



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 LOKÁLNÍHO IMPLANTÁTU KYČELNÍHO KLOUBU

TRIBOLOGY OF LOCAL HIP IMPLANT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Matěj Nosek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2025

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Bc. Matěj Nosek**
Studijní program: Konstrukční inženýrství
Studijní obor: bez specializace
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**
Akademický rok: 2024/25

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 diplomové práce:

Tribologie lokálního implantátu kyčelního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Hlavním impulsem k vývoji lokálního (segmentálního) 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 se zaměřením na analýzy tření a opotřebení. Nedílnou součástí práce bude vývoj metodiky pro tribologické testování implantátu (návrh vzorků třecí dvojice, analýza zatížení a kinematiky, příprava maziva – kloubní kapaliny).

Typ práce: výzkumná
Výstup práce: publikační výsledek (J, D)
Projekt: AZV

Cíle diplomové práce:

Hlavním cílem je experimentální popis vývoje součinitele tření a opotřebení základních biokompatibilních materiálů implantátů (vhodných pro 3D tisk) v kontaktu s kloubní chrupavkou s využitím pin-on-plate simulátoru Bruker UMT TriboLab. Práce bude zaměřena především na slitiny titanu a kobaltu včetně DLC povlaků a také na materiál PEEK.

Dílčí cíle diplomové práce:

- rešerše zásadních tribologických studií se zaměřením na analýzy tření, mazání a opotřebení třecích povrchů kloubních implantátů včetně aditivně vyráběných,
- návrh metodiky pro tribologické testování implantátu (konfigurace a fixace vzorků třecí dvojice, výroba hydrogelu, příprava vzorků kloubní chrupavky, příprava maziva – kloubní kapaliny, analýza zatížení a kinematiky),
- analýza topografie třecích povrchů před a po experimentech,
- měření součinitele tření a následné vyhodnocení míry opotřebení pro vybrané třecí dvojice,
- statistické zpracování naměřených dat, jejich analýza a interpretace.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 – 50 stran textu bez obrázků).

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

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

Seznam doporučené literatury:

MARTINEZ-CARRANZA, Nicolas; HULTENBY, Kjell; LAGERSTEDT, Anne Sofie; SCHUPBACH, Peter a BERG, Hans E. Cartilage Health in Knees Treated with Metal Resurfacing Implants or Untreated Focal Cartilage Lesions: A Preclinical Study in Sheep. Online. CARTILAGE. 2019, roč. 10, č. 1, s. 120-128. ISSN 1947-6035. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1947603517720260>.

ROTH, Klaus Edgar; BETZ, Simon; SCHMIDTMANN, Irene; MAIER, Gerrit Steffen; LUDWIG, Hans-Reiner et al. Biological responses to individualized small titanium implants for the treatment of focal full-thickness knee cartilage defects in a sheep model. Online. The Knee. 2020, roč. 27, č. 3, s. 1078-1092. ISSN 09680160. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.knee.2020.03.012>.

DIERMEIER, Theresa; VENJAKOB, Arne; BYRNE, Kevin; BURGKART, Rainer; FOEHR, Peter et al. Effects of focal metallic implants on opposing cartilage – an in-vitro study with an abrasion test machine. Online. BMC Musculoskeletal Disorders. 2020, roč. 21, č. 1. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03292-4>.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2024/25

V Brně, dne

L. S.

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

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

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zaměřuje na experimentální hodnocení tribologických vlastností vybraných náhradových materiálů určených k fokální náhradě kyčelní chrupavky. Cílem bylo zjistit součinitel tření, míru opotřebení a stabilitu přítláčné síly při kontaktu s biologickým modelem chrupavky. Práce se věnovala porovnání čtyř materiálů (PEEK, Ti6Al4V, Ti6Al4V+DLC a CoCrMo) a modelového hydrogelu PVA. Testování probíhalo pomocí konfigurace pin-on-plate na zařízení Bruker UMT Tribolab ve dvou fázích – materiálové a geometrické (zapuštění).

Byly sledovány krátké, dlouhé a blokové testy v roztoku PBS a synoviální tekutině. Výsledky ukázaly, že PEEK dosahuje nejnižšího součinitele tření a vysoké stability. DLC povlak na Ti6Al4V snižoval tření oproti nepovlakované variantě. Vliv smáčivosti se jako určující faktor nepotvrdil. V druhé fázi bylo jako optimální zapuštění určeno $-0,4 \pm 0,2$ mm, které zajistilo stabilní přítláčnou sílu.

Získané výsledky přispívají k vývoji šetrnějších implantátů, které mohou oddálit nutnost totální náhrady kyčelního kloubu a snížit invazivitu chirurgického zákroku.

KLÍČOVÁ SLOVA

Chrupavka, lokální náhrada, kyčelní náhrada, součinitel tření, opotřebení

ABSTRACT

This thesis focuses on the experimental evaluation of tribological properties of selected materials intended for focal hip cartilage replacement. The aim was to assess the coefficient of friction, wear, and contact force stability during interaction with a cartilage-mimicking model. The study compared four materials (PEEK, Ti6Al4V, Ti6Al4V+DLC, and CoCrMo) and a PVA hydrogel model using a pin-on-plate setup on the Bruker UMT Tribolab device in two phases—material and geometric (implant depth).

Short, long, and block tests were conducted in PBS and synovial fluid. The results showed PEEK had the lowest coefficient of friction and high measurement stability. The DLC coating on Ti6Al4V significantly reduced friction compared to the uncoated variant. Surface wettability was not confirmed as a key factor. In the second phase, the optimal implant depth was determined to be -0.4 ± 0.2 mm, ensuring stable contact force.

The findings contribute to the development of less invasive implants that could delay the need for total hip replacement and reduce surgical burden.

KEYWORDS

Cartilage, Focal implant, Hip replacement, Coefficient of friction, Wear

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

NOSEK, Matěj. *Tribologie lokálního implantátu kyčelního kloubu*. Brno, 2025 89 s. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/162469>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Martin Vrbka.

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji prof. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D., za vedení této diplomové práce, cenné rady a trpělivost, kterou mi věnoval. Mé poděkování patří celému Biotribologickému týmu na Ústavu konstruování FSI VUT, za odborné rady a pomoc v nesnázích. Velké díky patří rovněž rodině a mým blízkým za jejich podporu a pochopení, neboť při mně vždy stáli.

Děkuji

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci *Tribologie lokálního implantátu kyčelního kloubu* jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

V Brně, dne 23.května 2025

.....

Podpis autora

OBSAH

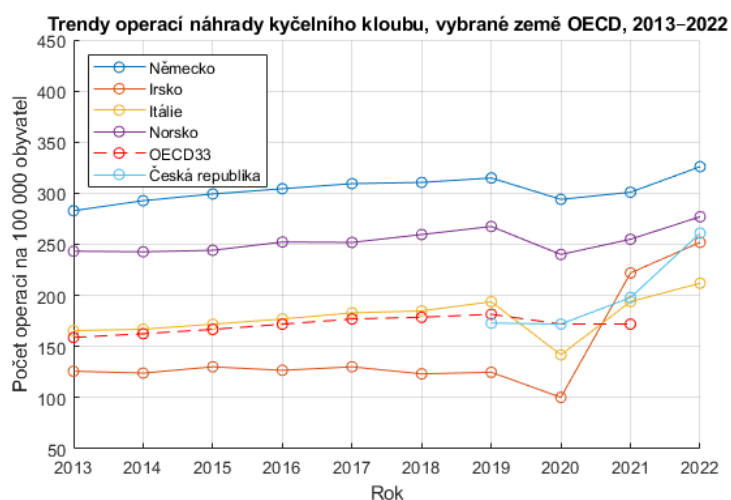
1	ÚVOD	15
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	17
2.1	Metodika systematické rešerše	17
2.2	Tribologie a biotribologie	19
2.3	Kyčelní kloub	20
2.3.1	Chrupavka	20
2.3.2	Synoviální tekutina	22
2.3.3	Osteoartróza	23
2.4	Náhrady kyčelního kloubu	24
2.4.1	Materiály náhrad	25
2.4.2	Segmentální implantáty	26
2.4.3	Zapuštění náhrady do kosti	27
2.5	Tření a opotřebení	28
2.5.1	Součinitel tření	28
2.5.2	Vyhodnocovací metody poškození	31
2.6	Shrnutí hlavních zjištění	33
2.7	Bílé místo	35
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	36
3.1	Cíle výzkumu	36
3.2	Výzkumné otázky	36
3.3	Hypotézy	36
4	MATERIÁL A METODY	38
4.1	Metodika	38
4.2	Experimentální zařízení a přístrojové vybavení	38
4.2.1	Tribometr Bruker UMT Tribolab	38
4.2.2	Optický profilometr	39
4.2.3	Digitální mikroskop Keyence VHX 6000	40
4.2.4	Zařízení pro analýzu smáčivosti	41
4.3	Materiál a testovací podmínky	41
4.3.1	Mazivo	41
4.3.2	Testovací vzorky	42
4.3.3	Podmínky testování	42

4.4	Metody	43
4.4.1	Výroba hydrogelu	43
4.4.2	Příprava chrupavkových pinů	45
4.4.3	Příprava synoviální kapaliny	46
4.4.4	Topografie povrchu	46
4.4.5	Skenování povrchu chrupavky	47
4.4.6	Smáčivost	47
4.4.7	Metodika experimentu první fáze	48
4.4.8	Metodika experimentu druhé fáze	49
4.4.9	Zpracování dat	51
4.5	Testované predikce	52
5	VÝSLEDKY	53
5.1	Topologie povrchu	53
5.2	Smáčivost	53
5.3	První fáze – součinitel tření a opotřebení	55
5.3.1	Součinitel tření – referenční kapalina PBS	55
5.3.2	Součinitel tření – synoviální tekutina	56
5.3.3	Porovnání součinitelů tření jednotlivých materiálů	60
5.3.4	Součinitel tření při dlouhých testech	62
5.3.5	Poškození – blokové testy	63
5.3.6	Poškození – dlouhé testy	64
5.4	Druhá fáze přechod – přítlaková síla	67
6	DISKUZE	69
6.1	Nejistoty měření	69
6.2	Interpretace výsledků	69
6.2.1	Součinitel tření při krátkých testech	69
6.2.2	Blokové testy	71
6.2.3	Dlouhé testy	72
6.2.4	Zapuštění implantátu – přítlaková síla	72
6.3	Ověření hypotéz	73
7	ZÁVĚR	75
8	VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV	77
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	78

10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	85
11	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	86
12	SEZNAM TABULEK	88
13	SEZNAM PŘÍLOH	89

1 ÚVOD

Bolesti kyčelního kloubu při pohybu jsou často způsobeny degenerativními změnami, nadměrným opotřebením chrupavky nebo úrazem. Mezi nejčastější příčiny patří osteoartróza, která představuje civilizační onemocnění a jedno z nejrozšířenějších kloubních postižení. V důsledku stárnutí populace její výskyt neustále roste, což zvyšuje potřebu efektivní léčby [1]. Poškození chrupavky může v pokročilém stádiu vést až k úplné ztrátě funkce kloubu, kdy je nutné přistoupit k totální náhradě implantátem. Tento zákrok se v klinické praxi provádí stále častěji (viz. Obr. 1-1). Životnost implantátu je však omezená a obvykle lze provést pouze jednu revizní operaci, která ji dočasně prodlouží. Vzhledem k tomu, že náhrada nemusí pokrýt celý zbytek života pacienta, je nutné hledat alternativní řešení.



