrady kloubu. K zákroku se přistupuje pouze tehdy, když je chrupavka neopravitelně poškozena. Výrazným problémem této metody je životnost kloubní náhrady. Například životnost náhrady kolenního kloubu zobrazené na Obr. 2-10 vpravo je 97,9 % [25] po 10 letech, ale v literatuře se běžně vyskytuje 90 až 95 %. Proto se totální náhrada používá převážně u starších pacientů. Pokud přeci jen musí mladší pacienti podstoupit operaci s totální výměnou nefunkčního kloubu, jsou nuceni si projít touto operací během svého života vícekrát v důsledku životnosti náhrady. [11]



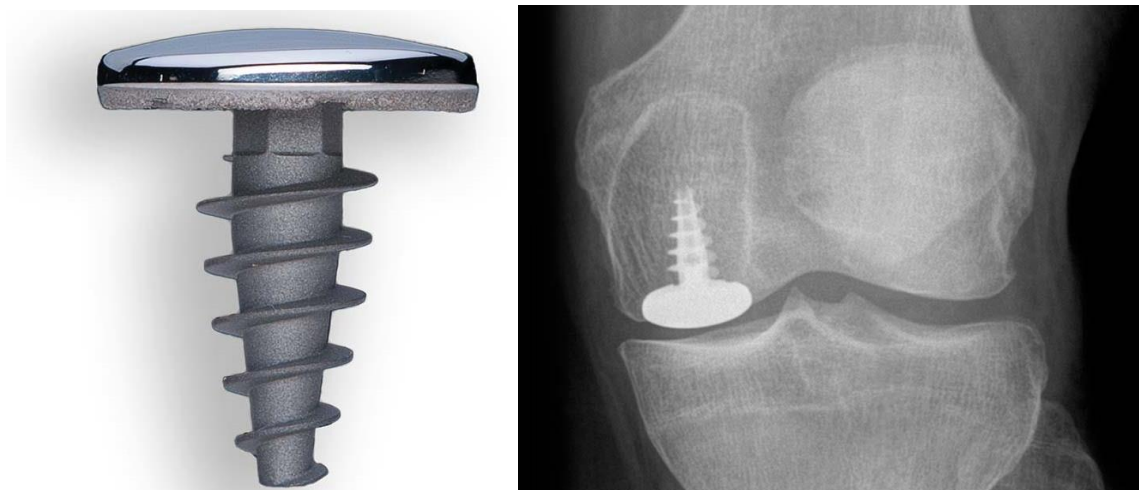
Obr. 2-10 Vlevo metoda osteochondrálního autoštěpu [22] a vpravo kolenní endoprotéza Columbus® [25]

## 2.4 Lokální kloubní náhrady

Existuje skupina mladších aktivních lidí, kteří vyžadují operativní zákrok na opravu poškozené chrupavky, ale není pro ně vhodné uvažovat o totální náhradě, kvůli její životnosti. Jelikož množství lidí vyžadující řešení tohoto problému roste čím dál víc, je nutné věnovat této oblasti značnou pozornost ve výzkumu nových metod náhrady chrupavky. Jednou ze zkoumaných možností jsou lokální kovové implantáty nahrazující oblast poškozené chrupavky.

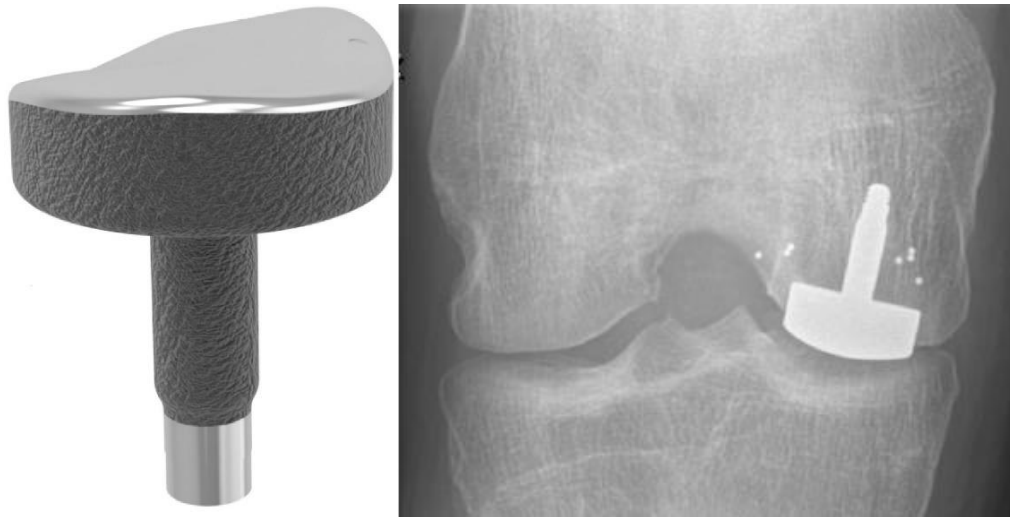
Lokální implantáty vznikli téměř před 20 let a obecným předpokladem těchto implantátů je ošetření defektů chrupavky na relativně malé ploše, snížení bolesti a zlepšení funkce kloubu [26]. Lokální náhrady fungují na principu výměny nefunkční chrupavky kovovým implantátem. Tvar implantátu se přizpůsobuje potřebám pro jednotlivé náhrady z medicínských skenů [24]. Důležitou roli hraje i umístění implantátu, které je velmi obtížné a zároveň podstatné kvůli riziku pozdějšího poškození protilehlé chrupavky [27]. Problém může způsobovat obtížný přístup k defektu chrupavky během zákroku, ale jsou vyvinuty chirurgické techniky i pro minimální přístup [28]. Jako implantátové materiály se používají titanové slitiny, kobalt-chrom, jejich kombinace anebo další materiály [28].

Na Obr. 2-11 je zobrazen příklad lokální kolenního implantátu HemiCAP, který má závit pro lepší upevnění v kosti [29]. Další možný druh implantátu vyrábí Episurf Medical (Obr. 2-12). Tento implantát se liší hlavně tím, že neobsahuje závitovou část [30]. Implantáty jsou vyrobeny z kombinace materiálů slitin CoCr a titanu a dalších [30]. Pro různé umístění vznikají odlišné tvary celého lokálního implantátu [30].



Obr. 2-11 Lokální kloubní implantát HemiCAP, vpravo rentgenový snímek aplikovaného implantátu [29]





Obr. 2-12 Lokální kloubní implantát Episurf Medical, vpravo rentgenový snímek aplikovaného implantátu [30]

Byla provedena i preklinická studie skupiny autorů Martinez-carranza a kol. [24] zkoumající vliv lokálních náhrad na poškození okolní chrupavky u ovcí. Ovcím se do uměle vytvořeného defektu v kolenu vložil kovový lokální implantát a druhé koleno s defektem bylo ponecháno bez léčby. U celkového počtu 6-ti ovcí nebylo pozorováno žádné poškození chrupavky vlivem kovového implantátu. V žádném z případů neléčeného defektu nedošlo k obnově chrupavky. Závěrem vyplynulo, že použití lokálních náhrad může mít budoucnost jako alternativní léčba defektů chrupavky.

Problematika lokálních náhrad je tématem bakalářské práce, jež má za úkol popsat chování materiálů lokálních náhrad vůči PVA hydrogelu, který v první fázi výzkumu simuluje chování chrupavky kvůli velmi podobným vlastnostem.

#### 2.4.1 Materiály kloubních náhrad

Kloubní náhrady zastupují v těle kloubní spojení, které nebylo funkční a muselo být obnoveno umělými materiály. Kromě vysoké pevnosti je důležitou vlastností materiálu biokompatibilita, aby bylo tělo schopné přijmout cizí materiál do svého organismu. Mechanické vlastnosti náhradního materiálu by měli být podobné vlastnostem kosti, do které bude náhrada aplikována [31]. Nejčastěji dochází k opravě kyčelních a kolenních kloubů, kvůli velké zátěži těchto kloubů ať už při obyčejné chůzi nebo při sportech.

Kovy jsou historicky nejstarším materiálem používaným v kloubních náhradách, ale z počátku byly voleny nerezové oceli, které způsobovali uvolňování nebezpečných kovových iontů do organismu. Nerezy nahradily slitiny CoCrMo, titanové slitiny a další. Povrchy náhrad lze různě mechanicky nebo tepelně upravovat. Mechanické vlastnosti materiálů kovových slitin kloubních náhrad jsou popsány v Tab. 2-1. Dalšími používanými materiály mohou být polymery, keramiky nebo kompozity. [31]

Tab. 2-1 Mechanické vlastnosti kovových slitin pro kloubní náhrady [31]

Slitina	Pevnost v tahu	Youngův modul
	MPa	GPa
<b>CoCrMo</b>	600–1795	200–230
<b>Ti6Al4V</b>	960–970	110
<b>Nerezová ocel (1.4404)</b>	465–950	200

### 2.4.2 3D tisk lokálních náhrad

Trojrozměrný tisk je stále častěji využívanější moderní technologie, jak v průmyslu, tak i v lékařství. Mezi nespornou výhodou této technologie patří nízké výrobní náklady, rychlost výroby a dokonce i vytvoření složitých struktur. Využití 3D tisku v lékařství přináší velké množství výhod. Především umožňuje přizpůsobit design modelované části přesně na míru pacientovi [32]. Anatomie každého člověka je jedinečná, proto 3D tisk představuje řešení příjemnější pro pacienta, kdy se jeho tělo nemusí přizpůsobovat univerzálním modelům.

Pro vnik správně vytištěného 3D implantátu je potřeba mít správně navrhnutý CAD model, který lze získat z rentgenové počítačové tomografie (CT) a nebo z magnetické rezonance (MRI). V dnešní době se používá mnoho druhů 3D tisku kovů například Selective laser sintering (SLS), Selective laser melting (SLM) a Inkjet 3D printing (3DP) zajímavý pro medicínu. Hlavními výhodami 3DP jsou nízké náklady na zařízení a tepelně řízený proces slinování. Snížená přesnost oproti SLM není omezující a 3DP se stává vhodnou metodou pro biomedicínské účely. Funguje i mnoho dalších metod 3D tisku. [33]

Běžné konvenční materiály mají oproti kostní tkáni výrazně větší tuhost, a to může způsobovat problémy v adaptaci implantátu do těla. 3D tisk umožňuje vytvoření porézní struktury, která bude bližší vlastnostem nahrazované tkáně, a navíc umožní lepší začlenění do původní struktury. Mezi materiály používanými na tisk se vyskytují i materiály běžných kovových implantátů. Tisknou se slitiny titanu, kobalt-chrom, tantal, hořčík a zinek. 3D tisk v medicíně není zcela tak rozvinutý jako v průmyslu, kvůli přísným předpisům ve zdravotnictví a je potřeba věnovat velké úsilí do výzkumu materiálů a technologii výroby. I kvůli stárnutí populace nebo obecně zlepšování komfortu života lidí, nabízí trojrozměrný tisk velký pokrok pro budoucí zdravotní péči. [33]

Ukázka 3D tisku lokální kolenní náhrady je zobrazen na Obr. 2-13. Lokální implantáty se vkládají do hloubky subchondrální kosti a snahou je, aby se náhrada co nejvíce propojila s kostí. Propojení může usnadnit správně porézní struktura kovu vytvořená tiskem. Jakmile dojde ke správnému spojení kosti s implantátem, tak se výrazně zlepší vlastnosti opravené části kloubu a vylomení náhrady je méně pravděpodobné.



Obr. 2-13 3D tištěný titanový lokální implantát do kolene [34]

Existuje i studie skupiny autorů Wang a kol. [35] zkoumala 3D tištěné skelety titanové slitiny Ti6Al4V naplněné hydrogelem s léčivou proti osteoporóze, která se projevuje nízkou pevností kostí. Hydrogel obsahuje navíc kostní morfogenetický protein-2 (BMP-2) a osteoprotegerin (OPG), jejichž cílem je vlastním postupným uvolňováním bránit oslabování pevnosti kostí. 3D tištěný skelet Ti6Al4V vytvoří s hydrogelem kompozitní materiál, který je implikován do kosti. Z této studie tedy plyne, že 3D tištěné kompozitní řešení s BMP-2 a OPG zlepšuje srůst implantátu s kostí.

### 2.4.3 Hydrogely

Hydrogely jsou definovány jako chemicky nebo fyzikálně 3D křížové sítě polymerů absorbujících vodu [36]. Variace parametrů jako je typ polymeru, složení, hustota zesílení a koncentrace ovlivňují strukturu hydrogelu, poréznost a reologické vlastnosti [36]. Existuje značné množství materiálů, ze kterých lze vybírat pro vytvoření hydrogelů. Používají se syntetické polymery, mezi které patří například polyethylenglykol (PEG), polyvinylalkohol (PVA) a polyakrylamid (PAM). [20]. Do hydrogelů se mohou přidávat i různé přírodní makromolekuly jako polysacharidy (kyselina hyaluronová, alginát), proteiny (kolagen, fibrin) a peptidy [20].

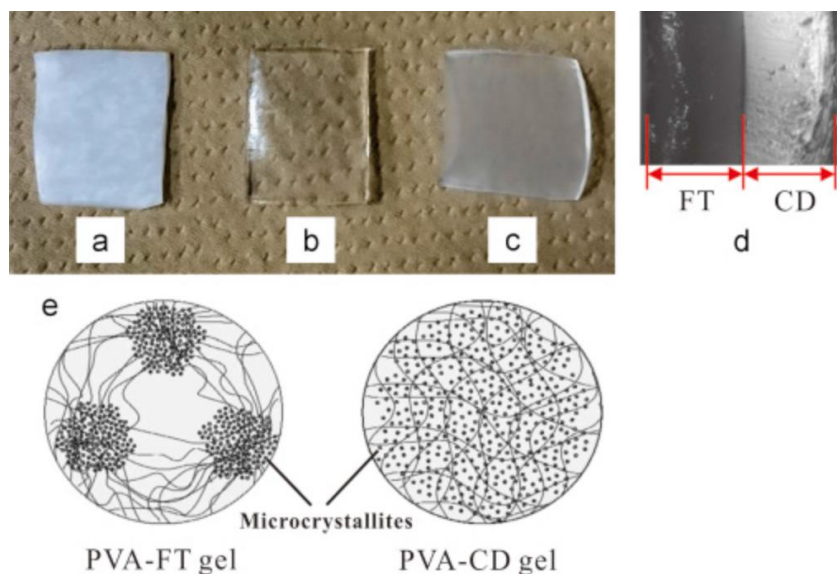
Hydrogely jsou vysoce hydratované materiály navrženy za účelem nahrazení poškozené chrupavky v kloubním spojení. Vývoj a výzkum hydrogelů se snaží, co nejvíce napodobit přírodní chrupavku s jejími vlastnostmi. Kloubní chrupavka je tvořena anizotropní strukturou, která může časem měnit své vlastnosti. Syntetické polymerní hydrogely nedokáží zcela napodobit vlastnosti a strukturu chrupavky, avšak díky svým mazacím schopnostem jsou i přesto velmi zajímavým materiálem v medicínské problematice poruch chrupavek. Zřejmě nejdůležitější vlastností hydrogelu je Youngův modul pružnosti, který musí být velmi podobný jako u chrupavky, aby hydrogel plnil správnou funkci. V případě příliš velkého modulu by se hydrogel nedostatečně deformoval a většinu zatížení by přenášel samotný hydrogel. Velká zátěž hydrogelu by znamenala vyšší riziko opotřebení zatížených částí. Naopak kdyby byl modul příliš malý, hydrogel by nebyl schopný přenést zátěž a okolní tkáň by byla zatěžována více. To by vedlo ke zvětšení rizika poškození okolní tkáně. [11]

Hydrogely mohou sloužit i v rámci regenerativní medicíny. V této oblasti se kombinují s buňkami pro regeneraci a vytváří bioinkousty určené pro biotisk. Aby hydrogely mohly plnit regenerační funkci, musí umět uvolnit regenerační kapacitu zapouzdřených buněk. [37]

Tření hydrogelu silně závisí na absorpci nebo odpuzování mezi polymerem a protilehlým substrátem, které ovlivňuje hustota a iontová síla náboje. Odpuzování má tendenci vtahovat tekutinu do mezery mezi dvěma substráty, kde vzniká mazací vrstva. Mezifázová absorpce vede k silné přitažlivosti mezi povrchy a tím zvyšuje tření. Dalšími tribologickými faktory jsou hydrodynamické síly a povrchová deformace hydrogelu. Tření hydrogelů závisí i na objemových a mechanických vlastnostech měkkých kontaktů, jako je velikost pórů a hustota zesílení. Tribologické vlastnosti hydrogelu spočívají ve specifických vlastnostech materiálu (struktura, vlastnosti povrchu) a na podmínkách měření (zatížení, rychlost posuvu, maziva). [36]

Polyvinylalkoholový hydrogel vzbudil zájem v oblasti náhrad chrupavky kvůli své biokompatibilitě, vysoké mechanické pevnosti, nízkému povrchovému tření, chemické stabilitě, vysokému obsahu vody a relativně snadné výrobě. PVA hydrogely mají podobný obsah vody, porézní strukturu a vykazují pozoruhodně nízké tření jako kloubní chrupavky. Mazání hydrogelu má dvoufázový lubrikační mechanismus. Pod vlivem zatížení se vytlačuje voda ze sítě PVA hydrogelu, což zlepšuje lubrikaci. Tření hydrogelu se odvíjí od elastické deformace polymerních řetězců, lubrikačních vlastností hydrogelu, velikosti viskózních sil a síly při hydrodynamickém mazání. [38]

Hydrogel PVA se nejčastěji vznikají 3 způsoby. První hydrogel PVA-FT (freeze-thwing) se vyrábí opakovaným zmrazováním a rozmrazováním v přesných časových intervalech. Je neprůhledný kvůli nehomogenní síťové struktuře. Druhý hydrogel PVA-CD (cast-drying) vzniká sušením v komoře s řízenou teplotou a vlhkostí a následně se ponechá nabobtnat ve vodě. PVA-CD je průhledný díky jednotné síťové struktuře. A třetí druh PVA hydrogelu je hybridní, který vzniká kombinací dvou předchozích způsobů. Nejdříve proběhne fáze opakovaného zmrazování a rozmrazování a poté sušeného lití. Vynikajícími tribologickými vlastnostmi vyčnívá hybridní hydrogel oproti zbylým druhům hydrogelů. Na Obr. 2-14 jsou zobrazeny hydrogely podle způsobu výroby. [39]



Obr. 2-14 Druhy hydrogelů a) PVA-FT b) PVA-CD c) hybridní PVA d) struktura hybridního PVA e) schématické zobrazení struktury PVA-FT a PVA-CD [39]

Bakalářská práce se bude dále zabývat popisem tribologických vlastností PVA-FT hydrogelu jako zástupce kloubní chrupavky. Požadovaný součinitel tření se bude zkoumat proti slitině kobalt-chromu, titanové slitině a proti chrupavce. Následující kapitola přináší rešeršní shrnutí podstatných vědeckých článků, zabývajících se podobným měřením, jako je cíl této práce.

## 2.5 Přehled prací zabývajících se tribologií hydrogelu

[39] YARIMITSU, S., S. SASAKI, T. MURAKAMI a A. SUZUKI, 2016. Evaluation of lubrication properties of hydrogel artificial cartilage materials for joint prosthesis.