Obr. 1-1 Graf znázorňující počet výměn kyčelního kloubu v jednotlivých zemích na 100 000 obyvatel od roku 2013 [1, 2]

V současnosti neexistuje metoda, která by dokázala plně nahradit poškozenou chrupavku bez zásahu do kosti. V moderním výzkumu proto narůstá zájem o vývoj segmentálních náhrad, které by umožnily nahradit pouze poškozenou oblast a zachovat zdravou tkáň. Cílem je snížit invazivitu zákroku, zachovat přirozenou funkci kloubu a zároveň oddálit potřebu totální endoprotézy. Klíčovým faktorem úspěchu je volba vhodného materiálu a jeho interakce se zdravou chrupavkou, zejména z hlediska tření, přítláčné síly a opotřebením během pohybu. Důležitým konstrukčním parametrem je také hloubka zapuštění implantátu do kloubní plochy.

Vývoj těchto náhrad je podporován i novými technologiemi, mezi nimiž má své místo také 3D tisk. Ten nabízí možnost vytvořit individuálně přizpůsobené implantáty s přesně definovaným tvarem. Před jejich širším uplatněním v klinické praxi je však nutné experimentálně ověřit tribologické chování těchto systémů v kontaktu s chrupavkou. Právě na tuto problematiku se zaměřuje tato diplomová práce.

Cílem této práce je experimentálně vyhodnotit tribologické vlastnosti vybraných náhradových materiálů určených k lokální (fokální) náhradě kloubní chrupavky a sledovat jejich chování při kontaktu se zdravou chrupavkou. Výzkum se soustředí na srovnání součinitele tření, stabilitu přitlačné síly a míru opotřebení jednotlivých materiálů. Zvláštní důraz je kladen na vliv zapuštění implantátu do modelového prostředí na mechanickou odezvu systému. Výsledky přispějí k přesnějšímu návrhu šetrnějších implantátů a k optimalizaci jejich použití s cílem snížit riziko poškození okolní tkáně. Výzkumné otázky se zaměřují na to, jak různé materiály a geometrie implantátů ovlivňují tribologické parametry při simulaci reálných kloubních podmínek. Použité materiály zahrnují PEEK (polyetheretherketon), titanovou slitinu Ti6Al4V s a bez povlaku DLC (diamond-like carbon), kobalt-chromovou slitinu CoCrMo a modelovou chrupavku z PVA hydrogelu (polyvinylalkoholového gelu).

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

Tato kapitola je uvedena metodikou systematické rešerše současného stavu poznání v první části této kapitoly. Ke článkům získaných touto metodou byly následně přidány články od vedoucího práce a články na které se různé práce odkazovali, nebo práce jež vyšli za dobu psaní práce.

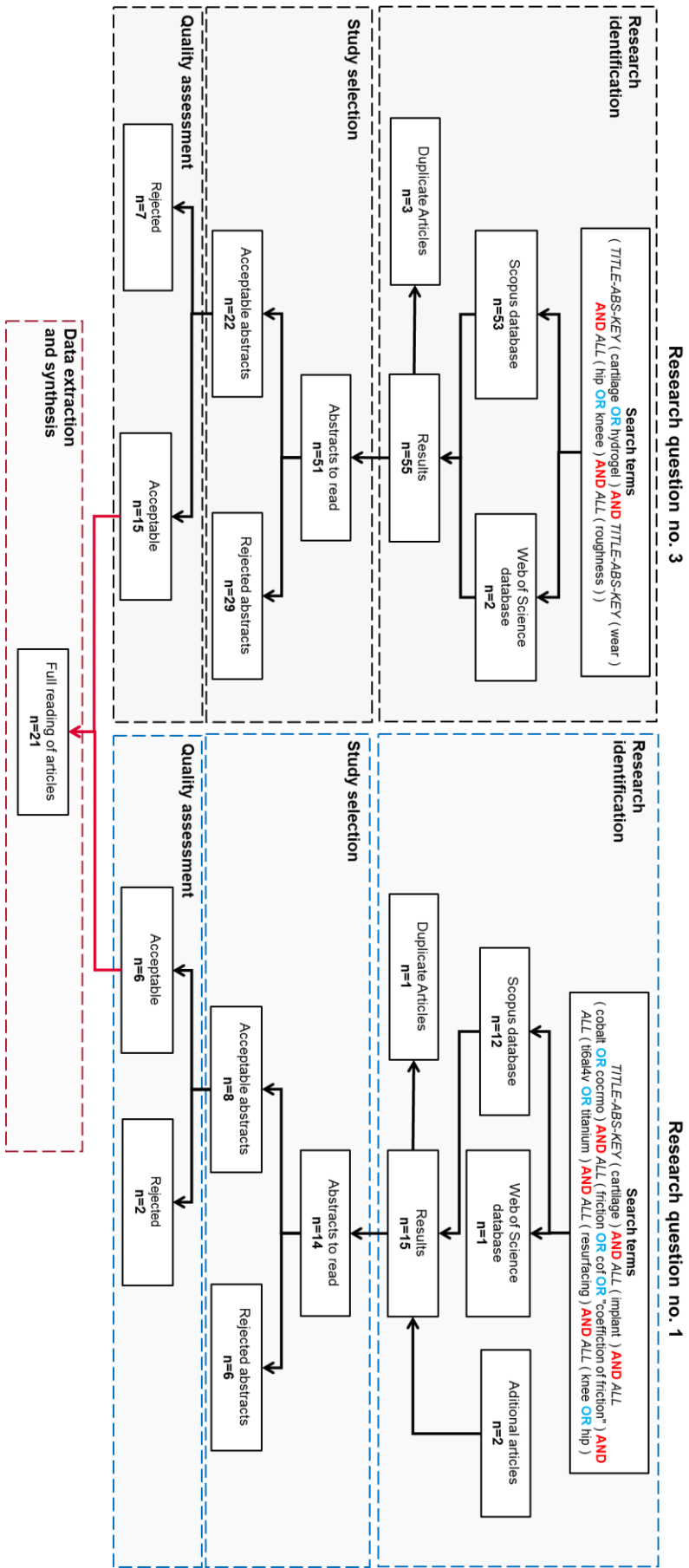
2.1 Metodika systematické rešerše

Na základě získaných předběžných poznatků a orientačních dotazů byly sestaveny rešeršní dotazy obsahující finální klíčová slova a jejich synonyma. Pomocí Booleovy algebry byla tato slova spojena do vyhledávacích dotazů. Nalezené články byly následně posuzovány na základě názvu, abstraktu a závěrů. Pokud publikace obsahovaly informace relevantní k této práci, byla dále hodnocena jejich kvalita podle kritérií, jako je H-index autora, počet citací a příslušnost k instituci nebo výzkumnému týmu. Schématický postup je znázorněn v PRISMA diagramu (viz. Obr. 2-1).

Následující rešeršní dotazy byly zadány do databáze servru Scopus a Web of Science:

- 1) cartilage AND (cobalt OR titanium OR dlc) AND implant AND (additive OR 3d OR 3d printing) AND (hip OR knee) AND (friction OR cof OR coefficient of friction)
- 2) interface of two materials AND (hip OR knee) AND (coefficient of friction OR cof) AND (cobalt OR titanium) AND (hydrogel OR cartilage)
- 3) wear AND pva hydrogel AND (joint OR cartilage OR hip OR knee) AND roughness

Cílem této syntetické rešerše je shrnutí základních a nejnovějších poznatků týkajících se hlavních materiálů a metod pro zkoumání problematiky kyčelních implantátů. Kapitola postupuje od základních biologických informací, přes samotné náhrady s důrazem na materiály, lokální náhrady, součinitel tření a opotřebení.



Obr. 2-1 PRISMA diagram – schéma postupu systematické rešerše

2.2 Tribologie a biotribologie

Tribologie je vědecký obor zabývající se třením, opotřebením a mazáním mezi kontaktními povrchy. Její název pochází z řeckého „tribos“ (tření) a latinského „logia“ (nauka). Základním cílem tribologie je porozumět mechanismům interakce mezi povrchy a navrhnout strategie ke snížení odporu, prodloužení životnosti součástí a omezení ztrát způsobených opotřebením.

Tření vzniká v důsledku interakce mikrostruktur povrchů, které se při vzájemném pohybu dostávají do kontaktu. Podle podmínek kontaktu lze rozlišit tření statické, kluzné (kinetické) a valivé. Z hlediska aplikací je klíčovým parametrem součinitel tření, který popisuje velikost odporu vůči relativnímu pohybu dvou těles.

Opotřebení je proces postupné ztráty materiálu z povrchu, který nastává vlivem opakovaného zatěžování a kontaktu. Nejčastějšími mechanismy jsou opotřebení abrazivní (mechanické odtrhávání částic), adhezní (přenášení materiálu), korozivní a únavové. Míra opotřebení závisí na vlastnostech materiálu, drsnosti povrchu, prostředí i podmínkách zatěžování.

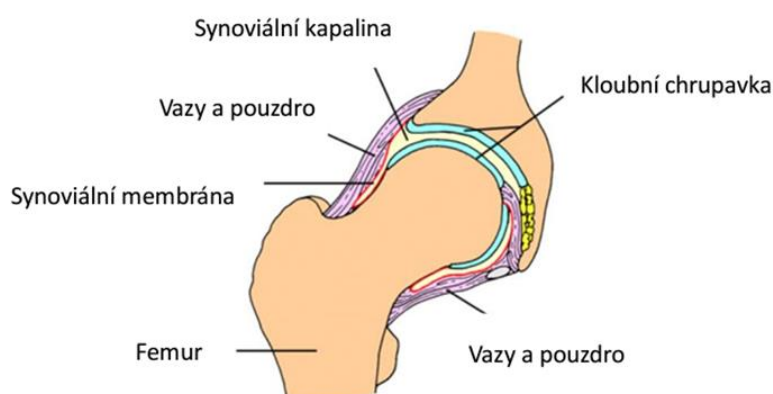
Mazání slouží ke snížení tření a omezení přímého kontaktu mezi povrchy. Maziva tvoří tenkou vrstvu, která pomáhá rozkládat zatížení, odvádět teplo a chránit povrchy před opotřebením. Lze rozlišit několik typů mazání, mimo jiné mazání kapalinové, elastohydrodynamické a hraniční, které se liší přítomností a chováním mazací vrstvy v závislosti na podmínkách zatížení a rychlosti pohybu.

Biotribologie je specializovaná oblast tribologie, která se zaměřuje na studium tribologických procesů v biologických systémech. Týká se především kontaktů v pohybovém aparátu, například mezi kloubní chrupavkou a kostí nebo na rozhraní mezi tkání a implantátem. Biotribologické výzkumy se soustředí na tření, mazání a opotřebení ve specifickém prostředí lidského těla, kde jsou povrchy zatěžovány cyklicky, za přítomnosti biologických tekutin a při teplotě přibližně 37 °C.

V oblasti ortopedie má biotribologie klíčový význam pro vývoj náhrad kloubních povrchů. Zásadní je pochopení interakce mezi biologickou tkání a náhradovým materiálem, včetně schopnosti materiálů podporovat tvorbu mazacího filmu ve styku se synoviální tekutinou. Experimentální studie v této oblasti často využívají tribometry (např. pin-on-plate, ball-on-disc) a simulační systémy, které umožňují reprodukovat kloubní zatížení, rychlosti a pohybové režimy.

2.3 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub (*Articulatio coxae*) je synoviální kloub a nachází se mezi kyčelní kostí (*os coxae*) a stehenní kostí (*caput femoris*). Jedná se o kulovitý omezený kloub, jehož rozsah pohybu je omezen hlubokou jamkou (*acetabulum*) v kyčelní kosti, do které je zasazena hlavice na kosti stehenní a vše uzavřeno do kloubního pouzdra, kde se nachází synoviální membrána produkující synovii neboli kloubní maz [3]. Zátěžové podmínky v lidském synoviálním kloubu mohou být velmi variabilní, s průměrným napětíovým oknem 0,1-5 MPa a špičkovým napětím až 10 MPa [4].



Obr. 2-2 Schéma kyčelního kloubu v řezu [5]

2.3.1 Chrupavka

Kloubní plochy mají na povrchu kloubní chrupavku (*cartilago articularis*), která je pružná a sklovitě hladká. Vrstva chrupavky není rovnoměrně silná a její tloušťka se pohybuje v rozmezí 0,5–6 mm. Z biomechanického hlediska je kloubní chrupavka velmi porézní materiál, který se svým chováním podobá houbě schopné zadržet velké množství tekutin, v tomto případě synoviální tekutiny [6].

Jedná se tedy o specifickou tkáň složenou z extracelulární matrice a chondrocytů, přičemž mezibuněčná hmota je produktem aktivity chondrocytů nacházejících se v lakunách matrice. Díky vysokému obsahu glykosaminoglykanů, proteoglykanů a vody má mezibuněčná hmota pevnou, gelovitou konzistenci, která chrupavce umožňuje odolávat mechanickému zatížení bez trvalé deformace a současně zajišťuje její pružnost. Tato vlastnost je klíčová pro její primární funkci – podporu a ochranu měkkých tkání, a zároveň umožňuje hladké a plynulé pohyby kloubů [6].

Chrupavka sehrává zásadní roli ve vývoji a růstu dlouhých kostí jak v prenatálním, tak postnatálním období. S výjimkou kloubní chrupavky je většina chrupavky pokryta perichondriem – hustou vrstvou vaziva bohatou na kolagen typu I, která obsahuje fibroblasty a zajišťuje zásobování chrupavky živinami prostřednictvím svého bohatého cévního řečiště [7]. Kloubní chrupavka je oproti tomu vyživována synoviální tekutinou.

Chrupavka je charakteristická absencí lymfatických cév a inervace. Její růst je regulován somatotropním hormonem, který stimuluje produkci somatomedinu C v játrech, což podporuje proliferaci chondrocytů. Další hormony, jako tyroxin a testosteron, mají pozitivní vliv na růst chrupavky, zatímco vyšší hladiny kortisolu, hydrokortisonu či estradiolu mohou růst chrupavky zpomalovat.

Na základě histologických charakteristik se chrupavka dělí na tři hlavní typy: elastickou, vazivovou a hyalinní [7], přičemž každý typ plní specifické funkce v organismu.

Hyalinní chrupavka

Hyalinní (artikulární) chrupavka je specializovaná forma hyalinní chrupavky, která kryje povrchy kostí v synoviálních kloubech a zajišťuje jejich bezproblémové klouzání a přenos zatížení. Strukturně se dělí do čtyř zón: povrchové (tangenciální), přechodné, radiální (polární) a kalcifikované. V povrchové zóně, tvořené tenkou vrstvou vláken kolagenu typu II uspořádaných paralelně k povrchu, dochází k minimalizaci tření při pohybu kloubních plošek. Přechodná a radiální zóna se vyznačují vertikálním uspořádáním kolagenních vláken, které zajišťuje přenos kompresních a smykových sil do hlubších vrstev. Kalcifikovaná vrstva tvoří přechod k subchondrální kosti a zajišťuje pevné ukotvení chrupavky ke kosti pod ní. Díky této zonální architektuře dokáže artikulární chrupavka odolávat vysokým cyklickým zatížením a zároveň poskytuje dostatečnou pružnost k absorpci šoků a ochraně kloubního prostoru [6].

Biomechanické chování artikulární chrupavky je klíčové pro životnost kloubních povrchů a bylo podrobně popsáno v rámci biotribologických studií. Míra viskoelastické odezvy chrupavky při zatížení je dána interakcí mezi matricí bohatou na proteoglykany a vodou, která se při kompresi vytlačuje do okolního synoviálního prostoru a následně se při uvolnění zatížení opět nasává zpět. Tento mechanismus „fluid pressurization“ umožňuje chrupavce po většinu času nést zatížení prakticky bez kontaktu pevných povrchů, čímž významně snižuje opotřebení kloubního povrchu. Při dlouhodobém nebo nadměrném zatížení, které překročí schopnosti této hydrodynamické lubrikace, však dochází k makroskopickým i mikroskopickým porušením povrchu, jejichž detekce a kvantifikace jsou předmětem moderních zobrazovacích metod [6].

V klinické praxi je přesné zobrazení artikulární chrupavky nezbytné pro diagnostiku poškození a volbu vhodné léčebné strategie. Kromě klasické rentgenové artrografie a CT artrografie, které poskytují především morfologické informace o hrubých defektech, se stále častěji využívá magnetická rezonance (MRI) s vysokým rozlišením a specifickými sekvencemi (např. T2 mapping, dGEMRIC), jež umožňují hodnocení biochemického složení a distribuce vody v chrupavce. Ultrazvuková diagnostika, popsaná MUDr. Alenou Štouračovou, je užitečná zejména pro dynamické vyšetření periferie kloubu a detekci fokálních defektů až do hloubky několika milimetrů, avšak její rozlišovací schopnost pro centrální části kloubu je omezená [7]. Kombinace těchto zobrazovacích technik umožňuje včasné odhalení poškození chrupavky a plánování regeneračních či náhradových chirurgických zákroků, které cílí na obnovení její integrity a funkce.

2.3.2 Synoviální tekutina

Synoviální klouby představují specifický typ kloubního spojení v lidském těle, který je charakteristický schopností produkovat synoviální tekutinu. Tato tekutina vzniká díky synoviální membráně a slouží jako lubrikant, který usnadňuje plynulý pohyb kloubních ploch. Například v kolenním kloubu se obvykle nachází 1 až 2 ml synoviální tekutiny [8].

Hlavní složkou této tekutiny je albumin, plazmatický protein s molekulovou hmotností přibližně 67 kDa, jehož koncentrace se pohybuje mezi 4 až 10 mg/ml [9, 10]. Další zásadní složkou je kyselina hyaluronová (HA), která odpovídá za vysokou viskozitu tekutiny, přičemž její koncentrace se pohybuje v rozmezí 1 až 4 mg/ml [11]. Tato viskozita je klíčová pro efektivní lubrikaci kloubních ploch [6].

Synoviální tekutina dále obsahuje mucinózní proteoglykan PRG4, známý také jako lubricin. Tento protein s vysokým obsahem cukrů plní důležitou mazací funkci a přispívá k tvorbě specifických struktur na povrchu chrupavky, které ještě více usnadňují klouzání. Jeho koncentrace se pohybuje mezi 35 až 350 µg/ml [10, 12].

Další významnou složkou jsou povrchově aktivní fosfolipidy, které se vyskytují v koncentraci přibližně 100 až 200 µg/ml. Tyto látky napomáhají stabilitě synoviální tekutiny a přispívají k jejím mazacím vlastnostem. Společným působením všech těchto složek je zajištěno hladké a bezbolestné fungování kloubů při každodenních pohybech [13].

Při stlačení a pohybu kloubního pouzdra vzniká díky synoviální kapalině elastohydrodynamický film, který odděluje kloubní povrchy a minimalizuje tření. S opotřebením chrupavky a změnou složení synovie (např. při artritidě či osteoartróze) dochází ke zvýšení součinitele tření a bolesti.

2.3.3 Osteoartróza

Osteoartróza (OA) představuje nejčastější formu artritidy a je charakterizována postupnou degenerací kloubní chrupavky, změnami subchondrální kosti a reaktivní synovitiidou. Jedná se o chronické, progresivní onemocnění, které postihuje převážně starší populaci, přičemž hlavními rizikovými faktory jsou věk, nadměrná zátěž kloubů, obezita, genetická predispozice a předchozí poranění kloubu [14]. Osteoartróza nejčastěji postihuje nosné klouby, zejména kolenní a kyčelní, ale může se projevit i v drobných kloubech rukou nebo páteře [15].

Z patofyziologického hlediska dochází při OA k degradaci kloubní chrupavky, která za normálních okolností zajišťuje hladký a nízkotřecí povrch pro pohyb kloubu. Ztráta chrupavky je spojena se zvýšeným mechanickým zatížením subchondrální kosti, rozvojem osteofytů a zánětlivými změnami v synovii [15]. Onemocnění ovlivňuje celý kloub – nejen chrupavku, ale i subchondrální kost, synovii, kloubní pouzdro i okolní svalstvo. Klinicky se OA projevuje bolestí, ztuhlostí, omezenou pohyblivostí a v pozdějších stádiích deformací kloubu, což významně snižuje kvalitu života [14].

Léčba osteoartrózy může být konzervativní nebo chirurgická a jejím cílem je zmírnění bolesti, zlepšení funkce kloubu a zpomalení progresu onemocnění. V konzervativní terapii se uplatňuje kombinace farmakologických a nefarmakologických přístupů. Mezi základní nefarmakologická opatření patří redukce hmotnosti, fyzioterapie, cvičení, edukace pacienta a používání ortopedických pomůcek [14, 16]. Farmakologická léčba zahrnuje podávání analgetik (např. paracetamol), nesteroidních antiflogistik (NSAID) a symptomaticky pomalu působících látek (SYSADOA), jako jsou glukosamin sulfát nebo chondroitin sulfát [16]. U pacientů s výraznou bolestí lze zvážit intraartikulární aplikaci (aplikace přímo do kloubu) kortikosteroidů nebo kyseliny hyaluronové, která může zlepšit kloubní lubrikaci a snížit tření [15, 16].

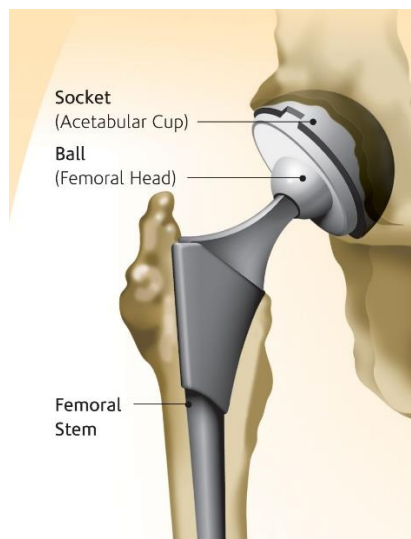
Při selhání konzervativní léčby přichází v úvahu chirurgické řešení. U mladších pacientů lze zvážit osteotomii nebo artroskopické výkony, zatímco u pokročilých případů je indikována totální kloubní náhrada (TEP), která přináší výraznou úlevu od bolesti a zlepšení funkce, i když je spojena s určitými riziky a omezenou životností implantátu [14, 15].

2.4 Náhrady kyčelního kloubu

Náhrady kyčelního kloubu můžeme dělit podle rozsahu odebrané části kosti. Nejrozsáhlejší a zároveň jednou z nejčastějších variant je totální endoprotéza, při které dochází k odstranění jak acetabulární jamky, tak femorální hlavice. Náhrada je složena nejméně ze dvou částí – jamky a hlavice. Příklad takové náhrady je znázorněn na Obr. 2-3[17]. Tyto náhrady se dále dělí podle způsobu jejich fixace v kosti. Fixace může být zajištěna pomocí kostního cementu (tzv. cementované náhrady), nebo mechanicky – tvarovým stykem a úpravou povrchu implantátu pro lepší přilnutí ke kosti (necementované náhrady) [17].

Pokud dochází pouze k resekci a náhradě proximální části stehenní kosti včetně hlavice, hovoříme o cervikokapitální endoprotéze. Ty však nejsou tak časté, a při reoperaci jsou následně nahrazeny za totální endoprotézu [17].

Další možností je použití lokálního implantátu, který nahrazuje pouze omezené poškození kloubní chrupavky. Tento přístup se zaměřuje výhradně na defekt bez nutnosti rozsáhlé resekce zdravé tkáně, což znamená menší zátěž pro pacienta. Přestože se jedná o méně rozšířenou metodu, existují i komerčně dostupná řešení těchto náhrad. Jedním z příkladů je implantát vyvíjený firmou Ortotech (Obr. 2-4). Použitím lokálních implantátů u zvířat se zabývala studie N. Martinez-Carranzy, která vyhodnotila tuto metodu jako vyhovující, a zároveň doporučila další výzkum s opatrností při použití kovových implantátů in vivo [18].