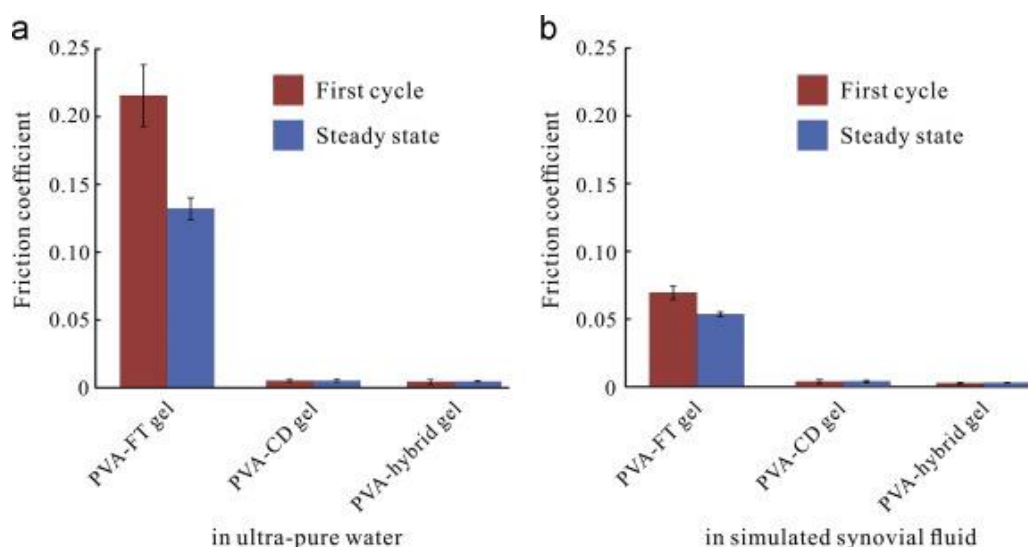
Studie se zabývá tribologickými vlastnostmi PVA hydrogelů, jako vhodnými kandidáty na náhradu kloubní chrupavky. Autoři se zaměřili na popis vlastností tří druhů PVA hydrogelů podle způsobu výroby, které kombinovali se dvěma lubrikačními kapalinami.

### Podmínky měření:

PVA hydrogely nalepené kyanoakrylátovým lepidlem na akrylovou desku se testovaly při lineárním pohybu proti CoCrMo a keramické kuličce z oxidu hlinitého o průměru 26 mm. Aplikované zatížení bylo 5,88 N. Střední kontaktní tlak byl u PVA-FT 0,22 MPa, u PVA-CD 0,41 MPa a u hybridního PVA 0,32 MPa. Obvodová rychlost byla  $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  s celkovým posuvem 100 m. Mazání zajišťovala ultračistá voda, anebo umělá synoviální kapalina. U testů nebyla provedena žádná doba předpětí a testy probíhaly za pokojové teploty.

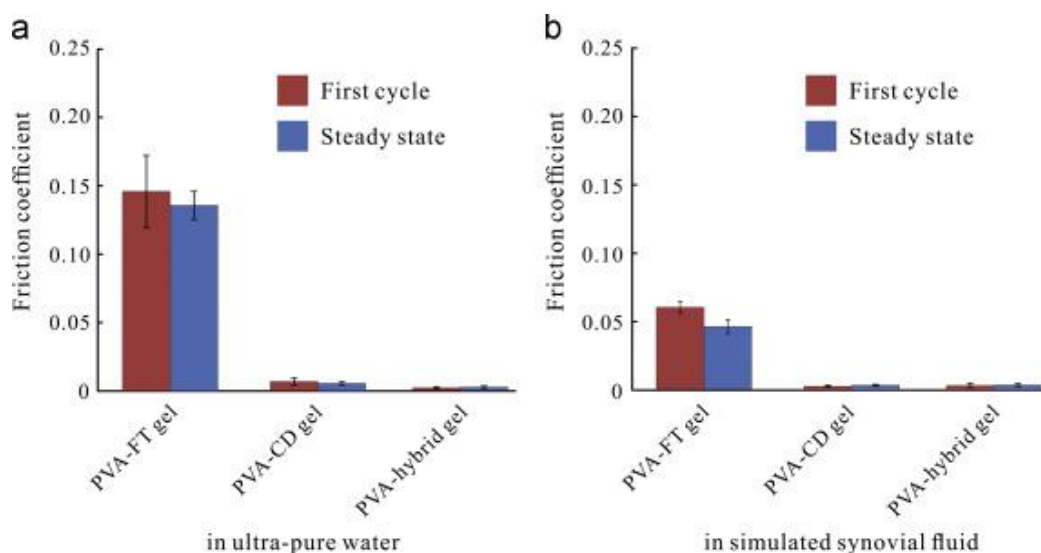
### Výsledky:

Nejdříve proběhlo měření hydrogelů vůči CoCrMo slitině. Výsledky reprezentuje Obr. 2-15. PVA-FT hydrogel měl v prvním cyklu poměrně vysoký součinitel tření nad 0,2 kvůli záběhovému efektu. V pokračujícím experimentu se hodnota tření snížila, ale ne takovým způsobem, aby se vyrovnala třecím vlastnostem dvou zbylých hydrogelů. Dalším přínosem měření PVA-FT je, že součinitel tření výrazně klesne při mazání synoviální kapalinou místo ultračisté vody. PVA-CD hydrogel vykázal hodnotu tření při prvním cyklu pod 0,005, kterou udržel i v průběhu celého testu. Výsledky měření tření PVA-CD a hybridního PVA lze považovat za téměř totožné. Zajímavým poznatkem těchto měření je, že u z experimentů PVA-CD a hybridního PVA se neprojevil vliv druhu použité mazací kapaliny.



Obr. 2-15 Součinitel tření PVA hydrogelů proti CoCrMo slitině [39]

Druhá skupina experimentů spočívala v měření PVA hydrogelů proti keramické kuličce z oxidu hlinitého (Obr. 2-16). PVA-FT hydrogel měl prvním cyklem v ultračisté vodě naměřen nižší součinitel tření než u CoCrMo, ale po ustálení vyšel stejně jako u CoCrMo a aluminiové keramiky při použití synoviální kapaliny. Totožné hodnoty součinitele tření uvedly experimenty pro PVA-CT a hybridní PVA proti CoCrMo i aluminiové keramice a opět se neprojevil vliv druhu maziva.



Obr. 2-16 Součinitel tření PVA hydrogelů proti keramice z oxidu hlinitého [39]

Práce se zabývala i vyhodnocením opotřebení. U experimentů se CoCrMo slitinou v ultračisté vodě vykazoval PVA-FT silné opotřebení. Na povrchu PVA-CD bylo možné pozorovat zdrsňený povrch a hybridní hydrogel zůstal neporušený. Při výměně lubrikantu za synoviální kapalinu se povrch hybridního PVA a PVA-FT nepoškodil, ale PVA-CD měl na povrchu škrábance. Když se použila keramika, tak opotřebení hydrogelů bylo stejné jako u CoCrMo v obou mazacích kapalinách.

### Závěr:

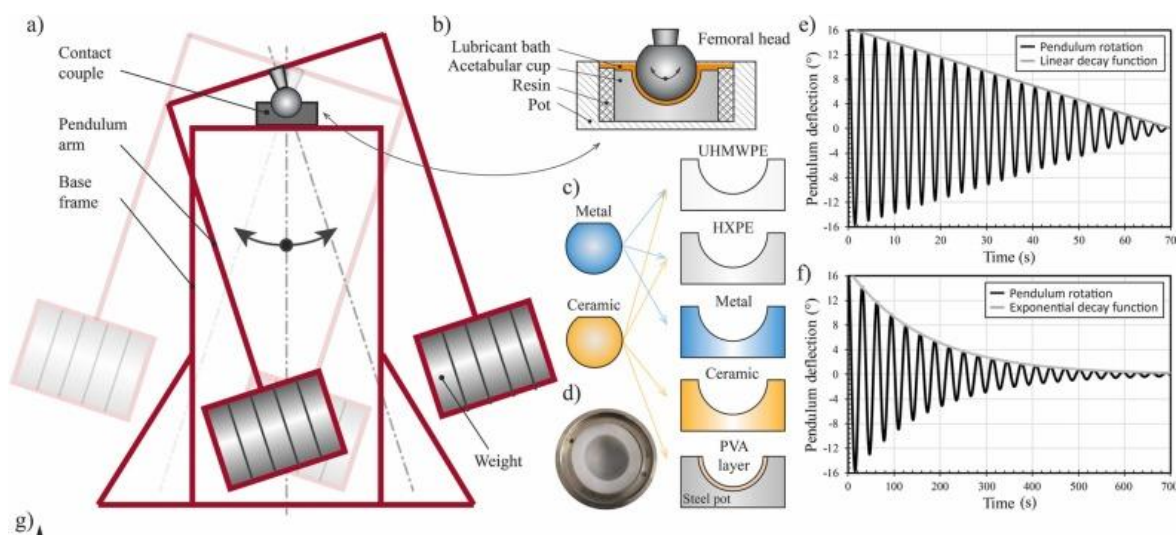
Ze všech provedených experimentů nejlépe vychází hybridní PVA hydrogel, který vykazuje velmi nízký součinitel tření, ale jako jediný ze tří testovaných i odolnost proti opotřebení za všech podmínek měření. Proto má hybridní PVA hydrogel budoucnost jako umělá chrupavka pro kloubní náhrady.

[40] NEČAS, David, Seido YARIMITSU, David REBENDA, Hironori SHINMORI, Martin VRBKA, Yoshinori SAWAE, Teruo MURAKAMI a Ivan KŘUPKA, 2023. On the replacement of articular cartilage: The friction of PVA hydrogel layer in hip simulator test.

Autoři článku se zaměřují na popis vlastností PVA-FT hydrogelové vrstvy v porovnání s běžně používanými materiály implantátů jako je kov, keramika, ultravysokomolekulární polyethylen (UHMWPE) a vysoce zesíťovaný polyethylen (HXPE).

### Podmínky měření:

K provedení zkoumaných experimentů sloužil kyvadlový simulátor kyčelního kloubu (Obr. 2-17 a). Nejprve se uvolnilo vychýlené rameno simulátoru a třením ve spojení měřených materiálů se výchylka ramene zmenšovala až do úplného utlumení. Naměřená data tlumené úhlové rychlosti se pak zpracovala v matematickém softwaru a výsledkem byl, pro tribologii podstatný, součinitel tření. Převod na součinitel tření závisí na druhu kontaktu. Jiný předpis funkce má lineární rozpad (Obr. 2-17 e), které mají páry obsahující kovové, keramické a polyethylenové komponenty, a jiný je u nelineárního rozpadu (Obr. 2-17 f), který obsahuje PVA vrstvu.



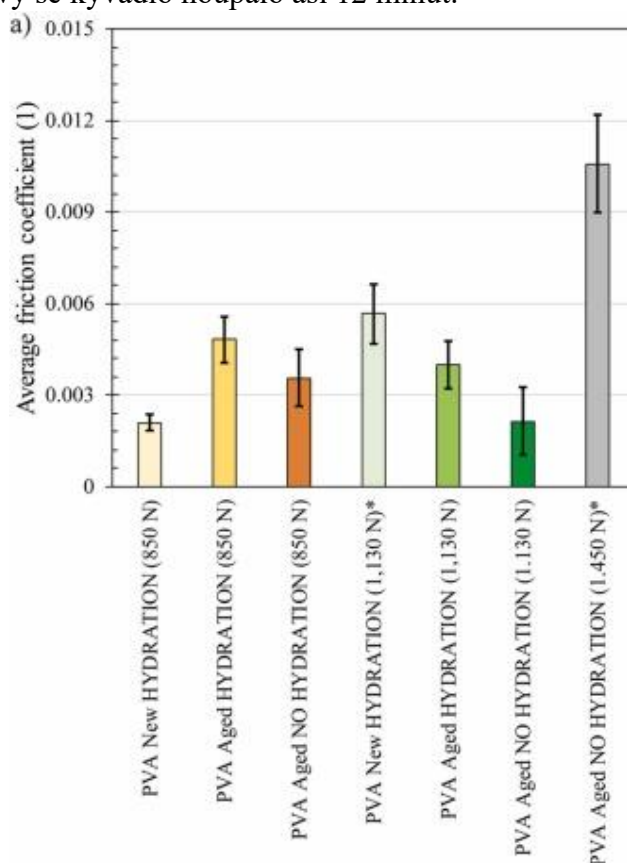
Obr. 2-17 a) simulátor kyčelního kloubu b) detail kontaktní dvojice c) provedené sady experimentů d) reálný snímek PVA vrstvy v ocelové jamce e) lineární tlumení f) exponenciální tlumení [40]

Měření s PVA vrstvou byla provedena s keramickou hlavicí oxidu hlinitého o průměru 28 mm. Vrstva hydrogelu měla tloušťku 2 mm. Použitý hydrogel PVA-FT se vyrobil metodou opakovaného zmrazování a rozmrazování. Navíc byly zkoumány nově vyrobené hydrogely a hydrogely staré 3 měsíce. Testy se prováděly při teplotě 37 °C, maximální počáteční výchylce kyvadla 16° a s mazivem 25%ního roztoku bovinního séra (BS). Konvenční páry náhrad se zatížily průměrným zatížením v kloubu 2000 N, ale vzorky s PVA vrstvou musely být zatíženy 850 N, 1130 N a 1450 N, kvůli pevnosti hydrogelu. Navíc byl zkoumán efekt rehydratace, kdy bylo u experimentu odstraněno zatížení po dobu 5 minut.



## Výsledky:

Podstatným zjištěním je, že součinitel tření běžně používaných materiálů kloubní náhrady se pohybuje v rozmezí 0,07 až 0,2 při výše popsanych podmínkách. Zpracované měření PVA vrstvy zobrazuje Obr. 2-18. Průměrný součinitel tření všech měření. PVA-FT hydrogel se udržuje mezi hodnotami tření 0,002 až 0,0055, což je skvělý výsledek oproti konvenčním materiálům. Stárnutí hydrogelu může pozitivně ovlivnit tření kvůli snížené propustnosti materiálu a prokázal se i předpoklad nižší únosnosti hydrogelu. PVA hydrogel aplikovaný v jamce proti keramické hlavici nevydržel zatížení 1450 N a vrstva byla zničena. Zajímavostí je i doba útlumu, která se u standartních materiálů pohybovala mezi 55 a 75 s, zatímco u PVA vrstvy se kyvadlo houpalo asi 12 minut.



Obr. 2-18 Průměrný součinitel tření pro vzorky s PVA vrstvou, \* přetížení hydrogelu [40]

## Závěr:

Hydrogelová vrstva PVA-FT aplikovaná v jamce proti keramické hlavici vykazovala několikanásobně menší součinitel tření oproti běžným materiálům kloubních náhrad. Přestože bylo použito nižší zatížení oproti konvenčním materiálům, rozdíl ve tření by i po vyrovnání sil byl dost velký. Experimenty se potvrdil předpoklad pozitivního efektu stárnutí ke zlepšení únosnosti. Z relaxačních měření vyšlo, že hydrogelovou vrstvou je možné provozovat bez relaxace. Jako jednou z mála nevýhod hydrogelů se při experimentech projevila limitace zatížitelnosti, kterou je třeba vylepšit, pokud se bude uvažovat o použití hydrogelu jako náhradě poškozené chrupavky. Aby omezená nosnost nemusela být limitujícím faktorem, je potřeba vlastnosti hydrogelů dále vyvíjet.

[41] PAN, Yu-song, Dang-sheng XIONG a Ru-yin MA, 2007. A study on the friction properties of poly(vinyl alcohol) hydrogel as articular cartilage against titanium alloy.

Autoři článku se zabývají popisem tribologických vlastností PVA hydrogelu a faktory, které by mohly ovlivnit součinitel tření. Použitý hydrogel byl vyroben metodou opakovaného zmrazování a rozmrazování. Zkoumali vliv maziva, kluzné rychlosti a zatížení.

### Podmínky měření:

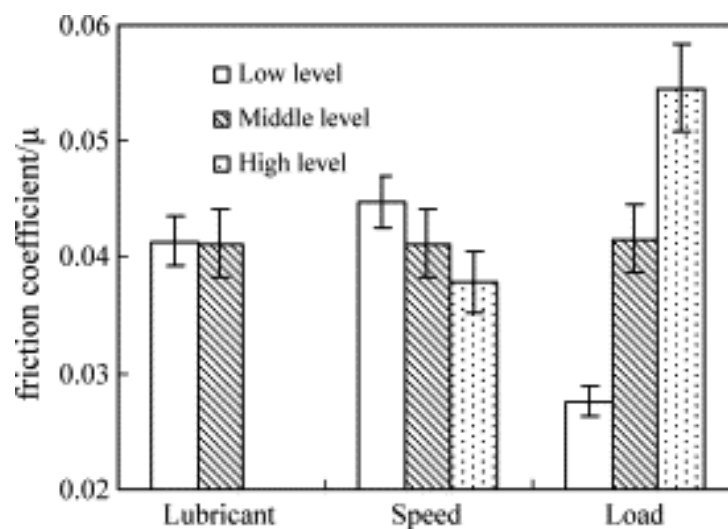
Použitý přístroj na měření tření byl ball-plate tribometr. Vyrobený hydrogel měl tvar disku o tloušťce 5 mm a průměru 58 mm. Kontaktní dvojici tvořil hydrogel s kuličkou z titanové slitiny o průměru 28 mm s drsností  $0,1 \pm 0,05 \mu\text{m}$ . Roztečný průměr třecího posuvu byl 20 mm. Před samotným testem se hydrogel zatížil silou po dobu 30 s až poté bylo provedené měření trvající 5 min. Přesný popis aplikovaných podmínek je v Tab. 2-2. Zatížení je možné přepočítat na tlak pomocí Hertzových kontaktních ploch. Kontaktní tlak vyšel pro zatížení 5 až 15 N přibližně 0,37 až 1,32 MPa.

Tab. 2-2 Podmínky experimentů [41]

Faktor	Low level	Middle level	High level
Mazání	Ve vzduchu	V destilované vodě	–
Zatížení [N]	5	10	15
Rychlost posuvu [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,06	0,14	0,22

### Výsledky:

Celkový vliv posuzovaných parametrů zobrazuje Obr. 2-19. Hodnoty průměrných součinitelů při všech faktorech se pohybují od 0,0276 při nízkém zatížení (low level) do 0,0546 při vysokém zatížení (high level), tedy se zvyšujícím se zatížením tření narůstá. Zřejmé je také, že druh mazání nemá téměř žádný vliv na tření. Naopak se prokázala silná závislost součinitele tření na zatížení a rychlosti skluzu. Tření klesá, pokud se zvyšuje rychlost posuvu. Při kluzné rychlosti  $0,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  je průměrný součinitel tření 0,0447 a při rychlosti  $0,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  je 0,0379. Naměřené součinitele vyšly vyšší než tření uváděné u chrupavky 0,001, ale při měření mohlo dojít k odchýlení výsledku například drsností materiálu.



Obr. 2-19 Průměrný součinitel tření pro 3 různé druhy podmínek: mazání, rychlost posuvu a zatížení [41]

### Závěr:

Z naměřených dat bylo vyhodnoceno, že druh mazání nemá téměř žádný vliv na tření a účinek zatížení má na tření vliv největší. Součinitel tření vyšel přímo úměrný normálovému zatížení a nepřímo úměrný rychlosti posuvu. Také se prokázala neplatnost Amontonova zákona tření, který platí pro většinu pevných materiálů. Tedy pro hydrogely neplatí, že tření závisí pouze na normálovém zatížení, ale závisí navíc i na rychlosti posuvu. Trend poklesu součinitele tření s rostoucí rychlostí a je dán tím, že rychlost povrchové elastické deformace hydrogelu zaostává za relativní rychlostí posuvu titanové kuličky, takže kulička projde hydrogelem před vytvořením samotné deformační oblasti. Poslední vyhodnocované kritérium se stalo zatížení. Tření roste přibližně lineárně se zvyšujícím se zatížením. Vlivem rostoucího zatížení se zvyšuje styčná plocha a hloubka kontaktu, jelikož hydrogel je velmi pružný materiál. Důsledkem menšího deformačního působení je nižší součinitel tření.

[42] KOSUKEGAWA, Hiroyuki, Vincent FRIDRICI, Philippe KAPSA, Yuji SUTOU, Koshi ADACHI a Makoto OHTA, 2013. Friction Properties of Medical Metallic Alloys on Soft Tissue–Mimicking Poly(Vinyl Alcohol) Hydrogel Biomodel.

Podstatou tohoto vědeckého článku je vyhodnocení součinitele tření čtyř druhů kovových slitin používaných ve zdravotnictví proti PVA hydrogelu, jako zástupce chrupavky. Autoři se domnívají, že nebylo provedeno dostatečné množství měření tření hydrogelu při malém zatížení. Zabývali se i vlastnostmi opotřebení povrchu.

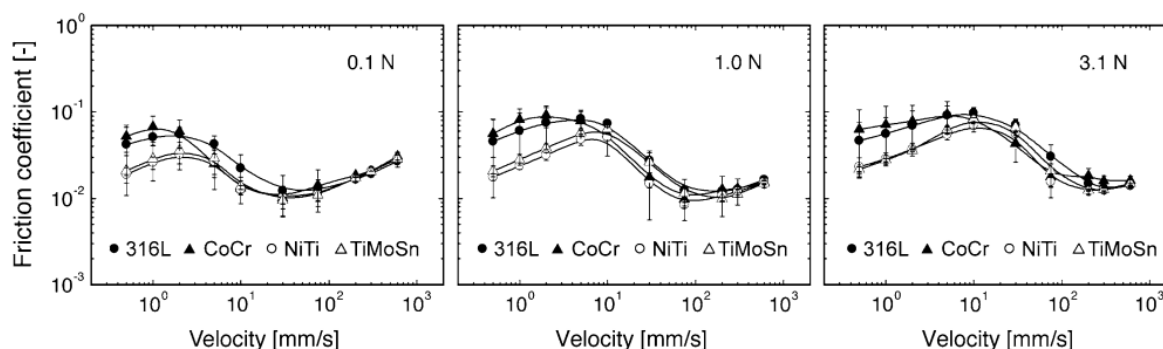
## Podmínky měření:

Jako kovový materiál používaný v lékařství byla použita nerezová ocel 316L, slitiny CoCr, NiTi a TiMoSn. Před samotným měřením tření byly provedeny testy smáčivosti s čistou vodou a dimethylsulfoxid (DMSO) jako hydrofilní a hydrofobní kapaliny. Navíc se udělaly i testy složení povrchové vrstvy kovu. Pro měření součinitele tření byly slitiny vyrobeny ve tvaru koule o průměru 10 mm a upraveny žíháním a elektrolytickým leštěním. Vzorky se před testy promyly v ethanolu po dobu 20 minut. PVA hydrogel byl vyroben zahřátím směsi PVA prášku a vodného roztoku DMSO a následným ochlazením ve  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  na 24 hodin. Vyrobený hydrogel měl tvar disku. Měření tření proběhlo na tribometru ball-on-disk a jako mazivo se použila čistá voda o teplotě  $23\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Před experimenty byl hydrogel s vodou ponechán 2 hodiny v klidu. Aplikované normálové zatížení bylo od 0,1 N do 3,1 N. Tomuto zatížení odpovídají Herzovi kontaktní tlaky 22 až 146 kPa. Vzorky kovů se otáčely konstantní rychlostí  $0,5$  až  $600\text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  ve vzdálenosti 30 mm od středu disku. Každých 30 sekund se změnil směr otáčení tribometru a celková doba testu trvala 5 minut. V průběhu celého měření byla udržována teplota  $23\text{ }^{\circ}\text{C}$  a experiment byl opakovaný 4 až 6krát kvůli potvrzení výsledků.

## Výsledky:

Na základě analýz povrchů a smáčivosti je možné rozdělit měřené kovy do dvou skupin. První jsou slitiny s povrchem Fe/Cr a druhé slitiny s povrchem Ti-oxidů. Odlíšnosti skupin nastávají v oblasti nižších rychlostí a je možné předpokládat ovlivnění výsledného tření kvůli schopnosti povrchu kovu zachycovat hydrofilní kapalinu a měnit adsorpci hydrogelových polymerních řetězců na slitině při mezním režimu mazání. Z testů smáčivosti vyšlo, že Ti slitiny jsou hydrofilnější než zbylé materiály.

Měření součinitele tření v oblastech s nižší rychlostí ukazují mezní režim s maximem tření při určité rychlosti. Naopak hydrodynamický režim se objevuje u vyšších rychlostí a tření se zvětšuje s rostoucí rychlostí posuvu. Z Obr. 2-20 lze vyčíst, že v části hydrodynamického mazání se druhy kovů téměř shodují, ale u mezní části vykazuje 316L a CoCr výrazně vyšší součinitel tření než NiTi a TiMoSn.



Obr. 2-20 Součinitel tření pro PVA hydrogel a kovové materiály v závislosti na zatížení a rychlosti posuvu [42]

## Závěr:

Experimenty potvrdily chování hydrogelu podle Stribeckovy křivky, tedy mezní mazání u malých rychlostí posuvu a hydrodynamické u velkých rychlostí. Hlavním zjištěním je, že slitiny Fe/Cr vykazují vyšší součinitel tření než Ti slitiny zejména při mezním mazání, v důsledku jiného chemického složení povrchu a kvůli odlišné smáčivosti.

[43] LI, Feng, Anmin WANG a Chengtao WANG, 2016. Analysis of friction between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel artificial cartilage.

Autoři článku se zabývali popisem tření a opotřebení kontaktu hydrogelu a přirozené kloubní chrupavky v závislosti na zatížení, rychlosti, lubrikaci a doby testování.

## Podmínky měření:

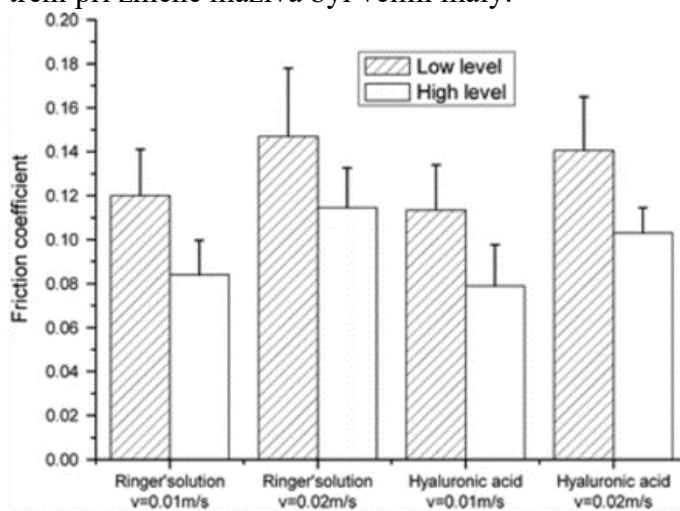
Hydrogel byl připraven zahřátím směsi PVA prášku a DMSO na 95 °C po dobu 2 hodin a následně uložen na 24 hodin do teploty -20°C. Před testy se hydrogel ponořil do destilované vody. Vzorky PVA měly tloušťku 4 mm, šířku, 20 mm a délku 40 mm. Chrupavkové vzorky o průměru 9 mm se získaly z dospělého hovězího kolene a uchovávaly se zmražené v Ringerově roztoku. Doba skladování nebyla delší než 4 dny, takže neměla žádný vliv na měření. Jako testovací zařízení byl použit tribometr s recipročním pohybem. Vzorky chrupavky a PVA byly před testy ponořeny do 0,9%ního fyziologického roztoku. Aplikované zatížení bylo 10 a 22 N, kde vyššímu zatížení odpovídá z Herzovi teorie tlak 0,4 MPa. Rychlost posuvu byla 10 a 20 mm·s<sup>-1</sup> a jako mazivo se použil Ringerův roztok a kyselina hyaluronová. Přehledněji definuje podmínky experimentů Tab. 2-3. Délka měření byla minimálně 3 minuty a před měřením se nechaly vzorky více než 5 s v použitém mazivu. Dlouhodobé testy trvaly 2 hodiny při zatížení 22 N a rychlosti 10 mm·s<sup>-1</sup>. Všechny experimenty se uskutečnily za pokojové teploty. Na závěr proběhlo i vyhodnocení opotřebení chrupavky a hydrogelu.

Tab. 2-3 Podmínky experimentů [43]

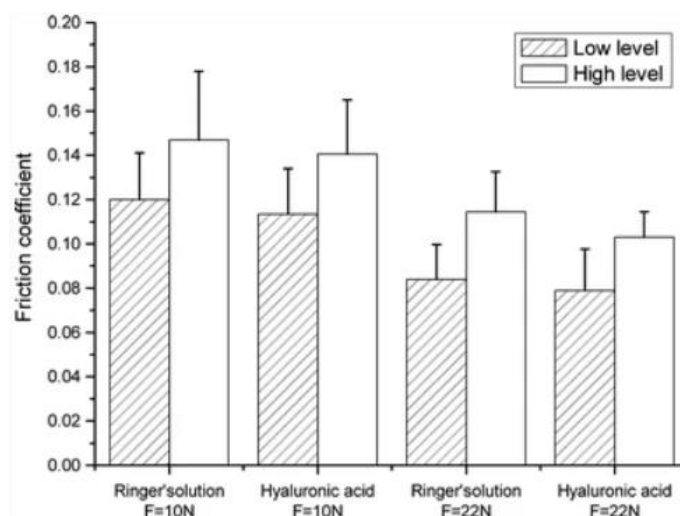
Faktor	Low level	High level
Zatížení [N]	10	22
Rychlost posuvu [mm·s <sup>-1</sup> ]	10	20
Mazání	Ringerův roztok	Kyselina hyaluronová

## Výsledky:

Součinitel tření výrazně poklesnul s rostoucím zatížením (Obr. 2-21). Například pro Ringerův roztok a rychlost  $10 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  se změnil součinitel tření z 0,12 při 10 N na 0,084 při 22 N. Naopak tření se zvětšovalo s vyšší rychlostí (Obr. 2-22) konkrétně při zatížení 10 N z 0,12 na 0,147. U vlivu maziva vychází o maličko lépe kyselina hyaluronová, ale rozdíl hodnot součinitele tření při změně maziva byl velmi malý.



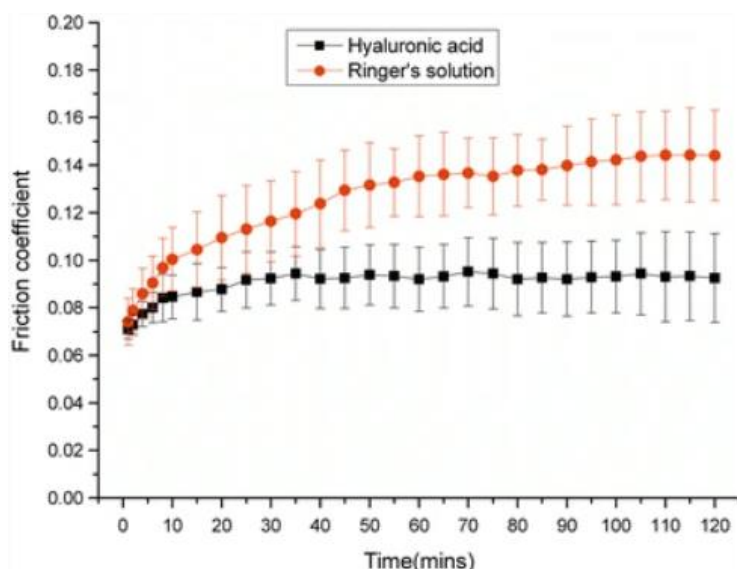
Obr. 2-21 Vliv zatížení na součinitel tření



Obr. 2-22 Vliv rychlosti posuvu na součinitel tření [43]

U dlouhodobých testů (Obr. 2-23) bylo možné pozorovat nárůst součinitele tření v během prvních 10 minut. Při mazání Ringerovým roztokem došlo ke strmějšímu počátečnímu nárůstu, ale poté se po testování delším než 90 minut hodnota ustálila mezi 0,14 a 0,15. HA měla odlišný průběhu součinitele tření. Na začátku také vzrostl, avšak se ustálil již po 20 minutách na hodnotě kolem 0,092.

Z hlediska hodnocení povrchů po experimentech, nevykazovala chrupavka téměř žádné poškození. Na druhou stranu hydrogel byl značně poškozený, když se jeho povrchové vrstvy setřely a vnitřní struktura byla poškozena. U dlouhodobých testů bylo pozorováno adhezivní opotřebení i na chrupavce.



Obr. 2-23 Dlouhodobé testy tření pro různá maziva [43]

### Závěr:

Tato studie opět potvrzuje vyvrácení Amontonova zákona pro hydrogely, protože tření závisí kromě zatížení i na rychlosti posuvu a mazivu. S rostoucí rychlostí roste i tření a u zatížení má opačný trend. Po testech bylo pozorováno u hydrogelu značné poškození povrchu.

[44] KANCA, Yusuf, Piers MILNER, Daniele DINI a Andrew A. AMIS, 2018.

Tribological properties of PVA/PVP blend hydrogels against articular cartilage.

Tento článek se věnuje popisu tribologických vlastností směsí polyvinylalkoholového a polyvinylpyrrolidonového (PVP) hydrogelu proti chrupavce.

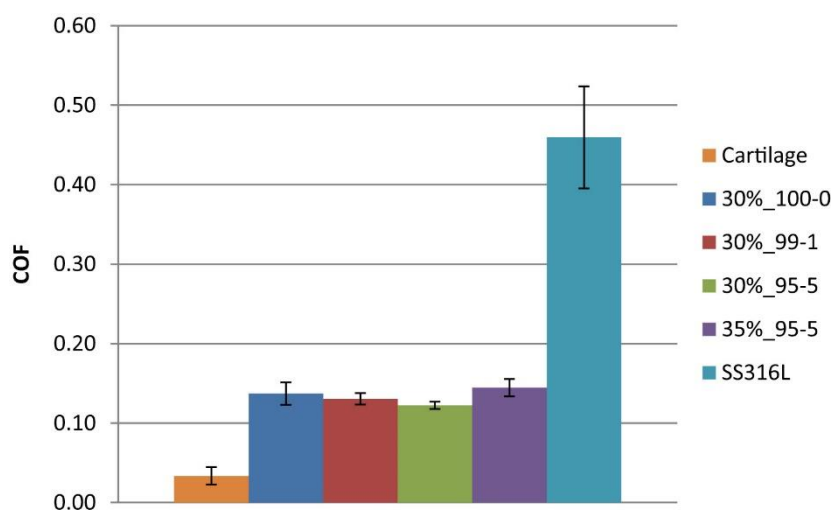
### Podmínky měření:

Chrupavka byla použita ze zadních končetin dospělých ovcí do 6 hodin po porážce o velikosti 23x13x14 mm. Vyříznutý vzorek se zalil do držáku pomocí kostního cementu. Mimo hlavní experimenty proběhly i srovnávací měření chrupavky na chrupavku a chrupavky na disky nerezové oceli (SS316L). Hydrogely byly vyrobeny čtyři druhy podle poměru PVA ku PVP a koncentrace polymeru. První tři o 30%ní koncentraci polymeru měl 100 % PVA, 99 % PVA na 1 % PVP a 95 % PVA na 5 % PVP. S koncentrací 35 % byl vyroben pouze 95 % PVA. Hydrogely vznikly zahřátím směsi na 121 °C po dobu 70 minut, následně se nechaly 2 hodiny odležet v pokojové teplotě a po přelití do formy následovalo 10 cyklů zmrazování v -25 °C na 20 hodin a 4 hodiny v pokojové teplotě. Hydrogel měl finální tvar kotouče o průměru 37 mm a tloušťce 3,3 mm. Parametry měření byly následující: posuvová vzdálenost 25 mm, posuvová rychlost 0–40 mm·s<sup>-1</sup> (průměrně 25 mm·s<sup>-1</sup>), zatížení 20 N, teplota 37 °C, doba trvání 15 hodin a jako mazivo bylo použito 30%ní bovinní sérum. Měřilo se na zařízení pin-on-plate.

## Výsledky:

Všechny hydrogely prokázaly velmi podobný součinitel tření v rozmezí 0,12 až 0,15. U nerezové oceli vyšlo tření 0,45 a u chrupavky 0,03. Průměrné součinitele zobrazuje Obr. 2-24. Tření první hodinu až dvě narůstalo a poté mírně pokleslo a ustálilo se kolem konstantní hodnoty. Deformační změny chrupavky po testu se projevily pouze povrchově, tedy poškození bylo téměř zanedbatelné. Zkoumal se i úbytek hydrogelu, který byl nejmenší u 35%\_95-5. Dále byl pozorován nárůst drsnosti hydrogelů po testech.

## Závěr:



Obr. 2-24 Průměrný součinitel tření pro testované materiály [44]

Všechny testované hydrogely prokázaly výrazně nižší součinitel tření než nerezová ocel, ale nedosáhly tření jako u chrupavky na chrupavku. Nejlepší výsledek mezi hydrogely vyšel u 30%\_95-5 z hlediska tření, ale i opotřebení protilehlé chrupavky i samotného hydrogelu. Z pohledu tření lze hydrogel uvažovat jako materiál napodobující chrupavku, avšak má stále jednu velkou nevýhodu kvůli své malé odolnosti proti velkému zatížení. V tomto směru je nutný další výzkum, protože hydrogely nejsou dostatečně stabilní při dlouhodobém velkém zatěžování. Jednou z možností, jak vylepšit mechanické vlastnosti by mohlo být zmenšení pórovitosti, která je oproti chrupavce mnohem větší.



## 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

### 3.1 Analýza problému

Z rešeršní části plyne, že problematika porušování chrupavky v synoviálních kloubech se stává čím dál víc důležitá. Počet pacientů vyžadující razantní ortopedický zákrok roste nejenom kvůli stárnutí populace a věku dožití, ale i kvůli nezdravému životnímu stylu a náročným podmínkám vrcholového sportu. Aktuální ortopedie nabízí řešení výrazného poškození chrupavky převážně totálními endoprotézami. Podstatnou a nezanedbatelnou nevýhodou endoprotéz je jejich životnost, která pro mladší pacienty může znamenat komplikace v podobě potřebných reoperací. Vědci se proto snaží přijít s řešením, jak oddálit invazivní zákrok výměny celého kloubu. Jako jedna z možností řešení se jeví náhrada lokálními implantáty. Kovové lokální náhrady se voperují do nejvíce poškozeného místa chrupavky a většina kloubu zůstává v původním stavu na rozdíl od totální náhrady.

Při aplikaci lokálních náhrad dochází v kloubu ke kontaktu kovového implantátu s chrupavkou. Pro prvotní popis tribologického chování se spojení zjednodušeně simuluje pomocí rovného plátu hydrogelu a kovového vzorku v podobě pinu. Struktura a vlastnosti chrupavky jsou velmi složité, a tak není snadné vytvořit podobný materiál. Hydrogel je perspektivní druh materiálu, který se velice podobá svými vlastnostmi přirozené chrupavce a představuje v první fázi výzkumu vhodnou alternativu pro tribologické měření chrupavky.

Většina studií uvažuje o hydrogelu, jako o materiálu pro náhradu samotné chrupavky. Autoři zmíněných vědeckých článků v rešeršní části se věnují popisu tribologických vlastností hydrogelů vůči biokompatibilním kovům, keramice anebo chrupavce. Ukazují vliv různých podmínek měření. Používají různé druhy hydrogelů podle délky skladování, způsobu výroby a dle použitých polymerů. Mění velikost zatížení, rychlost posuvu a druh maziv. Některé studie se věnují popisu dlouhodobého chování hydrogelu, opotřebení povrchu, a dokonce i regeneračním schopnostem. Ze všech zmíněných měření se součinitel tření hydrogelu pohybuje od 0,002 do 0,15 [40; 44] za různých podmínek. I takto široké rozmezí je výrazně menší než u konvenčních materiálů totálních endoprotéz a velmi se blíží součiniteli tření chrupavek ve zdravých kloubech 0,001 [17; 41]. Bylo zjištěno, že hybridní hydrogel má nejlepší tribologické vlastnosti oproti jiným způsobům výroby. Hybridní hydrogel se vyrábí opakovaným zmrazování a rozmrazování a poté proběhne sušené lití. Dalším faktorem je stárnutí hydrogelu, které může snižovat výsledné tření. Relaxace nemění příliš výsledné tření. Z porovnávání vlivu maziva vychází nejlépe kyselina hyaluronová [43]. Vliv zatížení a rychlosti na součinitel tření je různý kvůli odlišně nastaveným podmínkám experimentů. A jako obrovská nevýhoda hydrogelů se projevila nízká únosnost, které je nutné věnovat ještě hodně pozornosti ve vývoji materiálu hydrogelu.