Obr. 2-3 Kyčelní endoprotéza [19]



Obr. 2-4 Lokální náhrada od firmy Ortotech [20]

2.4.1 Materiály náhrad

Samotné materiály hrají důležitou roli v kontaktu. Jejich charakteristické vlastnosti jako jsou tvrdost, houževnatost, smáčivost, korozivzdornost, nebo cytotoxicita a biokompatibilita. Smáčivost povrchu ovlivňuje absorpci proteinů na povrchu při tvorbě mazacího filmu. Absorpce proteinů pak byla vyšší u hydrofobních povrchů, takže napomáhalo ke snížení opotřebení [21]. Zda je materiál hydrofobní, závisí na jeho drsnosti a chemickém složení. Lze pak ukázat provázanost těchto vlastností například u polymerů, které se stávají více hydrofobními s rostoucí drsností, zatímco kovové povrchy se stávají více hydrofilními [22].

CoCrMo

Pro výrobu náhrad je možné využít hned několik materiálů. Za nejvíce rozšířené se považuje kobalt chromová slitina CoCrMo, jež disponuje dobrou biokompatibilitou a zároveň má vysokou tvrdost i korozivzdornost. Tento materiál se používá nejen pro výrobu kyčelních endoprotéz ale i ve stomatologii, nebo pro fixaci zlomenin [23].

Ti6Al4V

Samotná titanová slitina, má výborné biokompatibilní vlastnosti, také relativně nízkou hustotu s vysokou mechanickou pevností. Avšak samotná slitina se nepoužívá pro výrobu hlavic, kvůli nižší odolnosti proti opotřebení [23].

UHMWPE

Polyethylen s vysokou molekulovou hmotností (UHMWPE – Ultra High Molecular Weight Polyethylene) se používá od roku 1962 v kyčelních náhradách ve formě jamky [23]. Tento materiál disponuje vysokou odolností proti opotřebení, houževnatostí a biokompatibilitou [24].

PEEK

Polyetheretherketon neboli PEEK (Polyether-ether-ketone) je biokompatibilní polymer, který slibuje mnohem nižší uvolňování částic opotřebením při použití, ale dosud bylo provedeno jen málo klinických studií. PEEK má modul pružnosti blízký modulu pružnosti kosti, čímž se snižuje efekt stínění napětí, který je pozorován u kovu. Mezi přednosti patří: vysoká tepelná stabilita, houževnatost, tuhost, odolnost proti tečení, snadné zpracování, samomaznost a vysoká odolnost proti otěru [24].

Další materiály a povrchové úpravy

Mezi další kovové materiály lze zahrnout korozivzdornou ocel 316L, jež patří mezi klasické zdravotnické materiály. Dalším typem materiálů jsou pak keramiky jako například zirkoniová nebo aluminová, jež mají také upotřebení a využívají se pro náhrady [23].

Pro zlepšení vlastností (hlavně kovových sloučenin) lze aplikovat na povrch povlak. Povlakovat lze materiály například povlakem DLC (diamond-like carbon), Tantalem (Ta), nitridem tantalu (TiN) [25]. Každý z těchto materiálů přispívá ke zlepšení nějaké z charakteristik, a vždy záleží na základovém materiálu, zda bude kombinace vhodná. Nejrozšířenější je pak kombinace titanových, či kobalt-chromových slitin s DLC povlakem.

2.4.2 Segmentální implantáty

Segmentální implantáty vznikly za účelem vyplnit mezeru v léčebných postupech pro obnovu chrupavky. Jedná se o mezičlánek mezi kontroverzní léčbou, která zahrnuje léky, viskosuplementaci, ortézy, protetika a další, a chirurgickou léčbou jako je totální náhrada, či náhradu pouze hlavice femuru (Hemi-resurfacing). Tato volba je vhodná pro pacienty ve středním věku, u nichž již není doporučen biologický přístup pro obnovu chrupavky, jako je metoda založená na mikrofrakturách, či implantace autologních chondrocytů [26].

Segmentální náhrady se v současnosti používají více do kolenních kloubů než do kyčelních a na trhu jsou v současnosti nejrozšířenější tři druhy komerčních kolenních implantátů. Prvním z nich jsou implantáty od firmy Anika HemiCAP® a UniCAP®. Segmentální náhrada Episealer® je od firmy Episurf. Implantáty HemiCAP® a UniCAP® jsou dostupné v různých velikostech a poloměrech zakřivení, zatímco implantát Episealer® je individuální implantát vyrobený na základě dat z magnetické rezonance [27].

Segmentální náhrady lze využít také v případech, kdy selžou jiné metody léčby chrupavkových lézí. Ve studii od Dhollander a kolektivu z roku 2015 [28] byl použit HemiCap jako záchranná metoda při nepodařeném pokusu obnovy chrupavky.



Obr. 2-5 UniCAP a HemiCap[10]

Na těchto segmentálních kolenních implantátech bylo provedeno několik klinických studií, které byly shrnuty v systematickém přehledu literatury z roku 2018 od Fuchse a kolektivu [29]. Do přehledu bylo zahrnuto celkem šest studií se 186 pacienty. Byly použity dva různé implantáty – implantát HemiCAP®, který byl použit v pěti studiích, a implantát UniCAP®, který byl použit pouze v jedné studii. Průměrný věk pacientů se pohyboval mezi 46 a 54 lety. Všechny studie prokázaly signifikantní snížení bolesti a významné zlepšení objektivních i subjektivních ukazatelů. Vzhledem k rozporupným výsledkům a nedostatečnému sledování nebylo možné učinit jednoznačný závěr ohledně progresu osteoartrózy. Ze souhrnných dat však vyplynulo, že větší implantáty vykazovaly vyšší míru revizí než implantáty menších rozměrů [29].

Se snahou vytvořit ideální implantát na míru přichází myšlenka využití 3D kovového tisku. Klinická studie od Rotha a kolektivu [30], se zaměřila na tisk náhrad ze slitiny Ti6Al4V, která je v medicínské praxi běžně využívána díky svým osteointegračním vlastnostem. Ve studii byl tištěný implantát voperován do osmi ovcí, přičemž každý byl vytvořen na základě MRI skenů a reverzního inženýrství tak, aby přesně kopíroval geometrii nahrazené části chrupavky. Autoři studie následně doporučili zaměřit další výzkum na materiály s vyšší elasticitou.

2.4.3 Zapuštění náhrady do kosti

Jedním z uváděných důvodů nepříznivých výsledků klinických testů využívajících lokální implantáty bylo nesprávné umístění, zakřivení nebo fixace v kosti pacienta [31]. Studie zaměřené na vliv hloubky zapuštění implantátu v chrupavce se shodují v tom, že vystouplá náhrada nad úroveň okolní chrupavky vede k viditelnému poškození protilehlé kloubní plochy.

Parametr zapuštění fokálních implantátů do kostní matrice s chrupavkou je klíčový pro správné ustavení náhrady a bývá uváděn v manuálech jednotlivých výrobců, avšak zpravidla pouze orientačně. Manuály od firmy Episurf se shodují na doporučeném zapuštění 0,5 mm pod úroveň chrupavky, maximálně až 1 mm [32]. V práci od Veizi a kol. z roku 2023 [31] je doporučeno zapuštění v rozmezí 1–2 mm. Podle pokynů výrobce HemiCAP® má být implantát umístěn mírně zapuštěně pod povrch přilehlé chrupavky, což poskytuje nárazníkovou zónu pro její deformaci na rozhraní implantátu a chrupavky. Díky tomu může dojít k deformaci chrupavky bez přímého zatížení hrany implantátu, čímž se předchází zvýšení kontaktních tlaků [33].

Ve studii s 3D tištěným implantátem [30] bylo rovněž sledováno, jak chrupavka reaguje na různou hloubku zapuštění implantátu. Vyhodnocení osteointegrace a vlivu implantátu na protilehlou a okolní chrupavku bylo provedeno po šesti měsících od operace. Studie naznačila, že poškození chrupavky může být častěji způsobeno vyvýšenou polohou implantátu a jeho nakloněním v lůžku.

V experimentální studii in vivo s lokálními náhradami u králíků bylo zjištěno, že náhrada zarovnaná s okolní chrupavkou vede k menšímu poškození protilehlé chrupavky než náhrada zapuštěná o 1 mm pod úroveň chrupavky. Naopak přesazená náhrada vykazovala největší opotřebení protilehlé chrupavky [34].

V experimentální práci na ovcích [35] bylo zapuštění voleno v rozmezí 0,3 až 0,7 mm, přičemž autoři doporučili volit ideální hodnotu zapuštění 0,5 mm, aby se předešlo nadsazení implantátu vůči chrupavce v důsledku chirurgické nepřesnosti.

2.5 Tření a opotřebení

2.5.1 Součinitel tření

V této části jsou uvedeny články zaměřující se na součinitel tření chrupavky a biokompaktibilního materiálu.

C. Stotter a kol.[36], **Effects of Loading Conditions on Articular Cartilage in a Metal-on-Cartilage Pairing**

Stotter a kolektiv [36] se ve svém výzkumu zabývali reakcí kloubní chrupavky na kovový implantát a identifikovali potenciální mechanismy poškození vznikající při kontaktu kov–chrupavka. Materiálem použitým v této práci byla slitina kobaltchromu (CoCrMo), která byla testována ve formě válečků proti chrupavkovým pinům v konfiguraci cylinder-on-plate. Válečky měly délku 10 mm, poloměr 6 mm a povrchovou drsnost $S_a = 15$ nm. Chrupavkové piny byly vyraženy z hovězích kolenních kloubů, měly průměr 8 mm a délku 15 mm. Testy probíhaly při pokojové teplotě ve třech zátěžových konfiguracích: *Skupina 1*: 0,1 mm/s, 1 N; *Skupina 2*: 8 mm/s, 0.1 N a *Skupina 3*: 8 mm/s, 1 N.

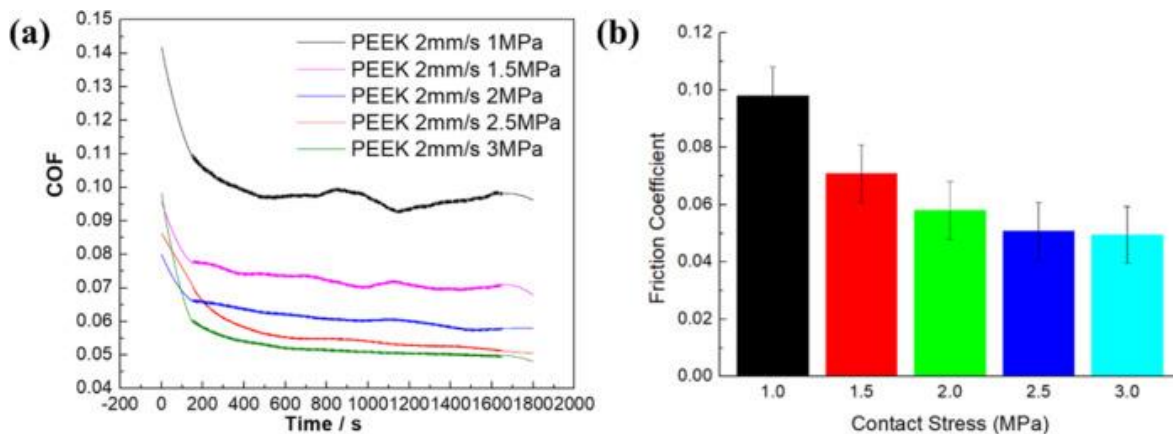
Skupina 1 (nízká rychlost/vysoká zátěž) vykazovala nejvyšší součinitel tření ($0,043 \pm 0,006$), zatímco *skupina 2* (vysoká rychlost/nízká zátěž) nejnižší ($0,017 \pm 0,005$). *Skupina 3* (vysoká rychlost/vysoká zátěž) dosáhla hodnoty $0,025 \pm 0,007$. U této skupiny bylo navíc pozorováno poškození povrchu a narušení povrchové vrstvy, což u ostatních skupin nebylo zaznamenáno. Závěrem lze konstatovat, že vyšší zatížení vedlo u CoCrMo ke snížení součinitele tření, avšak zároveň ke zvýšenému riziku poškození chrupavky.