Tato práce má odlišný pohled na využití hydrogelu a tím pádem je potřeba mírně pozměnit metodu měření součinitele tření oproti metodám zmíněným ve většině článků zabývajících se studiem hydrogelů. Často jsou zkoumány vlastnosti hydrogelu v odlišných podmínkách měření pro popis jeho vlastností. Hydrogel se považuje za materiál, který by měl nahradit poškozenou chrupavku v kloubním spojení. Ale hlavní motivací této bakalářské práce je popis tření lokálních náhrad kloubní chrupavky. Tedy na hydrogel není nahlíženo, jako na materiál náhrady chrupavky v těle, ale jako usnadnění počátečního výzkumu tribologického chování lokálních náhrad. Proto je nutné změnit přístup k měření z popisu vlastností hydrogelu na popis vlastností lokálních náhrad. Podstatné je určit tribologické vlastnosti hydrogelu jako modelu chrupavky proti potenciálním materiálům lokálních náhrad.

Hlavním smyslem této bakalářské práce je popis součinitele tření PVA-FT hydrogelu proti kovům lokálních náhrad a chrupavce při neměnných podmínkách zatížení, rychlosti posuvu, mazání a teploty. Podstatné je vyhodnocení vhodného materiálu pro lokální náhrady z hlediska tření vůči hydrogelu. Pro základní orientaci se provádí i tření chrupavky na hydrogel, aby bylo možné porovnat s teoretickým třením pro modelový zdravý kloub. Určení součinitele tření hydrogelu vůči biokompatibilním kovům náhrad a chrupavce má odstartovat sérii dalších experimentů, které budou přesněji popisovat tření při použití lokálních náhrad v místě poškozené chrupavky.

## 3.2 Cíl práce

Hlavním cílem je experimentální popis vývoje součinitele tření a opotřebení mezi umělými kloubními povrchy s využitím pin-on-plate simulátoru. Práce bude zaměřena na tribologické chování PVA hydrogelů v kontaktu s bio-kompatibilními materiály pro výrobu lokálních implantátů (např. CoCrMo, Ti6Al4V) za podmínek mazání modelem kloubní kapaliny.

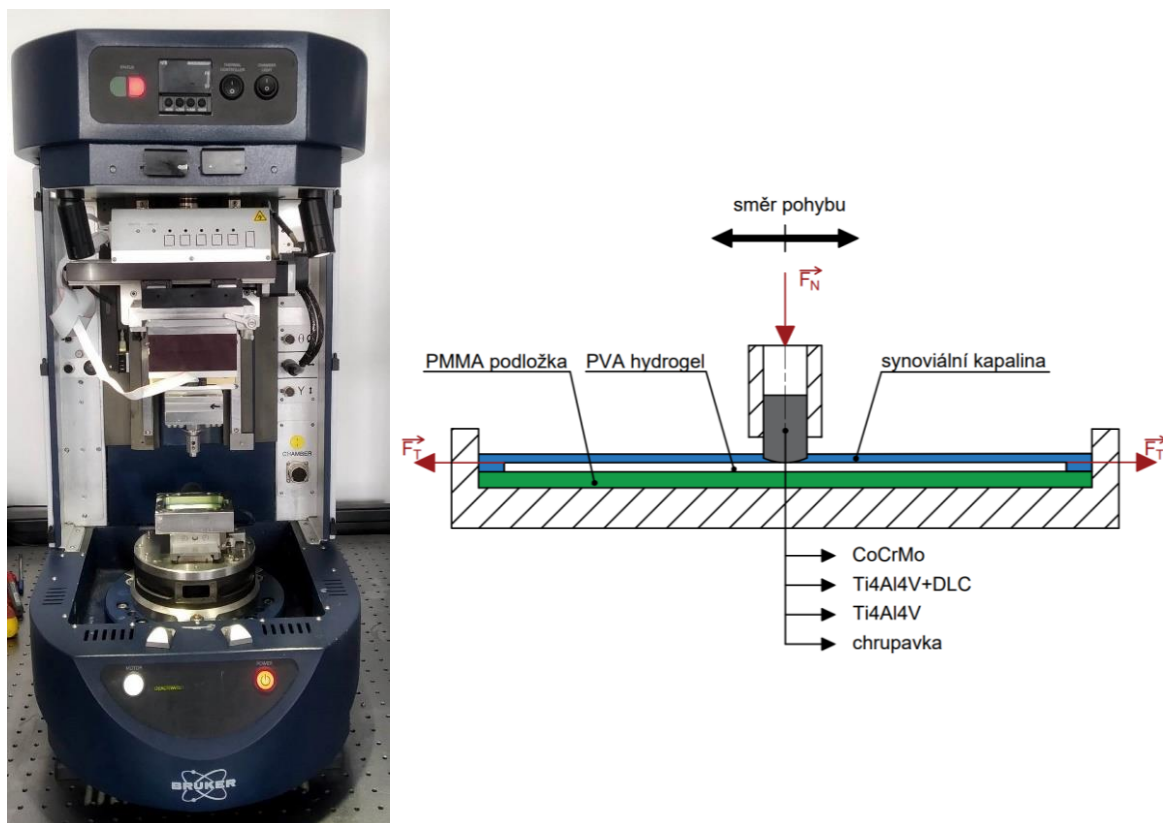
Dílčí cíle:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací,
- vyrobit vzorky PVA hydrogelů odléváním do formy a navrhnout postup jejich upnutí,
- experimentálně popsat vývoj součinitele tření pro jednotlivé třecí páry (CoCrMo, Ti6Al4V včetně DLC, nativní chrupavka) a posoudit jejich přínos z tribologického hlediska,
- konfrontovat získané poznatky s dosud publikovanými studii zabývajících se mazáním a třením synoviálních kloubů.

## 4 MATERIÁLY A METODY

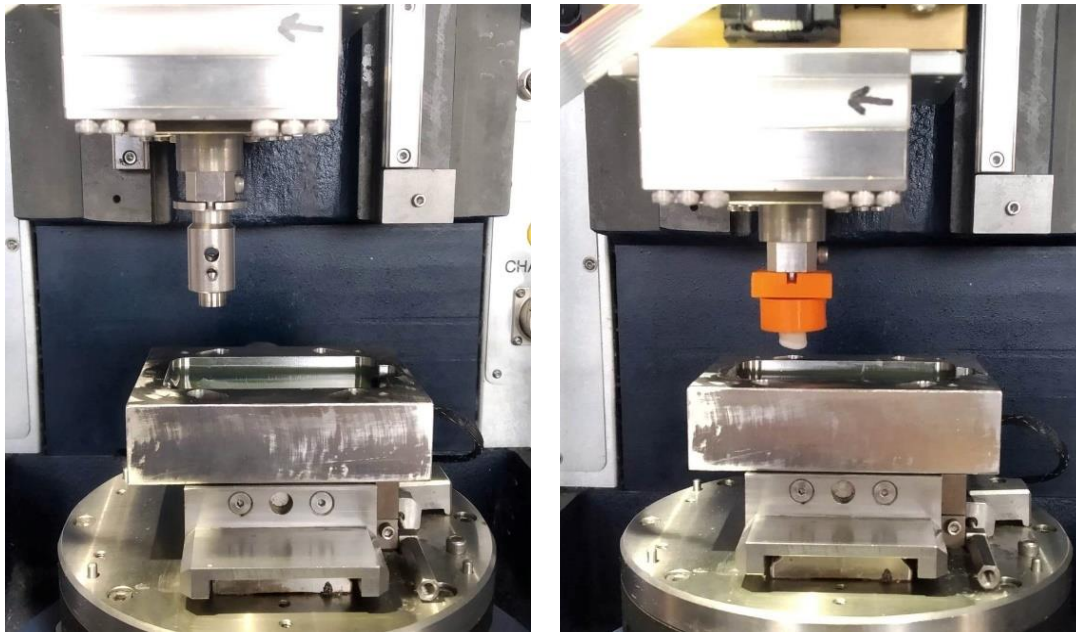
### 4.1 Experimentální zařízení

Experimenty na určení součinitele tření byly realizovány pomocí komerčního tribometru Bruker UMT TriboLab (Obr. 4-1 vlevo) v konfiguraci pin-on-plate. Měření se provádělo při recipročním přímočarém posuvu vzorku na pevně přidělaném plátu hydrogelu. Pomocí snímačů sil se snadno získá součinitel tření podělením třecí a normálové síly. Přístroj zaznamenává i rychlosti v přesném čase. Schéma na Obr. 4-1 vpravo zobrazuje způsob měření součinitele tření. Provedlo se měření tření kovů a chrupavky na plátu hydrogelu. Hydrogel nalepený kyanoakrylátovým lepidlem na polymethylmethakrylátové (PMMA) podložce se vložil s vymešovacím rámečkem do nerezové vany a ta se upevnila k tribometru. Hydrogel se ve vaně zalil modelem synoviální kloubní kapaliny. Na druhé straně se kovový vzorek upevnil do kovového držáku a na chrupavkový vzorek byl použit plastový držák vtyštěný na 3D tiskárně (Obr. 4-2).



Obr. 4-1 Vlevo Bruker UMT TriboLab a vpravo schéma měření součinitele tření

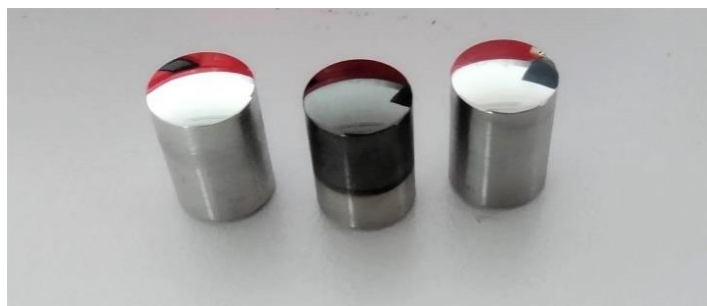
Mimo měření součinitele tření se stanovila drsnost povrchů kovových vzorků na 3D optickém profilometru Bruker. Pro každý druh kovového materiálu byly dostupné 3 vzorky, tedy se zajistila alespoň minimální opakovatelnost měření a možnost porovnání výsledků drsností.



Obr. 4-2 Vlevo upnutý vzorek Ti6Al4V a vpravo upnutý vzorek chrupavky

## 4.2 Příprava třecích vzorků

Na samotné měření bylo potřebné nachystat hydrogely, synoviální kapalinu, kovové a chrupavkové vzorky v podobě pinů. Zvolené kovy odpovídají biokompatibilním materiálům používaným pro lokální i totální kloubní náhrady. Jedná se o CoCrMo, Ti6Al4V, Ti6Al4V s povlakováním DLC. U Kovových vzorků (Obr. 4-3) se provedlo měření drsnosti a reálného poloměru zaoblení popsáné v další kapitole. Dále se vzorky jen upnuly do držáku tribometru a očistily. Náhradová synoviální kapalina, používaná jako model běžné synoviální kapaliny v kloubech, se před testy pouze musela rozmrazit, protože se uchovává zamrazená. Postup přípravy chrupavkových vzorků a hydrogelu, je popsán detailně v dalších kapitolách.



Obr. 4-3 Kovové vzorky: zleva CoCrMo, Ti6Al4V+DLC, Ti6Al4V

#### 4.2.1 Vyhodnocení drsnosti a zaoblení kovových vzorků

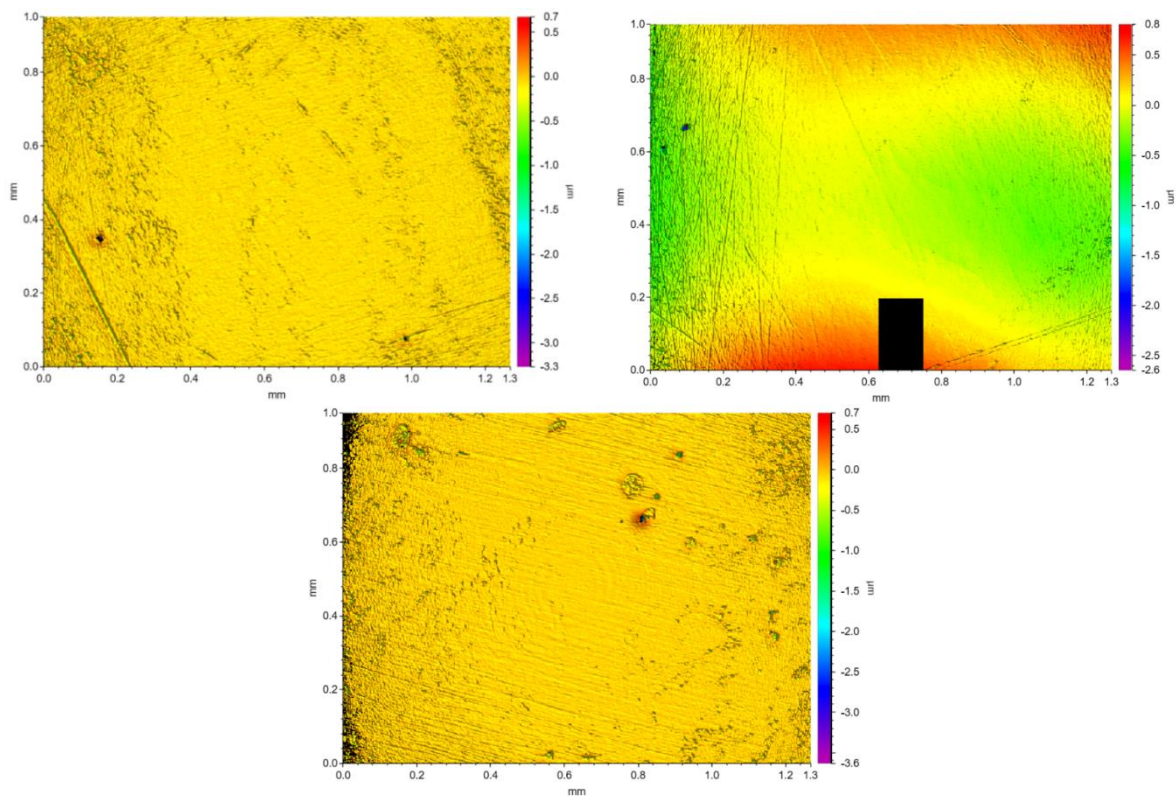
Stanovení střední aritmetické odchylky profilu  $R_a$  a reálného zaoblení vzorku bylo provedeno pomocí optického profilometru Bruker. Zpracování naměřených dat na určení drsnosti  $R_a$  spočívalo ve správném zvolení filtru. Na naměřená data se použil Gaussův filtr, který odstraňuje vliv vlnitosti a celého zaoblení vzorku. Také bylo potřeba ručně odstranit oblasti s výraznými nerovnostmi, které by značně ovlivnily celkovou průměrnou drsnost nasnímané části povrchu. Dohromady se v měření tření použily 3 materiály a každý materiál byl měřen u 3 různých vzorků jednoho materiálu. Přístroj určil i reálné zaoblení vzorku.

Drsnosti kovových vzorků se měřili z důvodu eventuálního ovlivnění výsledku součinitele tření. Zaoblení vzorků bylo zjišťováno pouze pro orientaci, zda není příliš velká odchylka od hodnoty zadané do výroby. Tato metoda pro stanovení není příliš přesná, protože se vyhodnocuje pouze z malé oblasti celého vzorku. Tedy výsledky měření zaoblení slouží pouze pro přibližnou kontrolu reálného zaoblení vzorku.

Následující stránky se věnují naměřeným výsledkům z profilometru. První část zobrazuje reálné snímky povrchů a následná tabulka definuje drsnost povrchu  $R_a$  a reálný poloměr zaoblení vzorku.

## CoCrMo

První měřená slitina CoCrMo měla výrazně nižší drsnost oproti titanové slitině. Povrch jednotlivých CoCrMo vzorků je na Obr. 4-4. Přesné výsledky profilometrických měření drsností Ra a zaoblení vzorku představuje Tab. 4-1. Zaoblení vzorků se odlišovalo od hodnoty R15, ale ne tak výrazně, aby to mohlo mít vliv na součinitel tření.



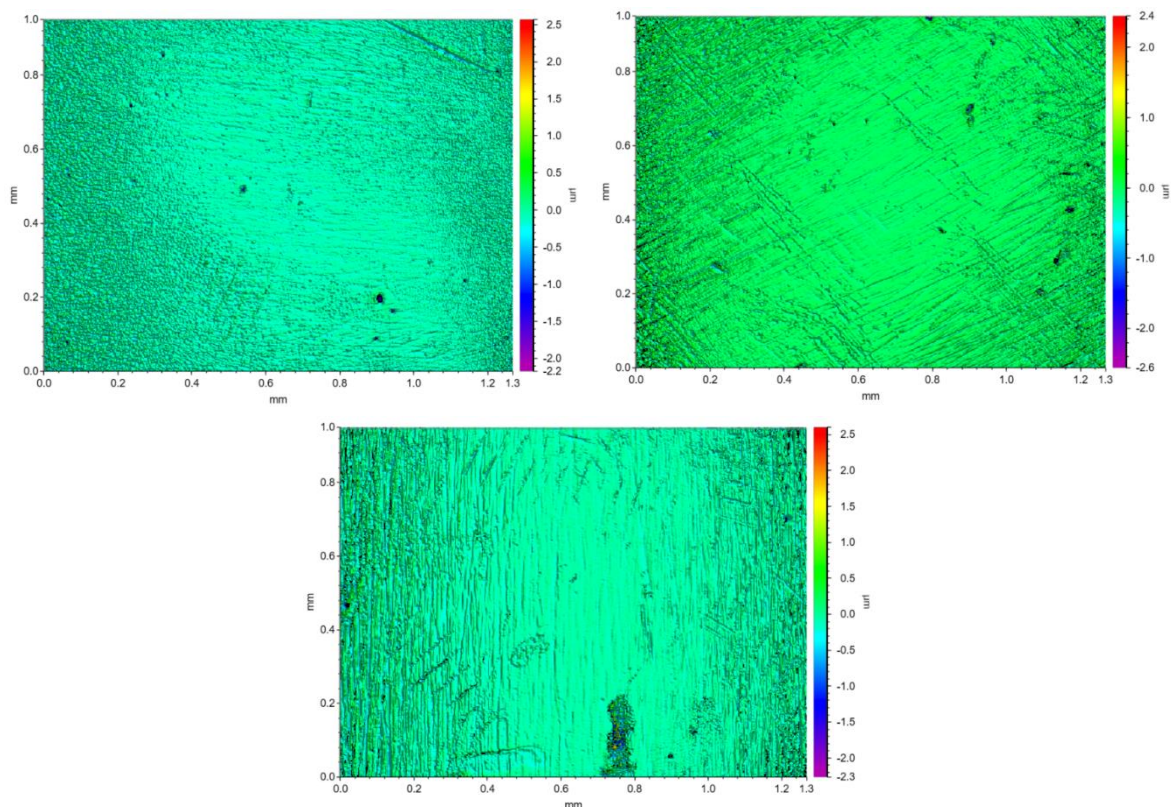
Obr. 4-4 Povrchy CoCrMo vzorků

Tab. 4-1 Drsnost a zaoblení CoCrMo vzorků

Číslo měření	Drsnost Ra [nm]	Zaoblení vzorku [mm]
1	24,018	17,487
2	22,085	17,885
3	25,535	15,568
<b>průměr</b>	23,897	16,980

## Ti6Al4V+DLC

U titanových slitin vyšla průměrná drsnost shodně s povlakováním i bez, ale oproti CoCrMo byla více než dvakrát větší. Následující Obr. 4-5 přináší pohled na reálné snímky povrchů vzorků Ti6Al4V+DLC z profilometru a Tab. 4-2 uvádí číselné vyjádření drsnosti Ra a zaoblení vzorků Ti6Al4V+DLC. Zaoblení vzorků se neodchyluje tolik od zadaného zaoblení R15 jako u CoCrMo.



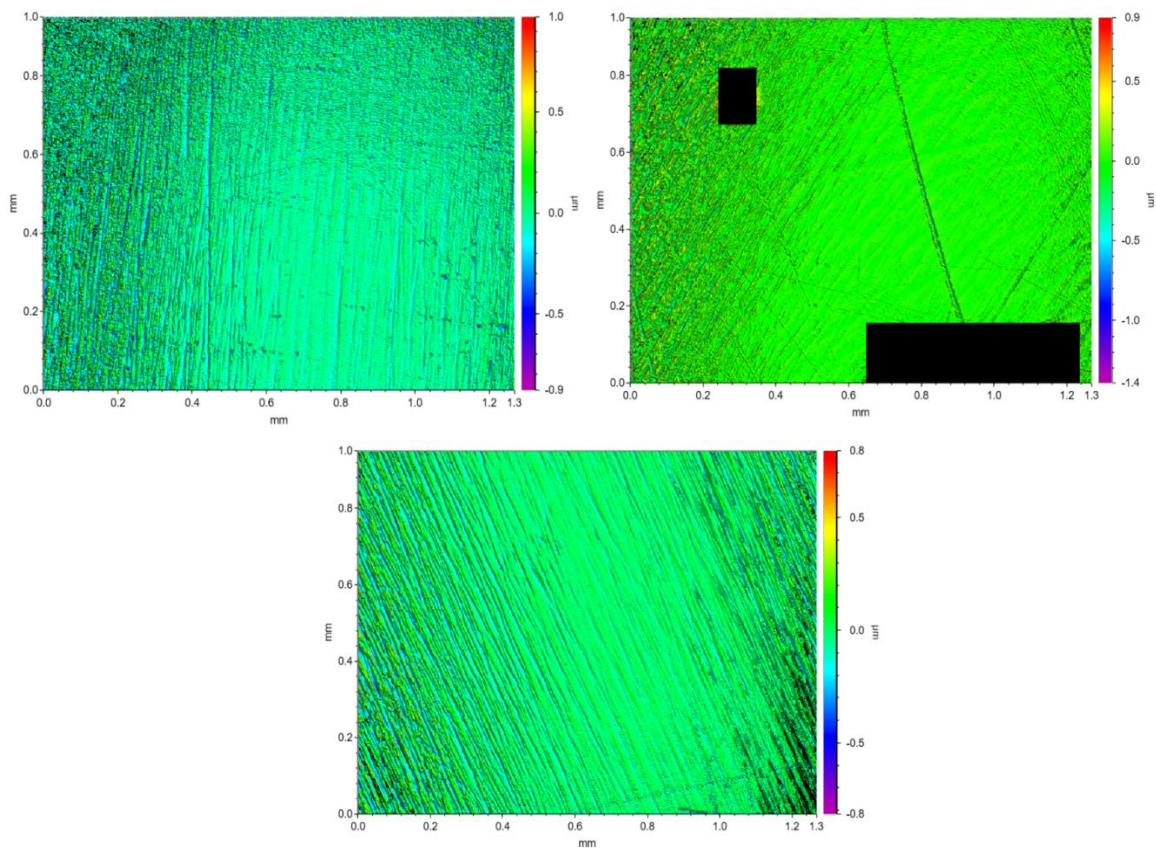
Obr. 4-5 Povrchy Ti6Al4V+DLC vzorků

Tab. 4-2 Drsnost a zaoblení Ti6Al4V+DLC vzorků

Číslo měření	Drsnost Ra [nm]	Zaoblení vzorku [mm]
1	67,015	16,608
2	61,618	16,600
3	64,252	15,632
<b>průměr</b>	64,295	16,280

## Ti6Al4V

Posledním zkoumaným materiálem se stala slitina Ti6Al4V bez povlakování, jejíž zvětšený povrch představuje Obr. 4-6. Naměřené hodnoty drsnosti Ra a poloměru zaoblení vzorku jsou v Tab. 4-3. U Ti6Al4V vyšla nejvyšší drsnost a zároveň nejnižší odchylka od poloměru zaoblení daným ze zadání.



Obr. 4-6 Povrchy Ti6Al4V vzorků

Tab. 4-3 Drsnost a zaoblení Ti6Al4V vzorků

Číslo měření	Drsnost Ra	Zaoblení vzorku
	[nm]	[mm]
1	75,903	15,014
2	57,934	15,530
3	62,732	15,347
<b>průměr</b>	65,523	15,297



## 4.2.2 Příprava vzorků nativní kloubní chrupavky

Vepřové kosti museli být zamrazeny dříve než 24 h po porážce. Chrupavky na kloubech bylo nutné zpracovat na chrupavkové vzorky (Obr. 4-7) pomocí vyražení. Muselo se vybrat správné místo odběru. Vyloučili se zánětové oblasti a s nevhodnou tloušťkou a tvarem chrupavky. Poté se vzorky daly zamrazit do  $-22\text{ }^{\circ}\text{C}$  ve zkumavce ponořené ve fyziologickém roztoku. Minimálně půl hodiny před měřením bylo nutné nechat rozmrazit chrupavkové vzorky, aby se chovaly podobně jako přirozená chrupavka. Doba a teplota skladování ovlivňují součinitel tření. Delší uchování při vyšší teplotě zvětšuje součinitel tření. [45]

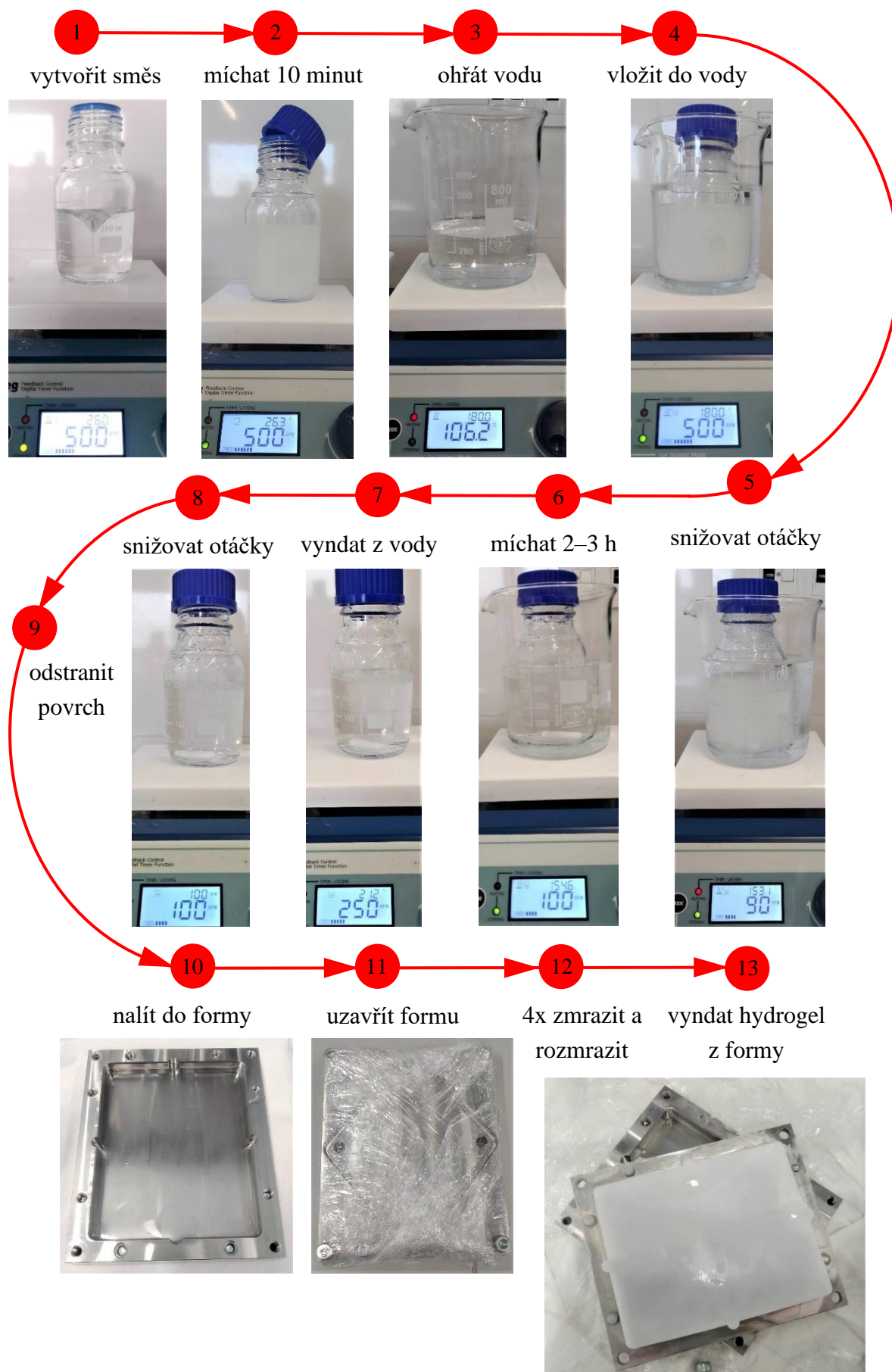


Obr. 4-7 Vzorky chrupavky

## 4.2.3 Výroba hydrogelu

Postup výroby byl definovaný prezentací Preparation of PVA hydrogel [46] a schematicky je zobrazený na Obr. 4-8.

1. Pomalu smíchat 170 g čisté vody s 3 g PVA prášku v uzavíratelné skleněné za konstantních otáček 500 rpm pomocí magnetického míchátka v nádobě.
2. Položit víčko na nádobu bez utažení a ponechat 10 minut míchat při 500 rpm.
3. Ve varné kádince ohřát 300 ml obyčejné vody na  $180\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Vložit skleněný plát do kádinky jako ochranu před připálením.
4. Po uplynutí 10 minut míchání vložit nádobu do ohřáté vody a dotáhnout víčko.
5. Ubrat teplotu na  $150\text{--}160\text{ }^{\circ}\text{C}$  a otáčky nechat 500 rpm. Následujících 10 minut postupně snížit otáčky až na  $80\text{--}100\text{ rpm}$  (snížit pokaždé, když se magnetické míchátko začne při točení zasekávat).
6. Směs míchat 2–3 hodiny ve vodní lázni o teplotě  $150\text{--}160\text{ }^{\circ}\text{C}$  při  $80\text{--}100\text{ rpm}$ , dokud nezmizí vnitřní vlasové struktury.
7. Vyndat nádobu z vodní lázně a míchat při 250 rpm bez ohřevu.
8. Dalších 10 minut opět plynule snižovat otáčky až na  $80\text{--}100\text{ rpm}$  vždy po zastavení magnetického míchátka, dokud nevymizí bublinky a kapalina zůstane průhledná.
9. Vypnout míchání a oddělat plastové víčko. Odstranit ztuhlou povrchovou vrstvu.
10. Výslednou kapalinu nalít do formy. Odstranit nečistoty a vzduchové bubliny.
11. Uzavřít formu, otřít vyteklý hydrogel a zabalit do igelitové fólie.
12. Uložit formu s hydrogelem do  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  na 8 hodin. Přendat formu z  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  do  $4\text{ }^{\circ}\text{C}$  na 16 hodin. Opakovat 4krát cyklus se změnou teploty ve stejném časovém intervalu.
13. Vyndat hotový hydrogel z formy.



Obr. 4-8 Schéma výroby hydrogelu

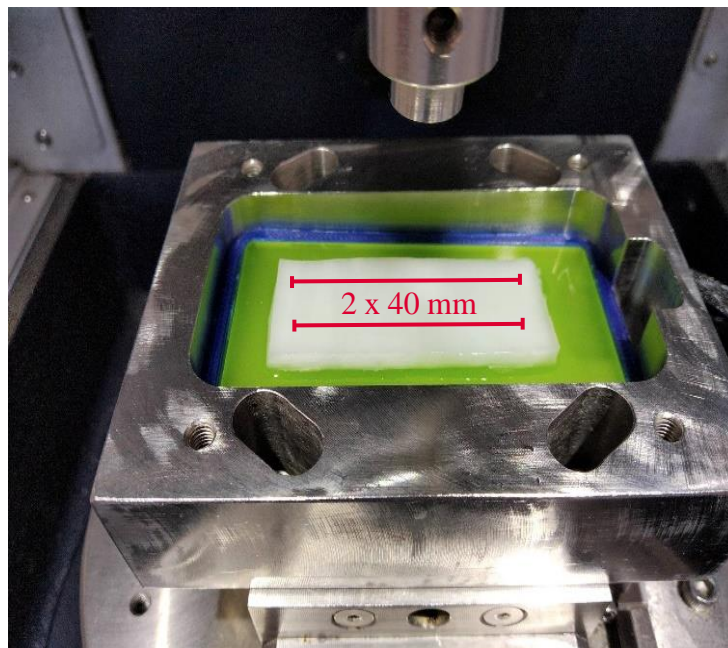
### 4.3 Podmínky experimentů

Podstatou experimentů bylo určit součinitel tření hydrogelu proti náhradovým kovovým materiálům a chrupavce. Protikusy hydrogelu tvořily 3 druhy kovových vzorků CoCrMo, Ti6Al4V, Ti6Al4V+DLC a chrupavkové vzorky. Podmínky měření byly následující:

- pokojová teplota
- zatížení 2 N
- rychlost posuvu  $20 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$
- doba jednoho experimentu 300 s
  - dráha 40 mm
  - cyklus 75 x 80 mm
- počet opakování s jedním materiálem vzorku 6
- mazání náhradovou synoviální kapalinou
- zaoblení kovových vzorků R15

U každého druhu materiálu byly použity vždy 3 vzorky materiálu. Jednotlivým vzorkům příslušel nachystaný plát hydrogelu. A na jednom hydrogelu s jedním konkrétním vzorkem byly provedeny měření ve dvou různých drahách. Tedy pro jeden materiál se naměřilo 6 experimentů se 3 vzorky a se 3 pláty hydrogelu.

Podstatné bylo i počáteční umístění vzorku chrupavky a kovů. Na jeden kousek hydrogelu se musely vejít dvě dráhy zobrazené na Obr. 4-9, ale zároveň by nemělo měření ovlivnit okraj hydrogelu. Proto se volila dráha ve vzdálenosti minimálně 3 mm od kraje hydrogelu ke kraji vzorku kovu a chrupavky.



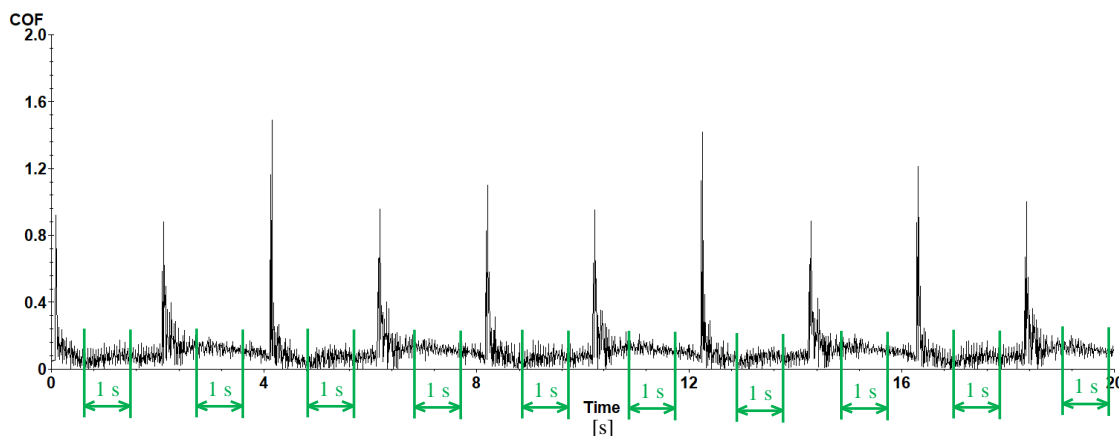
Obr. 4-9 Aplikované dráhy na hydrogelu

Na závěr testování součinitele tření byly provedeny dlouhodobější testy s materiály, které vykazaly nejnižší součinitel tření, tedy titanové slitiny. Zatížení, dráha, rychlost posuvu, použité mazivo a zaoblení vzorků zůstaly nezměněny. Došlo ke změně času měření na 30 minut. Tyto testy byly provedeny, kvůli popisu chování hydrogelu v delším časovém úseku a zároveň kvůli zjištění potenciálního opotřebení hydrogelu.

## 4.4 Vyhodnocení dat součinitele tření

Tribometr Bruker UMT TriboLab umožňuje záznam působících sil, rychlostí a polohy ve všech směrech. Pro určení součinitele tření jsou potřebné pouze záznamy sil. Přístroj rovnou i dopočítává součinitel tření podílem síly třecí a síly normálové.

Coefficient of Friction (COF) neboli součinitel tření představuje požadovanou výstupní hodnotu celého tribologického měření kontaktní dvojice. Naměřená data je třeba vhodně zpracovat, jelikož data jsou značně nehomogenní. Tím, že je prováděn reciproční pohyb, dochází v úvratích pohybu k razantnímu nárůstu součinitele tření. Proto prvním zvoleným filtrem se stalo odříznutí krajních hodnot. Posunutí o jednu délku dráhy trvá 2 sekundy a kvůli zamezení ovlivnění dat se vybere pouze prostřední 1 s mezi body zvratu pro všechny posunutí. Pro přehlednost je výběr prostředních hodnot zobrazen na Obr. 4-10. Tedy prvních 0,5 s se nepoužije a poté se do konce měření střídají úseky, kdy 1 s se vezme do souboru na zpracování a další 1 s se odstraní kvůli velkému nárůstu tření v krajním bodě pohybu.



Obr. 4-10 Výběr dat jednotlivých úseků měření

Aktuálně se pracuje s daty součinitele tření z vybraných časových úseků. Aby došlo k odstranění chybně změřených dat, tak se dále omezí velikostí COF pod 0,2 a nepočítá se s nulovými hodnotami. A poslední zvolenou podmínkou se stalo vymazání dat, kdy je rychlost posuvu nulová.

Data, která prošla přes všechny zvolené filtry se následně proloží polynomem 5. stupně a provede se určení průměrné hodnoty součinitele tření a směrodatné odchylky. Průměrné hodnoty původních dat a polynomu jsou shodné, pouze časový průběh polynomu se zobrazí hladkou křivkou a tím pádem vznikne menší směrodatná odchylka. Všechny výpočty byly provedeny pomocí programovacího jazyku Python, kde se daly jednoduše jednotlivé textové soubory z měření vložit a zpracovat.