Elkington R. [4], **Highly lubricious SPMK-g-PEEK implant surfaces to facilitate rehydration of articular cartilage**

Elkington R. [4], se ve své práci zabývali tribologickými vlastnostmi povrchů z polyetheretherketonu (PEEK) modifikovaného polyelektrolytem SPMK (sulfo-funkcionalizovaný polymethakrylát). Cílem bylo podpořit rehydrataci a ochranu artikulární chrupavky pomocí biomimetické funkční vrstvy. Jako kontrolní materiál byla opět použita slitina CoCrMo. Studie prokázala, že použití hydrofilního povlaku SPMK významně snižuje součinitel tření i míru poškození chrupavky. Autoři identifikovali nový mechanismus rehydratace chrupavky při nízkých rychlostech, který není závislý na hydrodynamickém tlaku. Povrch SPMK-g-PEEK je označován jako perspektivní úprava pro implantáty zaměřené na zachování zdraví a funkce kloubní chrupavky.

Zhang X. [37], **Bio-tribological behavior of articular cartilage based on biological morphology**

Zhang X. [37], Zhang ve své práci zkoumal chování materiálů PEEK, CoCrMo a zirkonie z hlediska vývoje součinitele tření. Experimenty probíhaly v konfiguraci ball-on-plate. Výsledky ukázaly, že zvýšení zatížení vedlo ke snížení součinitele tření u všech testovaných materiálů (viz. Obr. 2-6).



Obr. 2-6 Součinitel tření při různých zatíženích (a: proměnný součinitel tření v čase; b: stabilní součinitel tření) [37].

Chan S. [38], se zabíral čtyřmi běžnými biokompaktibilními materiály a to CoCr, 316L, UHMWPE, a keramikou Alumina (Al_2O_3). Z výsledků vyplynulo, že kobalt-chromová slitina dosahovala nejhorších hodnot, vykazovala nejvyšší nárůst součinitele tření během testování. Mezi faktory ovlivňující tento výsledek patřilo i nejnižší množství proteinu lubricinu v povrchové vrstvě chrupavky napříč vzorky.

Weiping L. [39], se zaměřil na rozdíl mezi recipročním lineárním pohybem a cross-shear pohybem při použití materiálů CoCrMo, PEEK a HXLPE vůči kloubní chrupavce. Z hlavních zjištění vyplývá, že povrchová drsnost má významný vliv na opotřebení i tření testovaných materiálů, přičemž hladší povrchy vedly k menšímu poškození chrupavky. U hladkých povrchů měl významný vliv na součinitel tření také úhel smáčení, zatímco u hrubých povrchů byla rozhodující samotná drsnost. Výsledky ukázaly, že PEEK vykazoval nejnižší součinitel tření a obecně lepší tribologické vlastnosti. Rozdíl mezi cross-shear pohybem a lineárním pohybem se však neukázal jako významný.

Z článků které se již nezabívali třením oproti živé chrupavce, ale jiným materiálům avšak věnujícím se biotribologickému výzkumu patří článek od Ranuša M. a kolektivu [40]. Tato studie se explicitně zabývala rozdílem mezi materiály vyrobenými aditivní a konvenční metodou. Výsledky byly nejednoznačné, pokud jde o vliv výrobní metody na součinitel tření. Pro slitinu CoCrMo vykazovaly aditivně vyráběné piny nižší součinitel tření než piny vyrobené konvenčně. U titanové slitiny byl součinitel tření zpočátku rovněž nižší u aditivně vyrobených pinů, avšak ke konci měření vzrostl nad hodnoty naměřené u konvenčního pinu.

Ve studii Kosukegawa H a kolektivu [41] z roku 2013 byly hodnoceny slitiny vytvářející Fe/Cr oxidy (např. 316L, CoCr) a slitiny s Ti oxidy (např. NiTi, TiMoSn). Tyto materiály byly testovány proti modelu chrupavky vytvořenému z hydrogelu na bázi PVA (polyvinylalkoholu). Z této práce vyplývá, že slitiny s Ti oxidy vykazovaly nižší součinitel tření než slitiny s Fe/Cr oxidy.

2.5.2 Vyhodnocovací metody poškození

Při kontaktní dvojici, kde je jedno těleso výrazně tvrdší, se předpokládá významnější opotřebení měkkého tělesa. V tomto kontextu lze uvažovat o kontaktní dvojici, kde prvním tělesem je pin představující segmentální náhradu a druhým tělesem je model chrupavky (např. hydrogel) či samotná kloubní chrupavka.

Pro vyhodnocení drsnosti a poškození povrchů se v praxi nejčastěji používá optický interferometr. Tento přístroj je však obtížné použít pro hodnocení drsnosti chrupavky a její náhrady v podobě hydrogelu, kvůli nízké odrazivosti povrchů. Přesto tuto metodu ve své práci využil autor [42].

Nevhodnou metodou je gravimetrická analýza, která spočívá ve změření hmotnosti vzorku před a po testování, neboť hydrogel se z velké části skládá z vody. Vypařování vody by mohlo významně zkreslit výsledky [43].

K hodnocení lze použít také mikroskop atomárních sil (AFM), avšak zde může dojít ke znehodnocení vzorku jeho dehydratací. Tuto metodu využil Ihnatouski M. a kolektiv [44].

Další možností pro hodnocení drsnosti je porovnávání dle stanovených kategorií. Tento přístup použili K. Nakashima a T. Murakami [43]. Jejich model hodnocení byl rozdělen do následujících pěti kategorií:

Stupeň 1: nejasný při optické mikroskopii

Stupeň 2: mírné opotřebení detekované optickou mikroskopii

Stupeň 3: opotřebení detekované pouhým okem

Stupeň 4: značné opotřebení zjištěné pouhým okem

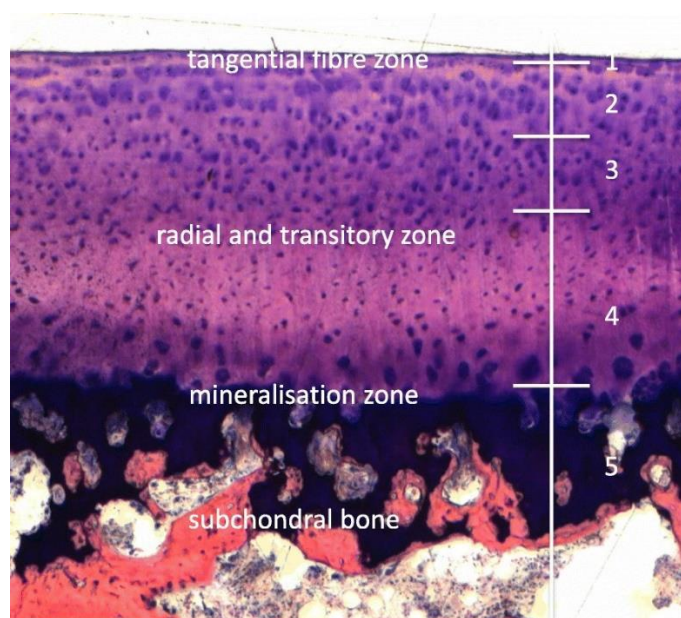
Stupeň 5: silné opotřebení.

Salkeld S. a Parton L. ve své práci [45] rovněž použili pro vyhodnocení statistickou metodu, při níž vzorky bodově hodnotili podle kritérií míry poškození kosti a chrupavky během in vivo testování na psím modelu. Vzorky chrupavky byly vysušeny v ethylenu, zalaty do polymeru a rozřezány na destičky o tloušťce 50 mikrometrů. Následně byly vzorky obarveny barvivem Paragon a byly z nich pořízeny snímky pomocí mikroskopu Nikon DXM1200.

Ve studii od Tian Y [46] se autoři pokusili vytvořit nový postup vyhodnocování opotřebení chrupavky pomocí laserového konfokálního skenovacího mikroskopu a numerických metod. Tento přístup byl úspěšně aplikován a pro numerické simulace byly vytvořeny další parametry zpřesňující model. Autoři však upozorňují, že výsledky je třeba dále ověřit. Laserový mikroskop byl rovněž použit ve studii Bonyadiho S. a kolektivu [47].

Oproti laserovému mikroskopu je méně přesné použití pouze digitálního mikroskopu Keyence VHX-7000, který byl použit ve studii Elkingtona R. [4]. V tomto případě byl ale digitální záznam z mikroskopu doplněn o otisk povrchu chrupavky silikonem a následné skenování pomocí optického 3D mikroskopu Infinite Focus.

Venjakob a kolektiv [48] ve své studii hodnotili poškození prasečí chrupavky pomocí bodového systému. V tomto případě posuzovali, do jaké hloubky chrupavky poškození zasahuje. Vzorky byly zalaty do epoxidu, obarveny a rozřezány (viz Obr. 2-7). Hodnocení poškození pak probíhalo v příčném řezu. Stejnou metodu použili také Diermeier a kolektiv [49].



Obr. 2-7 Průřez prasečí chrupavky se škálou pro vyhodnocení poškození [49]

Vanlommel J. a kolektiv [50] ve své studii použili tzv. Mankin score, které upravuje hodnotící škálu. Chrupavka je hodnocena na základě čtyř parametrů, přičemž každý z nich má podkategorie. Součet všech bodů dává maximální hodnotu 14. Škála je nastavena tak, že hodnota 0 odpovídá normální chrupavce a 14 závažně poškozené chrupavce. Mankin score bylo rovněž použito ve studii Custers a kol. [34].

2.6 Shrnutí hlavních zjištění

Byla vypracována kritická rešerše na aktuální poznatky v oblasti lokálních endoprotéz. Rešerše se zaměřila na biomateriálovou variabilitu a metody vyhodnocení poškození.

Úvodní kapitoly se věnovaly obecné problematice lidského těla a biomechaniky, přičemž zvláštní pozornost byla věnována samotným endoprotézám a biokompatibilním materiálům, jejichž volba hraje klíčovou roli v životnosti náhrad a funkčnosti kloubu.

Kyčelní segmentální náhrady představují mezičlánek v léčbě lokálních poškození chrupavky, který díky rozvíjející se aditivní výrobě umožňuje navrhnout implantát přesně vyhovující anatomii pacienta a zároveň zachovat co nejvíce zdravé kosti. Tyto náhrady jsou již komerčně dostupné, avšak stále je lze považovat za alternativní a experimentální řešení, jež nemusí vyhovovat všem pacientům.

Pozice lokální náhrady v chrupavce je klíčová pro minimalizaci poškození okolní tkáně. Manuály výrobců, jako je Episurf, doporučují zapuštění přibližně o 0,5 mm pod úroveň okolní chrupavky (maximálně 1 mm) [32]. Studie Veizi et al. (2023) navrhuje zapuštění 1–2 mm pro optimální rozložení namáhání v chrupavce [31]. Podle pokynů HemiCAP® má být implantát umístěn „mírně zapuštěn“, což vytváří nárazníkovou zónu a zabraňuje nadměrnému zvýšení kontaktních tlaků na okrajích implantátu [33]. Experimentální práce na modelech králíků a ovcí ukázaly, že zarovnání implantátu s okolní chrupavkou vede k menšímu poškození protilehlé chrupavky než jeho vystoupení nad rovinu; cílená hloubka zapuštění při operacích byla 0,3 mm a 0,7 mm. Z práce doporučili mířit na 0,5 mm z důvodu chirurgické nepřesnosti [35]. přehled doporučeného zapuštění je v Tab. 2-1.