## 5 VÝSLEDKY

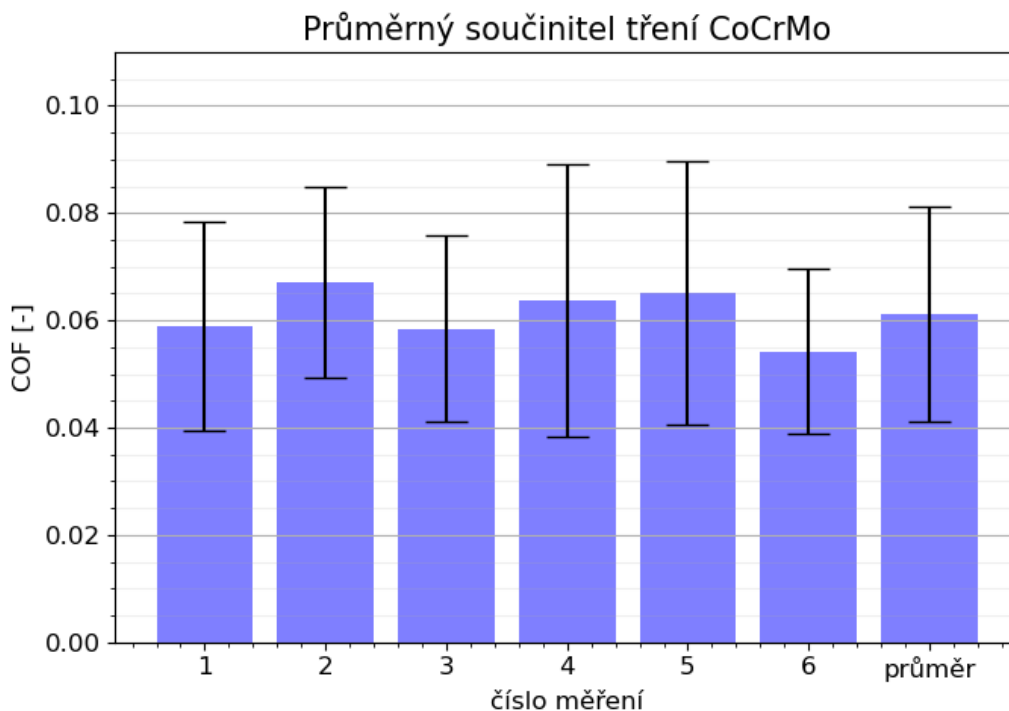
Z naměřených dat byly zpracovány průměrné hodnoty součinitele tření pro kovové a chrupavkové vzorky vůči hydrogelu. Jednotlivé hodnoty COF zobrazují sloupcové grafy. Prvně jsou ukázány výsledky pro jednotlivé materiály, tedy pro každý materiál šest měření a průměr všech měření. Číslování jednotlivých výsledných průměrných hodnot sloupcových grafu odpovídá tomu, jak probíhalo samotné měření. Tedy průměr označený 1 patří měření s prvním vzorkem na prvním hydrogelu. Průměr značený 2 byl naměřen pomocí stejného vzorku na stejném hydrogelu, ale v odlišné dráze. Pro měření 3 a 4 došlo k výměně vzorku a hydrogelu. To stejné se vyměnilo i u měření 5 a 6. Přesné hodnoty součinitele tření z jednotlivých měření jsou vypsány pod každým sloupcovým grafem v tabulce.

Následuje porovnání celkových průměrných hodnot mezi použitými druhy vzorků. Kromě průměrných hodnot jsou zpracovány i časové průběhy součinitele tření. Na závěr je zobrazeno dlouhodobé testování vzorků s nejmenším naměřeným COF z předchozích měření. U dlouhodobých testů bylo úkolem i vizuálně vyhodnotit opotřebení hydrogelu.

## 5.1 Vyhodnocení měření součinitele tření

### 5.1.1 CoCrMo

CoCrMo reprezentuje slitinu používanou běžně u kloubních náhrad, ale z kovových slitin měřených v této práci vykazala nejvyšší hodnoty součinitele tření. Průměrné hodnoty všech měření součinitelů tření a směrodatných odchylek zobrazuje Obr. 5-1. Je patrné, že nedošlo k žádnému výraznému odchýlení některého výsledku součinitele tření. Číselné hodnoty jsou v Tab. 5-1.



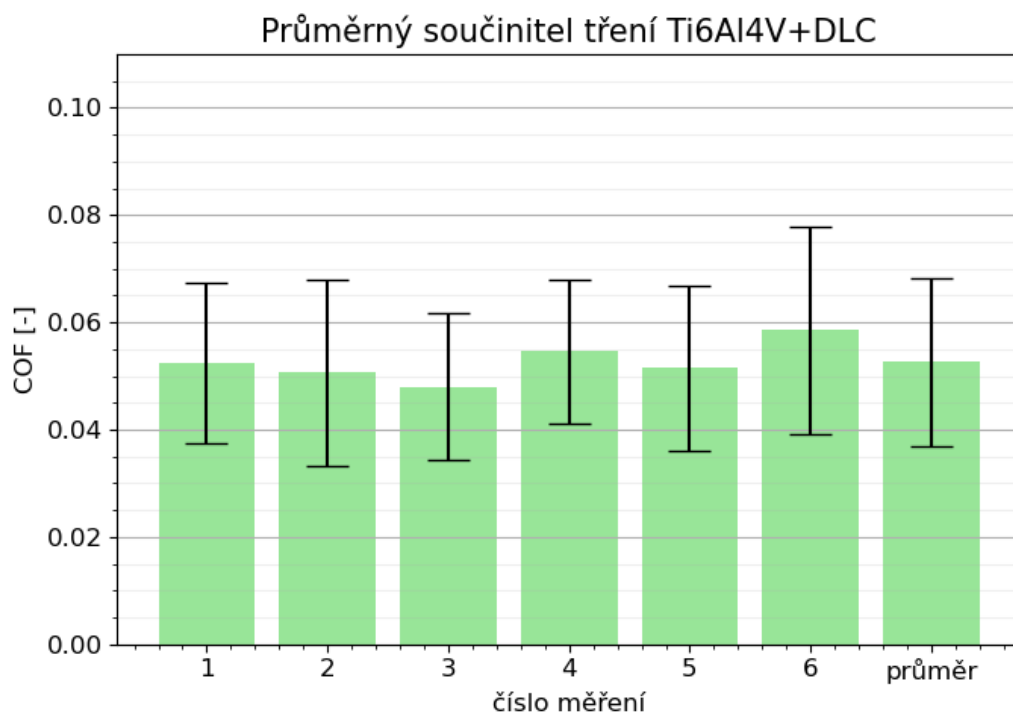
Obr. 5-1 Průměrný součinitel tření CoCrMo

Tab. 5-1 Stanovené hodnoty součinitele tření CoCrMo pro jednotlivé měření

Číslo měření	Průměrná hodnota COF [-]	Směrodatná odchylka [-]
1	0,0589	0,0196
2	0,0671	0,0179
3	0,0585	0,0174
4	0,0637	0,0254
5	0,0651	0,0246
6	0,0642	0,0154
průměr	0,0613	0,0200

## 5.1.2 Ti6Al4V+DLC

Titanová slitina s povrchovou úpravou DLC je opět často používaná jako materiál kloubních náhrad a oproti předchozí slitině vyšel nižší součinitel tření. Graficky jsou hodnoty z experimentů zobrazeny na Obr. 5-2 a lze vyhodnotit, že tření z jednotlivých experimentů se pohybují kolem podobné hodnoty. Tab. 5-2 představuje vyčíslení naměřených součinitelů tření se směrodatnými odchylkami.



Obr. 5-2 Průměrný součinitel tření Ti6Al4V+DLC

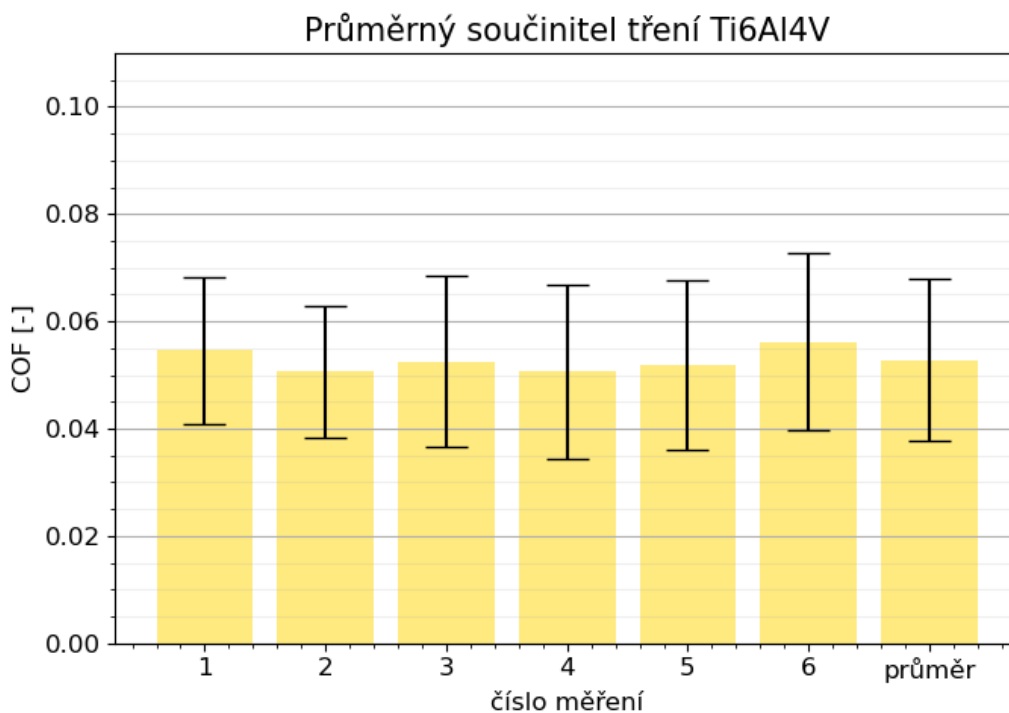
Tab. 5-2 Stanovené hodnoty součinitele tření Ti6Al4V+DLC pro jednotlivé měření

Číslo měření	Průměrná hodnota COF	Směrodatná odchylka
	[-]	[-]
<b>1</b>	0,0524	0,0150
<b>2</b>	0,0506	0,0173
<b>3</b>	0,0480	0,0137
<b>4</b>	0,0546	0,0135
<b>5</b>	0,0514	0,0153
<b>6</b>	0,0585	0,0193
<b>průměr</b>	0,0526	0,0157



### 5.1.3 Ti6Al4V

Další použitý kovový vzorek byla stejná titanová slitina pouze bez povrchové úpravy a tření vyšlo téměř stejně jako u povlakované Ti6Al4V. Průměry jednotlivých měření s odchylkami zobrazuje Obr. 5-3 a hodnoty jsou vypsány v Tab. 5-3. Výsledky jednotlivých měření Ti6Al4V jsou znovu mezi sebou dosti podobné a není patrné žádné velké odchýlení.



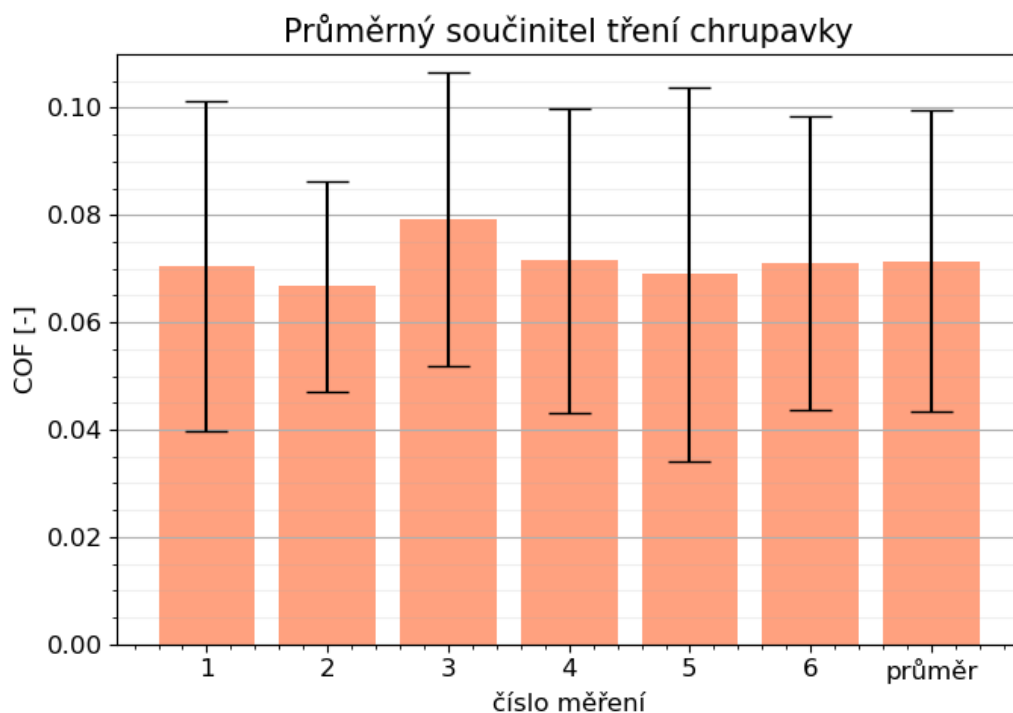
Obr. 5-3 Průměrný součinitel tření Ti6Al4V

Tab. 5-3 Stanovené hodnoty součinitele tření Ti6Al4V pro jednotlivé měření

Číslo měření	Průměrná hodnota COF [-]	Směrodatná odchylka [-]
1	0,0545	0,0137
2	0,0506	0,0122
3	0,0525	0,0160
4	0,0507	0,0163
5	0,0519	0,0158
6	0,0562	0,0166
<b>průměr</b>	0,0527	0,0151

## 5.1.4 Chrupavka

Poslední z použitých vzorků byl jiného druhu. Měřily se tribologické vlastnosti hydrogelu proti chrupavce. Součinitel tření vyšel překvapivě vyšší než u všech kovových slitin. Na Obr. 5-4 jsou vyneseny naměřené hodnoty. Tab. 5-4 ukazuje číselné výsledky součinitelů tření a směrodatných odchylek pro jednotlivá měření. Ve srovnání s tribologickými měřeními kovových vzorků vyšly u chrupavky větší směrodatné odchylky, ale průměrné hodnoty tření chrupavky se opět mezi sebou výrazně neliší.



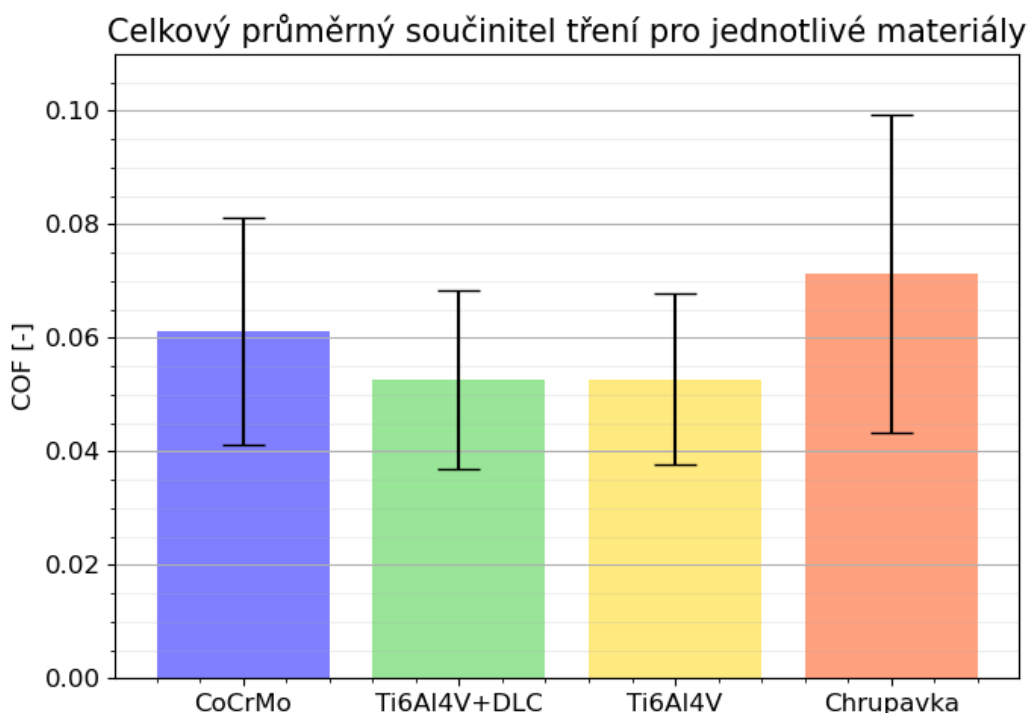
Obr. 5-4 Průměrný součinitel tření chrupavky

Tab. 5-4 Stanovené hodnoty součinitele tření chrupavky pro jednotlivé měření

Číslo měření	Průměrná hodnota COF [-]	Směrodatná odchylka [-]
1	0,0704	0,0308
2	0,0667	0,0196
3	0,0793	0,0274
4	0,0716	0,0284
5	0,0690	0,0349
6	0,0712	0,0274
<b>průměr</b>	<b>0,0713</b>	<b>0,0281</b>

### 5.1.5 Porovnání naměřených hodnot

Obr. 5-5 porovnává celkové průměry součinitele tření měřených materiálů, ze kterého nejlépe vychází titanové slitiny. Konečné zprůměrované hodnoty jsou vyčísleny v Tab. 5-5.

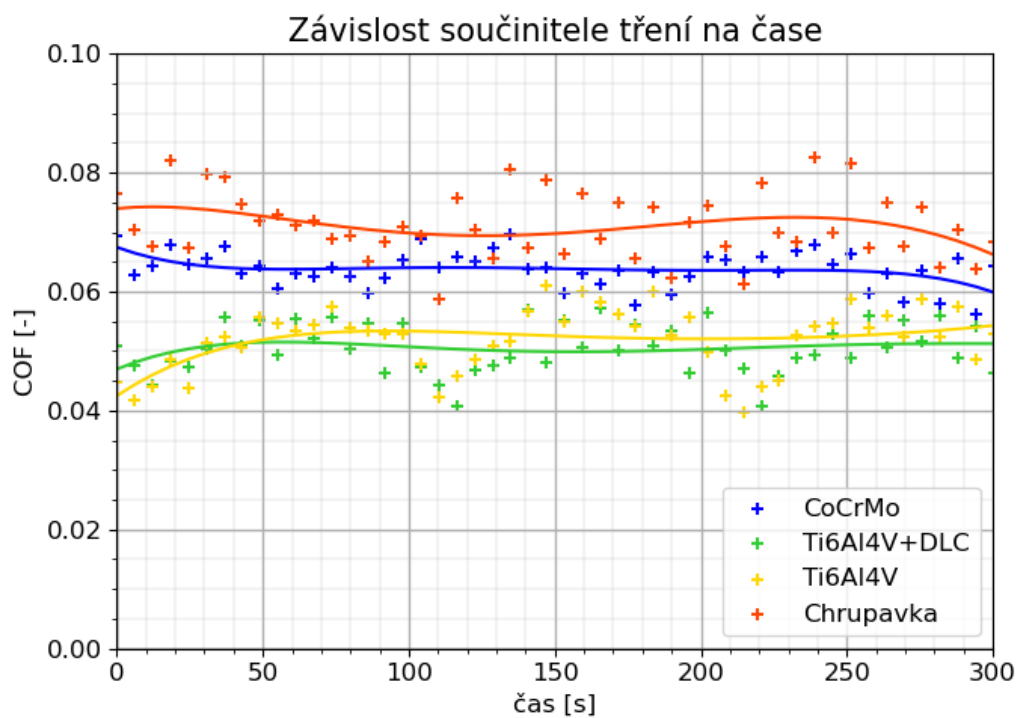


Obr. 5-5 Celkový průměrný součinitel tření pro jednotlivé materiály

Tab. 5-5 Stanovené hodnoty součinitele tření pro jednotlivé materiály

<b>Materiál</b>	<b>Průměrná hodnota COF</b>	<b>Směrodatná odchylka</b>
	[-]	[-]
<b>CoCrMo</b>	0,0613	0,0200
<b>Ti6Al4V</b>	0,0526	0,0157
<b>Ti6Al4V+DLC</b>	0,0527	0,0151
<b>Chrupavka</b>	0,0713	0,0281

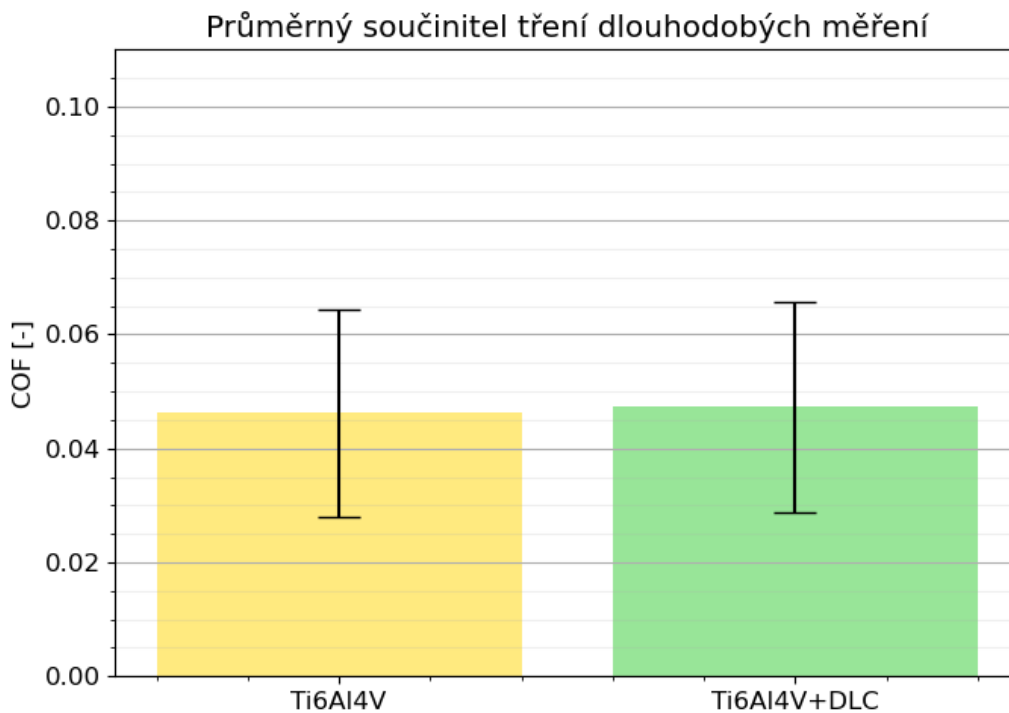
Poslední graf (Obr. 5-6) porovnává časové průběhy pro jedno vybrané měření z každého materiálu. Spojitá část grafu je proložení polynomem všech vyfiltrovaných dat měření a body představují průměr za 6 s reálného času měření.



Obr. 5-6 Závislost součinitele tření všech použitých materiálů na čase

## 5.1.6 Dlouhodobé testování titanových slitin

Na závěr všech měření byly provedeny dlouhodobé testy trvající 30 minut s materiály, u kterých byl naměřen nejnižší tření. Celkem se měřilo dvakrát. První měření bylo s Ti6Al4V a druhé s Ti6Al4V+DLC. Obr. 5-7 představuje výsledné průměry součinitele tření s odchylkou měření obou titanových slitin za 30 minut. Číselné výsledky byly vyneseny do Tab. 5-6.

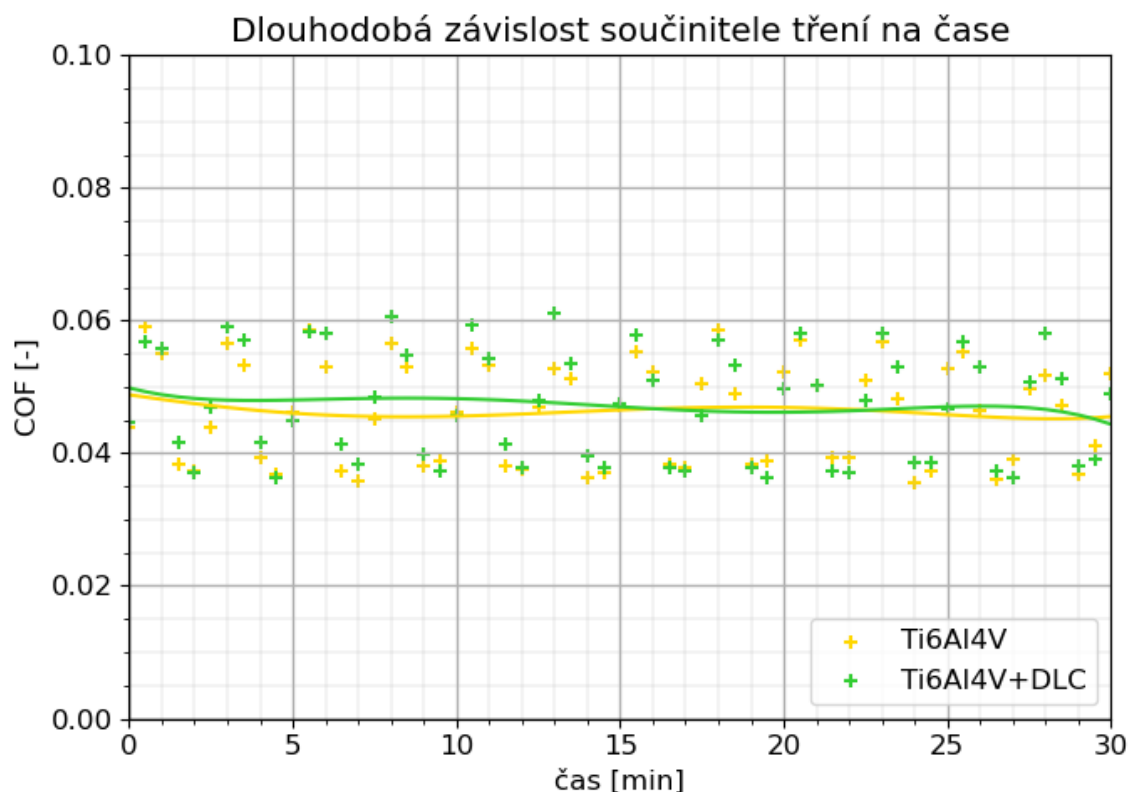


Obr. 5-7 Průměrný součinitel tření dlouhodobých měření titanových slitin

Tab. 5-6 Stanovené hodnoty součinitele pro jednotlivé materiály dlouhodobých měření

<b>Materiál</b>	<b>Průměrná hodnota COF</b>	<b>Směrodatná odchylka</b>
	[-]	[-]
<b>Ti6Al4V</b>	0,0463	0,0182
<b>Ti6Al4V+DLC</b>	0,0473	0,0185

Následující graf (Obr. 5-8) zobrazuje časový průběh celého měření obou titanových slitin. Časová osa odpovídá reálnému času měření. Body v grafu jsou průměrné hodnoty součinitele tření za dobu 30 s.



Obr. 5-8 Dlouhodobá závislost součinitele tření na čase Ti6Al4V a Ti6Al4V+DLC

### Vyhodnocení opotřebení

Po 30 minutách testování tření hydrogelů vůči titanovým slitinám bylo možné očekávat alespoň minimální opotřebení hydrogelu. Ale při vizuálním vyhodnocování nebyly patrné vůbec žádné změny na povrchu hydrogelu. Lze tedy tvrdit, že hydrogel při zatížení 2 N, rychlosti posuvu  $20 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ , době experimentu 30 minut proti titanovým slitinám Ti6Al4V a Ti6Al4V+DLC neměl žádné známky poškození povrchu po vizuálním vyhodnocení.

## 6 DISKUZE

Celkově nejnižší průměrné tření ze všech měření měl Ti6Al4V+DLC 0,0526 a u stejné slitiny bez povlaku vyšel téměř totožně 0,0527. Běžně používaná kobalt-chrom-molybdenová slitina v ortopedii měla vyšší tření, ale od titanových slitin se zásadně nelišila. Hodnota součinitele tření CoCrMo vyšla 0,0613. Naopak nečekaně vysoké tření se projevilo mezi chrupavkou a hydrogelem 0,0713. Slitina CoCrMo měla naměřenou nejnižší drsnost. U titanových slitin byla drsnost více než dvojnásobná. Z celkových výsledků je zřejmé, že drsnost nemá na součinitel tření v tomto případě žádný podstatný vliv, protože Ti6Al4V s největší drsností měla zároveň nejnižší hodnotu součinitele tření.

Výsledky tření kovových vzorků se příliš neliší od hodnot u prací zmíněných v rešeršní části. Problémem je, že většina prací se věnovala zkoumání tribologických vlastností hydrogelu při větším zatížení a obecně jiných podmínkách, proto není snadné hodnoty porovnávat. Tření slitiny CoCrMo při zatížení 5,88 N bylo 0,05 [39]. U nižšího zatížení 2 N v této práci vyšel součinitel tření vyšší. Titanová slitina měla při 5 N součinitel tření 0,0276 a při 15 N 0,0546 [41]. Opět jsou hodnoty nižší i přes vyšším zatížení v porovnání s provedenými měřeními. Poslední druh zkoumaného materiálu byla chrupavka. Popsány byly výše dva články zkoumající toto téma a oba mají dosti podobné výsledky. Hodnoty součinitele tření PVA-FT hydrogelu a chrupavky se pohybovaly při zatížení kolem 20 N od 0,084 [44] do 0,15 [43], zatímco v této práci vyšly 0,0713 při 2 N.

Odlišnosti výsledků tření kovových slitin oproti jiným provedeným experimentům na podobné bázi jsou dány různými podmínkami měření. Bylo použito jiné zatížení, mazivo, rychlost posuvu a výsledek mohlo ovlivnit i stáří hydrogelu. Nižší zatížení a synoviální kapalina jako mazivo, by mělo mít spíše snižující efekt na výsledné tření. Naopak vyšší rychlost posuvu může zvyšovat tření [43]. I když proti tomuto tvrzení byl jeden z článků, ve kterém byl trend opačný a důvodem bylo, že vzorek projde hydrogelem před vytvořením samotné deformační oblasti [41]. Dalším ovlivňujícím faktorem mohlo být stárnutí hydrogelu, které může pozitivně ovlivnit tření kvůli snížené propustnosti materiálu [40]. Na měření CoCrMo a Ti6Al4V+DLC byl použit hydrogel starý kolem 4 měsíců a na zbylé materiály hydrogel starý do 1 měsíce. Vliv stárnutí hydrogelu by neměl být výrazný vzhledem k nízkému zatížení.

K překvapivému výsledku se došlo u tribologického popisu chrupavky vůči hydrogelu. Původním předpokladem bylo, že by měla mít nižší tření než kovové materiály, ale vyšlo dokonce vyšší než u CoCrMo. S velkou pravděpodobností největší chyba byla dána výběrem chrupavkových vzorků, které neměly zcela ideálně rovný povrch a byly různě zkosené. Tyto nerovnosti výrazně ovlivňují výsledný součinitel tření.

Poslední sada měření se věnovala popisu titanové slitiny při dlouhodobém měření. Zpracovaly se průměrné hodnoty a časové průběhy dvou 30 minutových experimentů. Jeden pro Ti6Al4V a druhý pro stejnou slitinu s povlakem DLC. Z grafu závislosti COF na čase je patrné ustálení proloženého polynomu téměř na konstantní hodnotě. Průměrné hodnoty z dlouhodobých měření vyšly nepatrně menší než průměr pro daný materiál z kratších měření. Výsledky dlouhodobých měření nelze brát příliš směrodatně, jelikož nebylo provedeno opakování měření pro přesnější stanovení chování materiálu a jedná se pouze o vyhodnocení jednoho měření u dvou různých materiálů. Závěrem dlouhodobých experimentů vyplývá, že součinitel tření se drží téměř konstantních hodnotu po dobu 30 minut.

Zajímavostí je, že při žádném z experimentů nebylo pozorováno opotřebení hydrogelu. Může to být dáno nízkým aplikovaným zatížením, které nemohlo způsobit velké a trvalé deformace hydrogelu. Vyhodnocení opotřebení probíhalo pouze pohledem. Pro lepší stanovení opotřebení by bylo potřeba provést přesnější způsob určení poškození povrchu. Ovšem problémem vyhodnocení opotřebení hydrogelu je jeho průsvitnost a nutnost vlhkého povrchu pro nezkreslení výsledků.

Z celého měření vyplývá, že titanové slitiny mohou být vhodnými kandidáty na materiály lokálních náhrad i s přihlédnutím na jejich možnost výroby 3D tiskem. CoCrMo vykazala pouze o 0,0087 vyšší součinitel tření než Ti6Al4V+DLC, tedy je možné ji také považovat za vhodný materiál lokálních náhrad. Pro přesnější a lepší výsledky by bylo dobré provést větší sadu experimentů i s odlišnými podmínkami, protože u popisu tření měkkých materiálů mohou snadno vznikat odchylky výsledných hodnot.

Samotné testování probíhalo velmi krátkou dobu s ohledem na reálné používání lokálních náhrad, proto by bylo potřeba provést dlouhodobé testování v řádu hodin podobně jako to provedla skupina autorů Diermeier a kol. [47]. Popisují chování chrupavky z prasečích kolen vůči reálnému lokálnímu kovovému implantátu (FMI) při zatížení 33 N po dobu 1 nebo 6 hodin se zaměřením na velikost poškození chrupavky. Z celkového počtu šesti testovaných vzorků se po 1 hodině neprojeví u žádného vzorku známky poškození a po 6 hodinách už byly opotřebení značnější. 3 vzorky nesly známky poškození ve svrchní vrstvě chrupavky a 1 dokonce i ve střední a povrchové zóně. Závěrem tohoto článku je tedy, že optimálně umístěný FMI poškozuje protilehlou chrupavku již po 6 hodinách cyklického zatížení. Dále je důležitá důkladná analýza již existujících defektů na chrupavce, které mohou bránit správnému použití FMI. Nicméně pro pacienty středního věku může FMI přinést efektivní možnost léčby.



## 7 ZÁVĚR

Podstatou bakalářské práce bylo posoudit tribologické vlastnosti potenciálně vhodných materiálů na výrobu lokálních kloubních náhrad. Pro první přiblížení tribologického chování v kloubním spojení s lokální náhradou bylo nutné provést měření na zjednodušeném modelu představující kontakt náhrady a protilehlé chrupavky. Zjednodušený model se skládal z kontaktní dvojice biokompatibilních kovových vzorků proti hydrogelu, který představoval vhodný materiál místo reálné chrupavky. Vlastnosti chrupavky jsou velmi komplikované, ale na stanovení nejnižšího tření má hydrogel dostatečně podobné vlastnosti.

Porovnávaly se slitiny CoCrMo, Ti6Al4V a Ti6Al4V+DLC. Pro základní odhad tření mezi chrupavkami bylo provedeno i měření chrupavky na hydrogelu. Z výsledků všech měření vyšla nejlépe titanová slitina bez ohledu na to, zda je s DLC povlakem či nikoliv. Stabilita výsledků se potvrdila i dlouhodobými měřeními. Tyto měření ukázaly téměř konstantní hodnoty součinitele tření po dobu 30 minut. Druhým zkoumaným materiálem se stala slitina CoCrMo, která měla vyšší tření o necelou jednu setinu. Měření chrupavky se příliš nezdařilo, jelikož součinitel tření vyšel nejvyšší ze všech materiálů a očekávání bylo, že by měl vyjít nižší než u kovů. Naměřené hodnoty součinitelů tření pro jednotlivé slitiny jsou pouze nepatrně vyšší než v publikacích zmíněných v rešeršní části, zřejmě kvůli odlišným podmínkám experimentů.

Chyby měření se nejvíce projevily u měření chrupavky. Nesprávně zvolené vzorky chrupavky s velkým zkosením a nerovnostmi způsobily výrazné odchýlení od očekávaného výsledku. Ideální by bylo provést nové měření tření chrupavkových vzorků s vhodnějším tvarem povrchu. Dalším vylepšením u měření kovových vzorků by se mohlo stát použití hydrogelu stejného stáří pro přesnější porovnání výsledků. Dále by mohlo být zajímavé provést měření s různými podmínkami experimentu. Za úvahu by stálo i udělení dlouhodobého testování v řádu hodin kvůli popisu chování v delším časovém úseku.

Pro určení vhodného materiálu je třeba navíc charakterizovat chování i na rozhraní lokálního implantátu a obklopující chrupavky, nejenom té protilehlé. Zajímavý by mohl být výzkum správného uložení lokálního implantátu vzhledem k okolní chrupavce, aby nedocházelo k poškození přilehlé ani protilehlé chrupavky. Bylo by možné provést testování chování lokálních náhrad z pohledu opotřebení protilehlé i přilehlé chrupavky vůči náhradě. Je dobré se zamyslet i nad použitím moderních aditivních technologií. 3D tisk umožňuje tisk kovů včetně titanové slitiny s poměrně velkou přesností a v dobré kvalitě. Pomocí 3D tisku lze zajistit lepší integraci implantátu do kosti i chrupavky v poškozeném kloubu. Díky možnosti přidávání různých látek podporující růst kostí může být tato metoda velmi přínosná. Navíc by se mohlo uvažovat nad dalšími druhy povlakování eventuálně by se daly použít i jiné druhy biokompatibilních materiálů používaných v medicíně například moderní materiál polyether ether ketone (PEEK) [48].

Problémy poruch kloubních chrupavek jsou stále diskutovanějším tématem. Primárně kvůli nárůstu počtu lidí trpících poruchami chrupavky, tím pádem vyžadujících lékařský zákrok opravy poškozené chrupavky. Chrupavka má v těle důležitou a nepostradatelnou roli ke správnému chování synoviálních kloubů. Existují možnosti, jak zpomalit poškozování chrupavky. Většinou stejně dojde až k aplikaci totální endoprotézy, jelikož chrupavka v důsledku poškození a nedostatečné regenerace neplní svoji funkci správně. Pacienti často pociťují v kloubu velké bolesti. Odstranění celého kloubu a nahrazení umělým materiálem je nevratné a velice invazivní. Navíc životnosti endoprotéz jsou pro mladší pacienty nedostačující, proto je snaha vymyslet oddálení takto velkého zákroku. Jako jedna z velice perspektivních možností se jeví používání lokálních náhrad poškozené kloubní chrupavky. Lokální náhrady by mohly mít v budoucnu velký přínos zejména pro mladší pacienty kvůli odložení náročného zákroku výměny celého kloubu a vylepšení komfortu života z dlouhodobého hlediska. Lokální náhrady narůstají na popularitě a je dokonce možné nalézt studie zabývající se analýzou úspěšně aplikovaných lokálních náhrad u pacientů [49].