Tab. 2-1 Srovnání doporučeného zapuštění náhrady

AUTOR	MODEL / DRUH TESTU	ZAPUŠTĚNÍ	DOPORUČENÍ
Episurf (manuál) [32]	Doporučení výrobce	0,5–1,0 mm	Vystouplé implantáty zvyšují riziko revize; doporučeno hlubší zapuštění
Veizi et al. (2023) [31]	Klinická studie	1–2 mm	Zapuštění vytváří nárazníkovou zónu, která snižuje kontaktní tlak
HemiCAP® (manuál) [33]	Doporučení výrobce	Mírně pod úrovní	Vystouplé a šikmo uložené implantáty vedly k poškození chrupavky; doporučeno zlepšit geometrii i elasticitu
Roth et al. (2020) [30]	In vivo (ovce), 3D tisk	Různé hloubky	Zarovnané implantáty nejméně poškozují protilehlou chrupavku; přesazené nejvíce
Custers et al. (2007) [34]	In vivo (králíci)	Zarovnáno / 1 mm pod / přesazeno	Zapuštění 0,5 mm doporučeno kvůli riziku nadsazení způsobenému chirurgickou nepřesností
Martinez-Carranza et al. (2013) [35]	In vivo (ovce)	0,3 a 0,7 mm; doporučeno 0,5 mm	Vystouplé implantáty zvyšují riziko revize; doporučeno hlubší zapuštění

Samotné biomateriály procházejí intenzivním výzkumem a vývojem s cílem prodloužit životnost náhrady a snížit náklady, které jsou s jejím použitím spojeny, takže nejlepší volba materiálu zatím není definitivně stanovena. Mezi kovové slitiny patří nejrozšířenější slitina CoCrMo, jež vyniká tvrdostí, korozivzdorností a biokompatibilitou [23], a titanová slitina Ti6Al4V, využívaná pro svou nízkou hustotu a dobrou biokompatibilitu, avšak s nižší odolností proti opotřebení [23]. Z polymerů je klíčový UHMWPE pro svou houževnatost a výborné tribologické vlastnosti [23], a moderní PEEK, jehož modul pružnosti je blíže modulu kosti, což snižuje efekt stínění napětí, a zároveň vykazuje nízké uvolňování opotřebovaných částic [24]. Pro zlepšení povrchových vlastností kovových materiálů je možné využít povlaky DLC, tantal či nitrid tantalu [25].

Samotný výzkum tribologického chování kontaktu biomateriálů s chrupavkou je značně rozmanitý. Detailní přehled některých součinitelů tření různých materiálů za specifických podmínek lze najít v přehledové tabulce níže Tab. 2-2. Tato tabulka ukazuje, že testy probíhaly v širokém spektru konfigurací (různé rychlosti, zatížení, média i doby testu), což znemožňuje přímé porovnání výsledků, avšak poskytuje přehled o rozsahu hodnot a vlivech jednotlivých parametrů. Nicméně některé obecné poznatky z nich však lze vyvodit:

- Rozdíl mezi cross-shear pohybem a lineárním pohybem není významný [39],
- Součinitel tření klesá se zvyšujícím se zatížením [37]
- Vyšší hydrofobicita povrchu podporuje snížení součinitele tření, ačkoli platnost tohoto zjištění závisí na konkrétním materiálu [4].

Souhrn metod vyhodnocení poškození se zaměřuje na několik přístupů: optický interferometr (limitovaný odrazivostí povrchu) [42], AFM (vysoké rozlišení, riziko dehydratace) [44], klasifikaci stupňů opotřebení dle Nakashima a Murakami [43], statistické bodování in vivo modelů [45] a Mankin score (0–14 bodů) pro kvantifikaci závažnosti poškození [34, 50]. Mezi pokročilejší techniky patří laserový konfokální mikroskop s numerickou analýzou [46] a 3D optické měření topografie povrchu [4].

Tab. 2-2 Srovnání testů pro součinitel tření

AUTOR	KONFIGURACE	RYCHLOST (mm/s)	ZATÍŽENÍ (N)	KAPALINA TEPLOTA	ČAS (s)	MATERIÁL	SOUČINITEL TŘENÍ
Stotter C. [36]	cylindre-on-plate	0,1 / 8	0,1 / 1	PBS 24 °C	3 600	CoCrMo	0,017– 0,043
Elkington R. [4]	Pin-on-plate	10	30	PBS 24 °C	9 000	PEEK SPMK-g-PEEK CoCr	0,45 0,024 0,35
Zhang X. [37]	Ball-on-plate	2	(1Mpa)	Hovězí sérum 37 °C	1 800	PEEK CoCrMo Zirkonia	0,095 0,092 0,082
Chan S. [38]	Pin-on-disk	0,5	1,8N (0,1MPa)	PBS 24 °C	3 600	Al2O3 CoCr 316L UHMWPE	0,569 0,566 0,472 0,391

2.7 Bílé místo

Ačkoliv tribologické testy slitin CoCrMo a Ti6Al4V vůči bovinní chrupavce poskytly základní údaje o součiniteli tření, stále chybí komplexní srovnávací studie tribologického chování těchto materiálů – případně i dalších nekovových alternativ – v rámci lineárního testování. Takové studie by umožnily hlubší pochopení jejich interakcí a potenciálu pro použití v kloubních náhradách.

Navíc, přestože se dosavadní experimenty primárně nezaměřovaly na 3D tištěné vzorky, je vhodné zkoumat materiálové vlastnosti ještě před aditivní výrobou – zejména topografií, smáčivostí a vliv povrchových úprav – jelikož tyto faktory mohou významně ovlivnit tření a opotřebení. Rovněž dosud nebylo systematicky zhodnoceno, jak různé polohy implantátu vůči okolní chrupavce (zapuštěné, zarovnané nebo vyčnívající) ovlivňují součinitel tření a míru opotřebení chrupavky.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Cíle výzkumu

Hlavním cílem je popsat biotribologické vlastnosti materiálů segmentálních náhrad, se zaměřením na součinitel tření a opotřebení vůči chrupavce ve fyziologických podmínkách. Dále studium zapuštění kloubní náhrady do kosti a následně doporučení této hodnoty. Práce je zaměřena jak na kovové, tak i nekovové materiály s využitím moderního povlaku DLC

Dílčí cíle diplomové práce:

- Rešerše zásadních tribologických studií se zaměřením na analýzy tření a mazání třecích povrchů kloubních implantátů,
- návrh metodiky pro tření a opotřebení testování implantátu,
- měření součinitele tření a následné vyhodnocení míry opotřebení pro vybrané třecí dvojice,
- statistické zpracování naměřených dat, jejich analýza a interpretace.

Druh výzkumu: aplikovaný (průmyslový).

3.2 Výzkumné otázky

- O1: Jak ovlivní volba biokompatibilních materiálů vývoj součinitele tření a opotřebení chrupavky?
- O2.: Jak se projeví opakované využití téhož chrupavkového pinu na variabilitu naměřených hodnot součinitele tření?
- O3: Jaký má vliv ustavení implantátu v kloubní hlavici na tření a stabilitu přitlačné síly?

3.3 Hypotézy

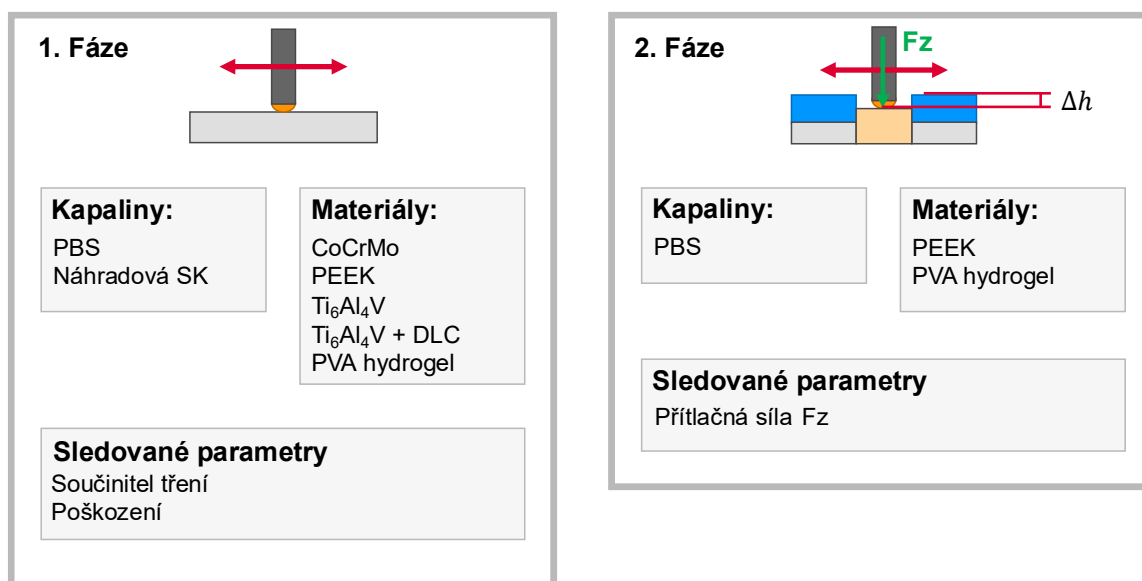
- H1:**
- a) Za předpokladu stejné povrchové a rozměrové kvality se u materiálu Ti6Al4V neočekává výrazně odlišný součinitel tření než u CoCrMo [40].
 - b) DLC-povlak na Ti6Al4V snižuje jak počáteční, tak konečnou hodnotu součinitele tření oproti nepovlakovanému Ti6Al4V.
 - c) Použitím materiálu s vyšší hydrofobicitou dojde ke snížení součinitele tření [40].

- H2:** Opakované testování téhož chrupavkového pinu bez rehydratace vede k postupnému zvýšení průměrné hodnoty součinitele tření a ke zvyšování směrodatné odchylky měření [43]. Při vyšším počtu cyklů na jednom pinu poroste rozdíl součinitele tření mezi jednotlivými výsledky.
- H3:** Podle literatury je ustavení náhrady kritickým parametrem pro životnost implantátu, protože i malé odchylky v její pozici mohou vést k nerovnoměrnému rozložení zatížení, zvýšenému opotřebení protilehlé chrupavky a v konečném důsledku k selhání implantátu [35]. Čím více se bude zvětšovat odchylka od optimální hodnoty zapuštění, tím více bude přítláčná síla vykazovat nestabilitu.

4 MATERIÁL A METODY

4.1 Metodika

Celkově byly navrženy dvě fáze experimentů, kdy první fáze je zaměřená na materiály a druhá na zapuštění náhrady do kosti. Grafické znázornění jednotlivých fází je znázorněno na Obr. 4-1. První fáze byla měřena jak v krátkém režimu trvajícím 1 800 sekund (0,5 hodiny) tak i v dlouhém režimu trvajícím 25 200 sekund (7 hodin). Na závěr byly jednotlivé experimenty vyhodnoceny a statisticky zpracovány a interpretovány. Druhá fáze byla měřena v krátkém režimu 180 sekund.