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] CULLIFORD, D, J MASKELL, A JUDGE, C COOPER, D PRIETO-ALHAMBRA a N.K ARDEN. Future projections of total hip and knee arthroplasty in the UK: results from the UK Clinical Practice Research Datalink. *Osteoarthritis and cartilage*. OXFORD: Elsevier Ltd, 2015, **23**(4), 594-600. ISSN 1063-4584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2014.12.022
- [2] DI PUCCIO, Francesca a Lorenza MATTEI. Biotribology of artificial hip joints. *World journal of orthopedics*. United States: Baishideng Publishing Group Inc, 2015, **6**(1), 77-94. ISSN 2218-5836. Dostupné z: doi:10.5312/wjo.v6.i1.77
- [3] RAO, T., Salmiah KASOLANG, Xie GUOXIN, Jitendra KATIYAR a Ahmad RANI. *Biotribology*. 1st Edition. Milton: Taylor & Francis Group, 2021. ISBN 9780367687854. Dostupné z: doi:10.1201/9781003139270
- [4] PERERA, Kalindu, Ryan IVONE, Evelina NATEKIN, Cheryl. WILGA, Jie SHEN a Jyothi MENON. 3D Bioprinted Implants for Cartilage Repair in Intervertebral Discs and Knee Menisci. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. Switzerland: Frontiers Media S.A, 2021, **9**, 754113-754113. ISSN 2296-4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2021.754113
- [5] KLEINOVÁ, Andrea. Kloubní náhrady. *PharmaNEWS* [online]. [cit. 2023-01-22]. Dostupné z: <https://www.pharmanews.cz/clanek/kloubni-nahrady/>
- [6] VETTER, J. 60years of DLC coatings: Historical highlights and technical review of cathodic arc processes to synthesize various DLC types, and their evolution for industrial applications. *Surface & coatings technology*. Elsevier B.V, 2014, **257**, 213-240. ISSN 0257-8972. Dostupné z: doi:10.1016/j.surfcoat.2014.08.017
- [7] MENG, Yonggang, Jun XU, Zhongmin JIN, Braham PRAKASH a Yuanzhong HU. A review of recent advances in tribology. *Friction*. Beijing: Tsinghua University Press, 2020, **8**(2), 221-300. ISSN 2223-7690. Dostupné z: doi:10.1007/s40544-020-0367-2
- [8] *Klouby* [online]. [cit. 2023-01-30]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/clanek/1210-klouby>
- [9] BHOSALE, Abhijit a James RICHARDSON. Articular cartilage: structure, injuries and review of management. *British Medical Bulletin*. 2008, **87**(1), 77–95, Pages 77–95. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1093/bmb/ldn025>

- [10] MOW, Van a X. GUO. MECHANO-ELECTROCHEMICAL PROPERTIES OF ARTICULAR CARTILAGE: Their Inhomogeneities and Anisotropies. *Annual review of biomedical engineering*. Palo Alto, CA 94303-0139: Annual Reviews, 2002, **4**(1), 175-209. ISSN 1523-9829. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.bioeng.4.110701.120309
- [11] BEDDOES, Charlotte, Michael WHITEHOUSE, Wuge BRISCOE a Bo SU. Hydrogels as a replacement material for damaged articular hyaline cartilage. *Materials*. BASEL: Mdpi, 2016, **9**(6), 443. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma9060443
- [12] JACKSON, Ar a Wy GU. TRANSPORT PROPERTIES OF CARTILAGINOUS TISSUES. *Current rheumatology reviews*. 2009, **5**(1), 40. Dostupné z: doi:10.2174/157339709787315320
- [13] ŠNEJDAR, Radim. *Měření tření v lidských kloubech*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116474>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Pavel Čípek.
- [14] MURAKAMI, Teruo, Seido YARIMITSU, Nobuo SAKAI, Kazuhiro NAKASHIMA, Tetsuo YAMAGUCHI a Yoshinori SAWAE. Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural synovial joints. *Tribology international*. OXFORD: Elsevier Ltd, 2017, **113**, 306-315. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2016.12.052
- [15] VELDAMONOVÁ, Aneta. Studium tokových a viskoelastických vlastností laboratorně připravených synoviálních kapalin pomocí makroreologických technik. Brno, 2019. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/173459>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta chemická. Ústav fyzikální a spotřební chemie. Vedoucí práce Ing. Jiří Smilek, Ph.D.
- [16] DOWSON, D. Paper 12: Modes of Lubrication in Human Joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Conference Proceedings*. 1966, **181**(10), 45-54. Dostupné z: doi:10.1243/PIME\_CONF\_1966\_181\_206\_02
- [17] MANSOUR, Joseph M. *Biomechanics of cartilage. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. In: . 2003.
- [18] LINK, Jarrett M., Evelia Y. SALINAS, Jerry C. HU a Kyriacos A. ATHANASIOU. The tribology of cartilage: Mechanisms, experimental techniques, and relevance to translational tissue engineering. *Clinical biomechanics (Bristol)*. England: Elsevier Ltd, 2020, **79**, 104880-104880. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.10.016

- [19] NEU, Corey P., Kyriakos KOMVOPOULOS a A. Hari REDDI. The interface of functional biotribology and regenerative medicine in synovial joints. *Tissue engineering. Part B, Reviews*. NEW ROCHELLE: Mary Ann Liebert Inc, 2008, **14**(3), 235-247. ISSN 1937-3368. Dostupné z: doi:10.1089/ten.teb.2008.0047
- [20] WEI, Wei, Yuanzhu MA, Xudong YAO et al. Advanced hydrogels for the repair of cartilage defects and regeneration. *Bioactive materials*. Elsevier B.V, 2021, **6**(4), 998-1011. ISSN 2452-199X. Dostupné z: doi:10.1016/j.bioactmat.2020.09.030
- [21] *Kloubní výživa u malých zvířat: Stavba kloubu* [online]. 2019 [cit. 2023-02-09]. Dostupné z: <https://www.veterinarni-lekari.cz/kreditovane-kurzy/kloubni-vyziva-u-malych-zvirat-107315/kloubni-vyziva-u-malych-zvirat>
- [22] Osteochondral Autologous / OATS. In: *PREMIER: Orthopaedic & Trauma Specialists* [online]. [cit. 2023-03-16]. Dostupné z: <https://www.premierortho.org/services/knee/osteochondral-autologous-oats/>
- [23] *Hyalofast: Product Information* [online]. [cit. 2023-05-11]. Dostupné z: <https://hyalofast.anikatherapeutics.com/product-information/>
- [24] MARTINEZ-CARRANZA, Nicolas, Kjell HULTENBY, Anne LAGERSTEDT, Peter SCHUPBACH a Hans BERG. Cartilage Health in Knees Treated with Metal Resurfacing Implants or Untreated Focal Cartilage Lesions: A Preclinical Study in Sheep. *Cartilage*. Los Angeles, CA: SAGE Publications, 2019, **10**(1), 120-128. ISSN 1947-6035. Dostupné z: doi:10.1177/1947603517720260
- [25] *Columbus: Suitable solutions for different patient needs* [online]. [cit. 2023-02-26]. Dostupné z: <https://www.bbraun.com/en/products/b0/columbus-total-kneesystem.html>
- [26] NAHAS, Sam, Bilal AL-OBAIDI, Alex SHEARMAN, Harry HODGSON a Dinesh NATHWANI. Focal knee resurfacing. *Orthopaedics and trauma*. Elsevier Ltd, 2019, **33**(2), 133-139. ISSN 1877-1327. Dostupné z: doi:10.1016/j.mporth.2019.01.009
- [27] MARTINEZ-CARRANZA, N, H.E BERG, K HULTENBY, H NURMI-SANDH, L RYD a A.-S LAGERSTEDT. Focal knee resurfacing and effects of surgical precision on opposing cartilage. A pilot study on 12 sheep. *Osteoarthritis and cartilage*. OXFORD: Elsevier Ltd, 2013, **21**(5), 739-745. ISSN 1063-4584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2013.02.004
- [28] *Ortotech: HemiCAP® Hip* [online]. [cit. 2023-05-11]. Dostupné z: <https://www.ortotech.com/en/product-guide/hips/products/detail/167/hemicap-hip>
- [29] Femoral Condyle Implants: Knee HemiCAP System. In: *Anika* [online]. [cit. 2023-03-15]. Dostupné z: <https://anika.com/medical/products/femoral-condyle-implant/>

- [30] STÅLMAN, Anders, Olof SKÖLDENBERG, Nicolas MARTINEZ-CARRANZA, David ROBERTS, Magnus HÖGSTRÖM a Leif RYD, 2018. No implant migration and good subjective outcome of a novel customized femoral resurfacing metal implant for focal chondral lesions. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 26(7), 2196-2204. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-017-4805-2
- [31] KATTI, Kalpana S. Biomaterials in total joint replacement. *Colloids and surfaces, B, Biointerfaces*. AMSTERDAM: Elsevier B.V, 2004, 39(3), 133-142. ISSN 0927-7765. Dostupné z: doi:10.1016/j.colsurfb.2003.12.002
- [32] AHMED, Waleed, Sidra SIRAJ, Fady ALNAJJAR a Ali H. AL MARZOUQI. 3D printed implants for joint replacement. In: *Applications of 3D printing in Biomedical Engineering*. 2021, s. 97-119. ISBN 978-981-33-6887-3.
- [33] NI, J., H. LING, S. ZHANG et al. Three-dimensional printing of metals for biomedical applications. *MATERIALS TODAY BIO*. AMSTERDAM: Elsevier, 2019, 3, 100024-100024. ISSN 2590-0064. Dostupné z: doi:10.1016/j.mtbio.2019.100024
- [34] ROTH, Klaus Edgar, Simon BETZ, Irene SCHMIDTMANN et al. Biological responses to individualized small titanium implants for the treatment of focal full-thickness knee cartilage defects in a sheep model. *The knee*. Netherlands: Elsevier B.V, 2020, 27(3), 1078-1092. ISSN 0968-0160. Dostupné z: doi:10.1016/j.knee.2020.03.012
- [35] WANG, Xianggang, Zhengyan LI, Zhonghan WANG et al. Incorporation of Bone Morphogenetic Protein-2 and Osteoprotegerin in 3D-Printed Ti6Al4V Scaffolds Enhances Osseointegration Under Osteoporotic Conditions. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. Frontiers Media S.A, 2021, 9, 754205-754205. ISSN 2296-4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2021.754205
- [36] GEURDS, Lauren, Yuan XU a Jason STOKES. Friction of lubricated hydrogels: Influence of load, speed and lubricant viscosity. *Biotribology (Oxford)*. Elsevier Ltd, 2021, 25, 100162. ISSN 2352-5738. Dostupné z: doi:10.1016/j.biotri.2021.100162
- [37] LEVATO, Riccardo, William WEBB, Iris OTTO et al. The bio in the ink: cartilage regeneration with bioprintable hydrogels and articular cartilage-derived progenitor cells. *Acta biomaterialia*. OXFORD: Elsevier Ltd, 2017, 61(1), 41-53. ISSN 1742-7061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2017.08.005
- [38] MAMADA, Keisuke, Vincent FRIDRICI, Hiroyuki KOSUKEGAWA, Philippe KAPSA a Makoto OHTA. Friction Properties of Poly(vinyl alcohol) Hydrogel: Effects of Degree of Polymerization and Saponification Value. *Tribology letters*. Boston: Springer US, 2011, 42(2), 241-251. ISSN 1023-8883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-011-9768-8

- [39] YARIMITSU, S., S. SASAKI, T. MURAKAMI a A. SUZUKI. Evaluation of lubrication properties of hydrogel artificial cartilage materials for joint prosthesis. *Biosurface and biotribology*. Elsevier B.V, 2016, **2**(1), 40-47. ISSN 2405-4518. Dostupné z: doi:10.1016/j.bsbt.2016.02.005
- [40] NEČAS, David, Seido YARIMITSU, David REBENDA, Hironori SHINMORI, Martin VRBKA, Yoshinori SAWAE, Teruo MURAKAMI a Ivan KŘUPKA. On the replacement of articular cartilage: The friction of PVA hydrogel layer in hip simulator test. *Tribology international*. Elsevier Ltd, 2023, **178**, 108100. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2022.108100
- [41] PAN, Yu-song, Dang-sheng XIONG a Ru-yin MA. A study on the friction properties of poly(vinyl alcohol) hydrogel as articular cartilage against titanium alloy. *Wear*. LAUSANNE: Elsevier B.V, 2007, **262**(7), 1021-1025. ISSN 0043-1648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2006.10.005
- [42] KOSUKEGAWA, Hiroyuki, Vincent FRIDRICI, Philippe KAPSA, Yuji SUTOU, Koshi ADACHI a Makoto OHTA. Friction Properties of Medical Metallic Alloys on Soft Tissue–Mimicking Poly(Vinyl Alcohol) Hydrogel Biomodel. *Tribology letters*. Boston: Springer US, 2013, **51**(3), 311-321. ISSN 1023-8883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-013-0165-3
- [43] LI, Feng, Anmin WANG a Chengtao WANG. Analysis of friction between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel artificial cartilage. *Journal of materials science. Materials in medicine*. New York: Springer US, 2016, **27**(5), 87-87. ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-016-5700-y
- [44] KANCA, Yusuf, Piers MILNER, Daniele DINI a Andrew A. AMIS. Tribological properties of PVA/PVP blend hydrogels against articular cartilage. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. AMSTERDAM: Elsevier, 2018, **78**, 36-45. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2017.10.027
- [45] HILŠER, Pavel. Tření a mazání kloubní chrupavky [online]. Brno, 2020. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/193078>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování. Vedoucí práce prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.
- [46] NEČAS, David. *Preparation of PVA hydrogel*. Faculty of Engineering, Kyushu University, 2018.
- [47] DIERMEIER, Theresa, Arne VENJAKOB, Kevin BYRNE, Rainer BURGKART, Peter FOEHR, Stefan MILZ, Andreas B. IMHOFF a Stephan VOGT. Effects of focal metallic implants on opposing cartilage - an in-vitro study with an abrasion test machine. *BMC musculoskeletal disorders*. England: BioMed Central, 2020, **21**(1), 261-261. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-020-03292-4

- [48] *VESTAKEEP: VESTAKEEP® PEEK BIOMATERIALS FROM EVONIK FOR PERMANENT MEDICAL IMPLANTS* [online]. [cit. 2023-05-23]. Dostupné z: <https://medical.evonik.com/en/peek-biomaterial-implants>
- [49] HOLZ, Johannes, Tim SPALDING, Tarek BOUTEFNOUCHET et al. Patient-specific metal implants for focal chondral and osteochondral lesions in the knee; excellent clinical results at 2 years. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2021, **29**(9), 2899-2910. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-020-06289-7



## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

DLC	diamond-like carbon
HYAFF	benzylester kyseliny hyaluronové
CT	rentgenová počítačová tomografie
MRI	magnetická rezonance
SLS	selective laser sintering
SLM	selective laser melting
3DP	inkjet 3D printing
BMP-2	morfogenetický protein-2
OPG	osteoprotegerin
PEG	polyethylenglykol
PVA	polyvinylalkohol
PAM	polyakrylamid
PVA-FT	freeze-thwing PVA hydrogel
PVA-CD	cast-dryingn PVA hydrogel
UHMWPE	ultravysokomolekulární polyethylen
HXPE	vysoce zesíťovaný polyethylen
BS	bovinní sérum
DMSO	dimethylsulfoxid
PVP	polyvinylpyrrolidon
COF	coefficient of friction
PMMA	polymethylmethakrylát
FMI	focal metallic implant
PEEK	polyether ether ketone

## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1-1	Předpokládané počty kyčelních totálních náhrad ve Spojeném království do roku 2035 s odhadem z roku 2010 daným statistikou za předchozích 20 let [1] .....	12
Obr. 2-1	Oblasti tribologie.....	13
Obr. 2-2	Rozdělení oblastí biotribologie podle počtu odborných článků [7].....	14
Obr. 2-3	Struktura synoviálního kloubu [8] .....	15
Obr. 2-4	Struktura hyalinní, vazivové a elastické chrupavky [7].....	16
Obr. 2-5	Stavba kloubní chrupavky [13; 14].....	17
Obr. 2-6	Stribeckova křivka a režimy mazání [18] .....	19
Obr. 2-7	Popis vlastností kolenního kloubu při chůzi [19].....	20
Obr. 2-8	Druhy defektů chrupavky: částečný, v plné tloušťce chrupavky a osteochondrální [20].....	21
Obr. 2-9	Porovnání zdravého kloubu a kloubu s osteoartrózou [21].....	22
Obr. 2-10	Vlevo metoda osteochondrálního autoštetpu [22] a vpravo kolenní endoprotéza Columbus® [25].....	23
Obr. 2-11	Lokální kloubní implantát HemiCAP, vpravo rentgenový snímek aplikovaného implantátu [29].....	24
Obr. 2-12	Lokální kloubní implantát Episurf Medical, vpravo rentgenový snímek aplikovaného implantátu [30].....	25
Obr. 2-13	3D tištěný titanový lokální implantát do kolene [34] .....	27
Obr. 2-14	Druhy hydrogelů a) PVA-FT b) PVA-CD c) hybridní PVA d) struktura hybridního PVA e) schématické zobrazení struktury PVA-FT a PVA-CD [39].....	29
Obr. 2-15	Součinitel tření PVA hydrogelů proti CoCrMo slitině [39].....	30
Obr. 2-16	Součinitel tření PVA hydrogelů proti keramice z oxidu hlinitého [39].....	31
Obr. 2-17	a) simulátor kyčelního kloubu b) detail kontaktní dvojice c) provedené sady experimentů d) reálný snímek PVA vrstvy v ocelové jamce e) lineární tlumení f) exponenciální tlumení [40].....	32
Obr. 2-18	Průměrný součinitel tření pro vzorky s PVA vrstvou, *přetížení hydrogelu [40] .....	33
Obr. 2-19	Průměrný součinitel tření pro 3 různé druhy podmínek: mazání, rychlost posuvu a zatížení [41] .....	35

Obr. 2-20	Součinitel tření pro PVA hydrogel a kovové materiály v závislosti na zatížení a rychlosti posuvu [42] .....	36
Obr. 2-21	Vliv zatížení na součinitel tření.....	38
Obr. 2-22	Vliv rychlosti posuvu na součinitel tření [43].....	38
Obr. 2-23	Dlouhodobé testy tření pro různá maziva [43].....	39
Obr. 2-24	Průměrný součinitel tření pro testované materiály [44] .....	40
Obr. 4-1	Vlevo Bruker UMT TriboLab a vpravo schéma měření součinitele tření ....	43
Obr. 4-2	Vlevo upnutý vzorek Ti6Al4V a vpravo upnutý vzorek chrupavky .....	44
Obr. 4-3	Kovové vzorky: zleva CoCrMo, Ti6Al4V+DLC, Ti6Al4V .....	44
Obr. 4-4	Povrchy CoCrMo vzorků .....	46
Obr. 4-5	Povrchy Ti6Al4V+DLC vzorků.....	47
Obr. 4-6	Povrchy Ti6Al4V vzorků .....	48
Obr. 4-7	Vzorky chrupavky .....	49
Obr. 4-8	Schéma výroby hydrogelu.....	50
Obr. 4-9	Aplikované dráhy na hydrogelu .....	51
Obr. 4-10	Výběr dat jednotlivých úseků měření.....	52
Obr. 5-1	Průměrný součinitel tření CoCrMo .....	55
Obr. 5-2	Průměrný součinitel tření Ti6Al4V+DLC.....	56
Obr. 5-3	Průměrný součinitel tření Ti6Al4V .....	57
Obr. 5-4	Průměrný součinitel tření chrupavky .....	58
Obr. 5-5	Celkový průměrný součinitel tření pro jednotlivé materiály .....	59
Obr. 5-6	Závislost součinitele tření všech použitých materiálů na čase .....	60
Obr. 5-7	Průměrný součinitel tření dlouhodobých měření titanových slitin .....	61
Obr. 5-8	Dlouhodobá závislost součinitele tření na čase Ti6Al4V a Ti6Al4V+DLC. 62	

## 11 SEZNAM TABULEK

Tab. 2-1	Mechanické vlastnosti kovových slitin pro kloubní náhrady [31].....	26
Tab. 2-2	Podmínky experimentů [41].....	34
Tab. 2-3	Podmínky experimentů [43].....	37
Tab. 4-1	Drsnost a zaoblení CoCrMo vzorků.....	46
Tab. 4-2	Drsnost a zaoblení Ti6Al4V+DLC vzorků .....	47
Tab. 4-3	Drsnost a zaoblení Ti6Al4V vzorků .....	48
Tab. 5-1	Stanovené hodnoty součinitele tření CoCrMo pro jednotlivé měření.....	55
Tab. 5-2	Stanovené hodnoty součinitele tření Ti6Al4V+DLC pro jednotlivé měření	56
Tab. 5-3	Stanovené hodnoty součinitele tření Ti6Al4V pro jednotlivé měření .....	57
Tab. 5-4	Stanovené hodnoty součinitele tření chrupavky pro jednotlivé měření.....	58
Tab. 5-5	Stanovené hodnoty součinitele tření pro jednotlivé materiály.....	59
Tab. 5-6	Stanovené hodnoty součinitele pro jednotlivé materiály dlouhodobých měření .....	61

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

Povaha a typ práce nevyžaduje přílohy.