Obr. 4-1 Schéma první a druhé fáze

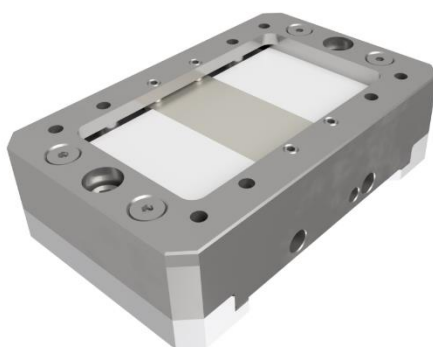
4.2 Experimentální zařízení a přístrojové vybavení

4.2.1 Tribometr Bruker UMT Tribolab

Pro experimentální zkoumání byl využit tribometr Bruker UMT Tribolab, který je schopen pracovat v recipročním režimu s konstantní rychlostí a zpětnovazebnou regulací přítláčné síly. Pro práci byla využita konfigurace pin-on-plate, kde plate umístěný ve vaně byl nepohyblivý a pohyb vykonával pin. Pro účely diplomové práce byly vyvinuty přípravky pro uchycení vzorků ve vaně, aby bylo možné je přichytit na platformu tribometru. Jedním z přípravků je vana od Ing. Lukáše Snopka (viz. Obr. 4-3), která byla využita ve druhé fázi měření. Vana je vyrobena z nerezové oceli a je schopna měnit výšku upnutého prvku.



Obr. 4-2 Tribometr Bruker UMT Tribolab



Obr. 4-3 Vana od Ing. Lukáše Snopka

4.2.2 Optický profilometr

Pro hodnocení povrchu náhradových materiálů, konkrétně rovinnosti Sa, byl použit optický profilometr ContourGT-X od firmy Bruker. Přístroj pracuje na principu interferometrie bílého světla a jeho předností je bezkontaktní měření vlastností povrchů. Přístroj disponuje řadou objektivů pro univerzální použití. Součástí profilometru je i naklápěcí stůl se vzduchovou izolací. Vertikální rozlišení je až 0,01 nm.



Obr. 4-4 Optický profilometr Contour GT-X od firmy Brouker

4.2.3 Digitální mikroskop Keyence VHX 6000

Pro vyhodnocení poškození chrupavky byl použit mikroskop Keyence VHX-6000, jenž byl osazen objektivem Z250R. Tento objektiv umožňuje přiblížení 250–2500krát. Pro účely této práce bylo použito pouze zvětšení 250krát. Mikroskop je schopný nasnímat 3D mapu a zobrazit rozdíl mezi dvěma skeny. Vertikální rozlišení obrazového snímače ve standardním režimu je 1 200 virtuálních pixelů.



Obr. 4-5 Keyence VHX 6000 [51]

4.2.4 Zařízení pro analýzu smáčivosti

Test byl proveden na jednoduché aparatuře sestávající z kamery Manta G-146B upevněné na posuvném vedení proti stínítku se světelným zdrojem. Před stínítkem byla umístěna platforma pro upevnění vzorku a provedení droplet testu, který spočívá v nanesení definovaného objemu kapaliny na povrch vzorku. Záznam z kamery je poté vyhodnocen pro určení kontaktního úhlu, který kapka svírá s testovaným povrchem. Kapka byla aplikována pomocí elektronické laboratorní pipety Eppendorf Multipette E3.



Obr. 4-6 Aparatura pro stanovení smáčivosti [52]

4.3 Materiál a testovací podmínky

Testovací podmínky byly určeny dle rešeršního šetření a prací kolegů tak, aby byla zajištěna kontinuita výzkumu a bylo možné výsledky navzájem porovnávat. Experimenty lze rozdělit na dvě skupiny: dlouhodobá a krátkodobá měření. Testovací podmínky byly pro oba experimenty shodné.

4.3.1 Mazivo

Jako referenční mazivo byla využita kapalina Fosfátový pufr – Phosphate Buffered Saline (PBS). Nadále byla použita synoviální kapalina (SK). Složení synoviální kapaliny je v Tab. 4-1. Složení kapaliny odpovídá předchozím studiím na Ústavu konstruování.

Tab. 4-1 Složení synoviálních kapalin

PBS	Albumin	γ-globulin	HA	Fosfolipidy
1 ml	20 mg	3,6 mg	2,5 mg	0,15 mg

4.3.2 Testovací vzorky

Kloubní náhrady jsou často vyráběné z titanových či kobalt chromových slitin. Mezi trendy se ukazuje možnost využití 3D tištěné titanové slitiny pro tyto účely. Materiály v této práci byly vyrobeny ve spolupráci Prospan a to podle tamních norem. Pro výzkumnou část byly zhotoveny vzorky z materiálu CoCrM, PEEK, Ti₆Al₄V a Ti₆Al₄V s povlakem DLC. Tyto vzorky byly navrženy tak, aby je bylo možné použít jak v první, tak i v druhé fázi práce. Charakteristické rozměry vzorků jsou 60x25 mm.

4.3.3 Podmínky testování

Podmínky, za kterých byly prováděny všechny testy, lze shrnout v následující tabulce (viz. Tab. 4-2). Jednotlivé části testů se lišily v podmínkách kvůli změně typu měření nebo byl test zaměřený na jinou problematiku. Popis podmínek pro jednotlivé testy je uveden u metodiky testu v následující části kapitoly.

Tab. 4-2 Shrnutí podmínek testů

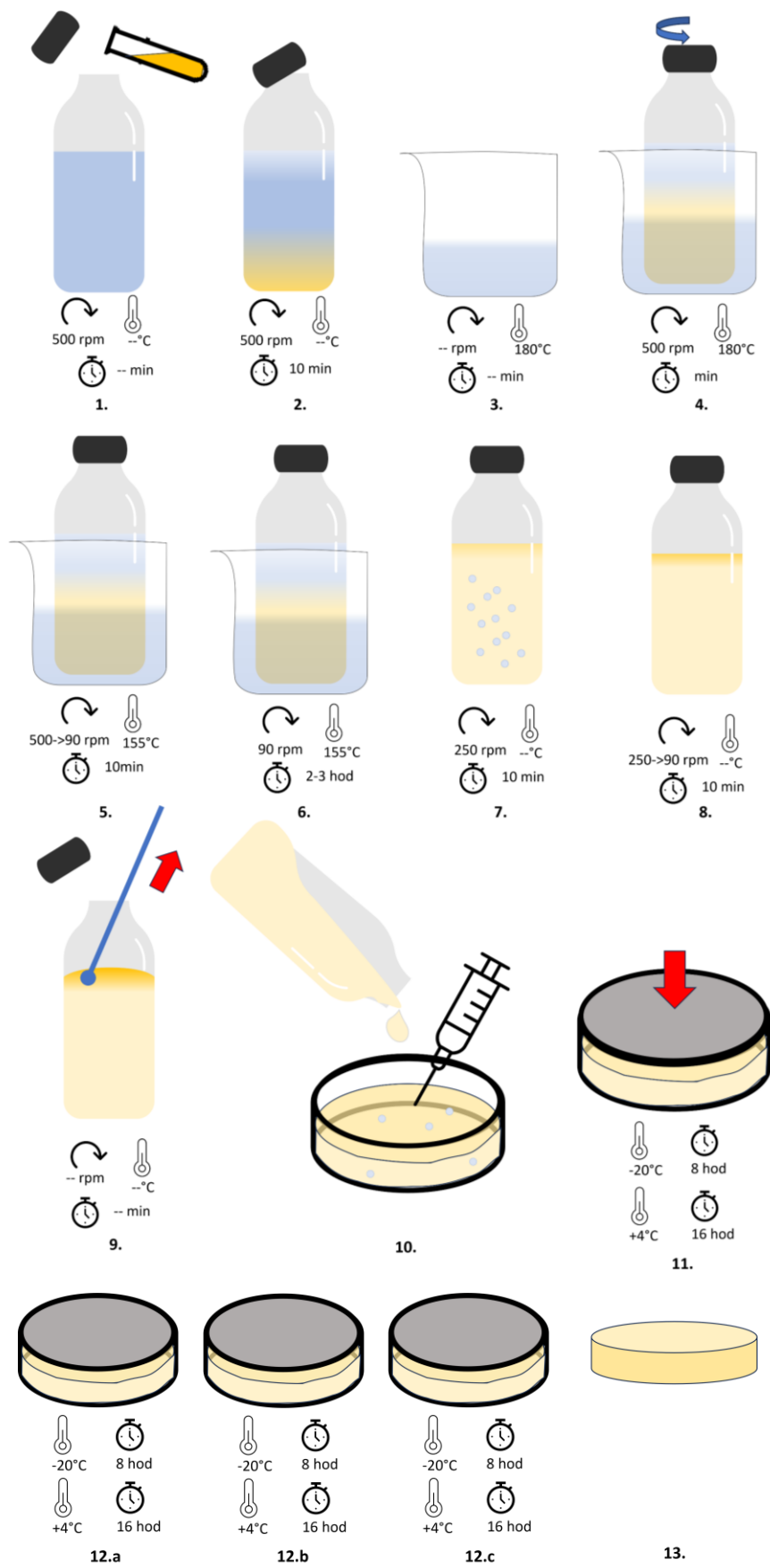
ZATÍŽENÍ (N)	RYCHLOST (mm/s)	DRÁHA (mm)	TEPLOTA (°C)	DÉLKA EXPERIMENTU (s)
2-6	10/20	30/40	37	180 1 800 25 200

4.4 Metody

4.4.1 Výroba hydrogelu

Pro výrobu PVA hydrogelu metodou freeze-thaw (FT) byl dodržen postup z Kyushu univerzity a doporučených pokynů od doc. Ing. David Nečas, Ph.D. Stručný grafický návod je znázorněn na Obr. 4-7. Jednotlivé kroky přípravy jsou složeny z:

1. Pomalu smíchat 170 g čisté vody s 3 g PVA prášku v uzavíratelné skleněné nádobě za konstantních otáček 500 rpm pomocí magnetického míchátka.
2. Položit víčko na nádobu bez utažení a ponechat 10 minut míchat otáčkách při 500 rpm.
3. Ve varné kádince ohřát 300 ml obyčejné vody na 180 °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 150–160 °C a otáčky nechat 500 rpm. Následujících 10 minut postupně snížit otáčky až na 80–100 rpm (snížit pokaždé, když se magnetické míchátko začne při točení zasekávat).
6. Směs míchat 2–3 hodiny ve vodní lázni o teplotě 150–160 °C při 80–100 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 80–100 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 formu s hydrogelem do igelitové fólie.
12. Uložit formu s hydrogelem do –20 °C na 8 hodin. Přendat formu z –20 °C do 4 °C na 16 hodin. Tento krok opakovat 4krát (celkem čtyřdenní cyklus).
13. Vyndat hotový hydrogel z formy.
14. Uchování hydrogelu ve sterilní H₂O při 6°C.



Obr. 4-7 Stručný návod na přípravu hydrogelu

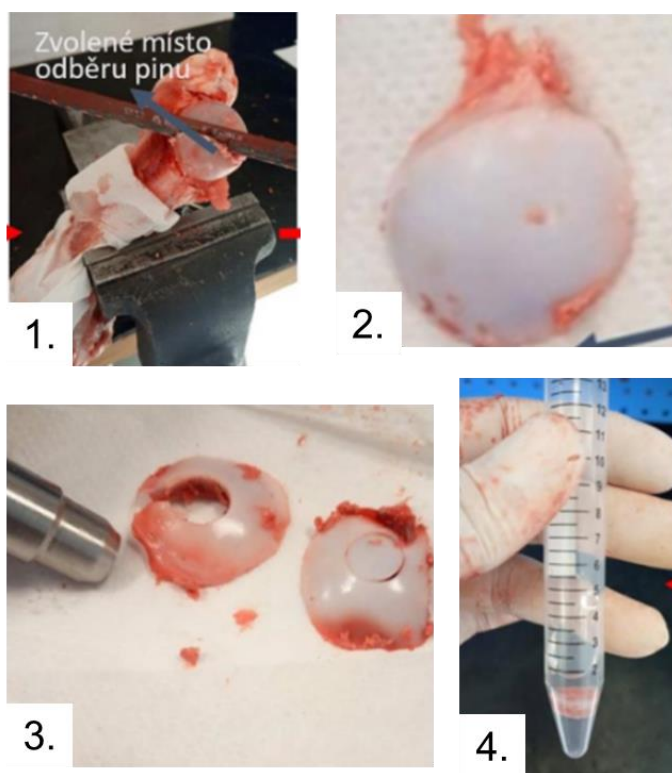
4.4.2 Příprava chrupavkových pinů

Metodika přípravy chrupavkových vzorků byla využita od Ing. Pavla Hilšera z roku 2020, kde z proximálních částí vepřových kyčlí byly vyráženy chrupavkové piny. Během odběru bylo dbáno na několika zásad:

- Kosti, které jsou starší než jeden den, nebyly použity jako pin.
- Na kosti byla zvolena jedna oblast, kde byl pin odebrán.
- Pin, který byl nadměrně tlustý nebo tenký byl vizuální kontrolou vyřazen.
- Načervenalé chrupavky nebyly použity.

Samotný průběh odběru vzorků se pak skládal z těchto kroků (viz. Obr. 4-8):

1. Odběr vrchlíku kosti
2. Vyloučení poškozených vzorků
3. Vyražení pinu pomocí vyrážecího zařízení a kladiva
4. Uložení chrupavkových pinů do fyziologického roztoku
5. Zamražení vzorku při teplotě -22°C



Obr. 4-8 Příprava chrupavkových pinů.

1. zvolené místo odběru, 2. zvětšenina odebrané části, 3. vyrážení pinu z chrupavky, 4. uložení chrupavkového pinu do fyziologického roztoku

4.4.3 Příprava synoviální kapaliny

Synoviální kapalina byla připravována podle stejného složení odpovídajícím předchozím studiím na Ústavu konstruování, VUT Brno. Mezi hlavní složky patří albumin, γ -globulin, kyselina hyaluronová (HA), fosfolipidy a PBS. Zastoupení jednotlivých složek je v následující tabulce (viz. Tab. 4-3) [10]. Postup smíchání se pak řídil tímto postupem:

1. Orientační odvážení příslušných látek
2. Přesné odvážení na analytické váze a navážka do kádinky
3. Odměření PBS v Erlenmeyerově baňce, kádince nebo odměrném válci
4. Ohřátí PBS na 37 °C
5. Míchání směsi na magnetické míchačce při 37 °C
6. Nechat zakrytou kádinku míchat po dobu 1 hodiny
7. Napipetování kapaliny pomocí digitální pipety do kádinek nebo zkumavek
8. Uložení kapaliny při teplotě -22 °C

Tab. 4-3 Složení synoviální kapaliny pro 1 ml a pro 50 ml [10]

PBS	Albumin	γ-globulin	HA	Fosfolipidy
1 ml	20 mg	3,6 mg	2,5 mg	0,15 mg
50 ml	1 000 mg	180 mg	125 mg	7,5 mg

4.4.4 Topografie povrchu

Měření topografie probíhalo na profilometru Bruker ContourGT-X. Ze snímků byla odfiltrována vlnitost a naklonění rovné plochy. Pro každý vzorek se provedly 3 měření a hodnota se zprůměrovala. Samotný postup měření lze shrnout těmito body:

1. Jednotlivé vzorky byly očištěny Isopropyl alkoholem
2. Nastavení objektivu s dvacetinásobným zvětšením
3. Zaostření objektivu na plochu vzorku
4. Provedení samotného měření
5. Nastavení filtrů profilometru a nastavení masky
6. Odečtení hodnot

4.4.5 Skenování povrchu chrupavky

K vytvoření skenu byl využit Keyence VHX-6000 se zvětšením 250krát. Chrupavka byla prvně rozmrazena a následně upnuta v držáku použitým po celý čas měření jak na Keyence tak i na Bruker UMT. Mezi jednotlivými zařízeními byl vzorek chrupavky uchováván v roztoku PBS. Postup skenování se následně řídil postupem:

1. Vyjmutí vzorku s držákem z kapaliny PBS
2. Osušení kovových částí papírovou utěrkou a ofouknutí chrupavky pomocí ofukovacího balónku
3. Upevnění vzorku s držákem pomocí modelovací hmoty na stůl mikroskopu
4. Vytvoření skenovacího náhledu (2D)
5. Vybrání prostoru pro skenování
6. Zvolení parametrů skenování (oblast, hloubka, výška)
7. Analýza měření
8. Uložení skenů a analýz
9. Vložení vzorku do PBS

4.4.6 Smáčivost

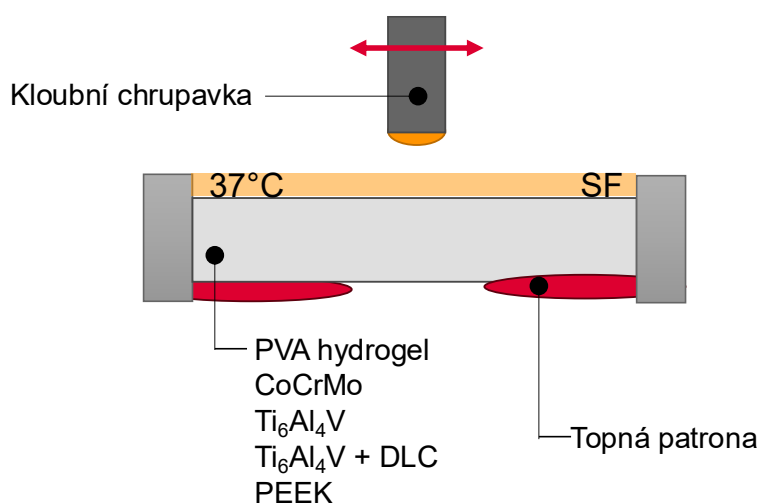
Na jednotlivých materiálech byl proveden test smáčivosti formou kapkového (droplet) testu. Během tohoto testu se na aparatuře (viz. Obr. 4-6) měří kontaktní úhel, který svírá kapka s podkladem. Dle tohoto úhlu lze rychle vyhodnotit, zda se jedná o smáčivý (hydrofilní), nebo nesmáčivý povrch (hydrofobní). Míra smáčivosti je pak stanovena jako smáčivý povrch, pokud kapka s povrchem svírá menší úhel než 90° . V opačném případě se jedná o nesmáčivý povrch. Test pro jednotlivý materiál se opakoval šest až osmkrát. Z pořízených snímků byly následně vyloučeny ty, u nichž byla zaznamenána výrazná odchylka v měření, což mohlo být způsobeno chybným nanesením kapky nebo pohybem vzorku. Tento test byl proveden v následujícím pořadí:

1. Očištění vzorku Isopropyl alkoholem
2. Vložení vzorku do aparatury
3. Nabrání elektronickou laboratorní pipetou PBS
4. Aplikování $0,3\mu L$ PBS na povrch materiálu
5. Zaostření kapky
6. Vytvoření snímku
7. Digitální vyhodnocení úhlu

Tento test nebyl provedený na hydrogelu a chrupavce jež se z velké části skládají z vody.

4.4.7 Metodika experimentu první fáze

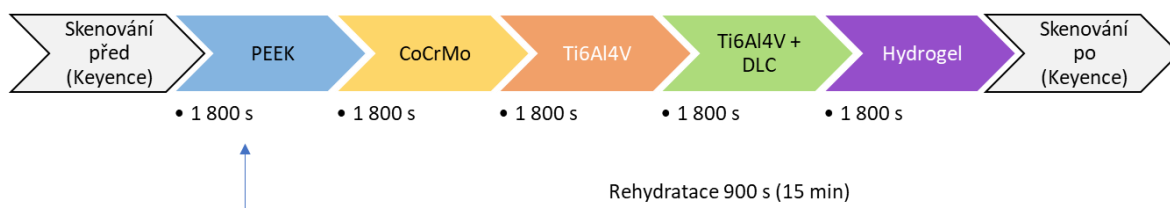
Před testováním byly vzorky chrupavky rozmrazeny při pokojové teplotě po dobu minimálně jedné hodiny. Vzorek náhradového materiálu se synoviální kapalinou (nebo PBS) se předeřhřál na 37 °C a po dosažení této teploty byly zahájeny testy. Schéma aparatury v Bruker UMT Tribolab je znázorněno na Obr. 4-9. Každý experiment byl nastaven na délku buď 1 800 sekund (0,5 hodiny), nebo 25 200 sekund (7 hodin), přičemž reciproční modul se pohyboval po dráze 40 mm a rychlostí 20 mm/s. Každý test se opakoval minimálně čtyřikrát, aby se získal statisticky významný soubor dat. Tato fáze byla rozdělena na tři jednotlivé části, jež jsou následně rozepsány. Parametry pro každé měření se nacházejí v tabulce (viz. Tab. 4-4).



Obr. 4-9 Schéma první fáze

První část této fáze se týká krátkých testů. V experimentech byl pro každý test použit nový pin chrupavky i nová synoviální kapalina nebo PBS pro vyhodnocení celkového součinitele tření a jeho průběhu v čase.

Druhá část této fáze byla pojmenována jako sada blokových testů. Pro blokové měření opotřebení a vlivu vícenásobného použití jednoho pinu byla vytvořena samostatná metodika. Jeden pin byl postupně testován na materiálech PEEK, CoCrMo, Ti6Al4V, Ti6Al4V + DLC a hydrogel (viz Obr. 4-10). Na každý materiál v bloku připadal test o délce 1 800 sekund. Při výměně materiálu se současně měnila synoviální kapalina. Po dokončení bloku následovalo skenování na mikroskopu Keyence a poté 15minutová rehydratace. Druhé opakování bloku proběhlo ve stejném pořadí a na závěr byla chrupavka opět naskenována.



Obr. 4-10 Schéma blokového testu

Poslední část je pojmenována jako dlouhé testy. Pro stanovení opotřebení byly testy prodlouženy o šest a půl hodiny a během těchto testů se rovněž zaznamenával součinitel tření. Pro dlouhodobé testy opotřebení byla délka testu 25 200 sekund (7 hodin). Po každé uplynulé hodině se doplňovala synoviální kapalina ke kontaktu. Povrch pinu byl skenován před a po měření na mikroskopu Keyence. Tyto sedmihodinové testy proběhly jak při zatížení 2 N, tak také při zvýšené hodnotě 5 N.

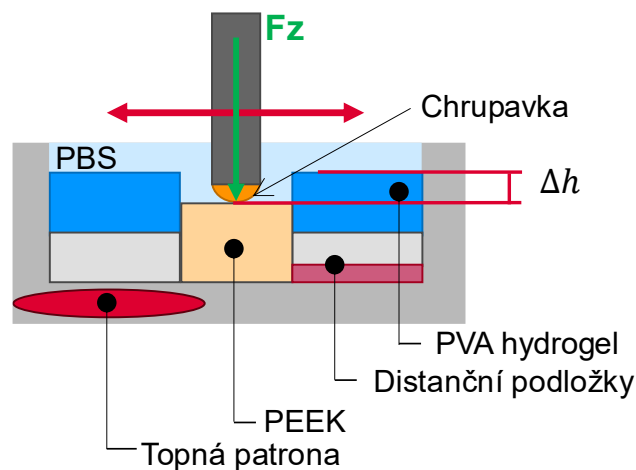
Tab. 4-4 Podmínky experimentů první fáze (Krátký test, Blokový test, Dlouhý test)

NÁZEV	ZAMĚŘENÍ TESTU	ZATÍŽENÍ	RYCHLOST	DRÁHA	TEPLOTA	DÉLKA EXPERIMENTU
Krátké testy	Součinitel tření	2 N	20 mm/s	40 mm	37 °C	1 800 s (0,5hod)
Blokové testy	Opakované požití chrupavky	2 N	20 mm/s	40 mm	37 °C	2 x [5x1 800 s] (2 x 2,5) hod
Dlouhé testy	Poškození	2/5 N	20 mm/s	40 mm	37 °C	25 200 s (7 hod)

4.4.8 Metodika experimentu druhé fáze

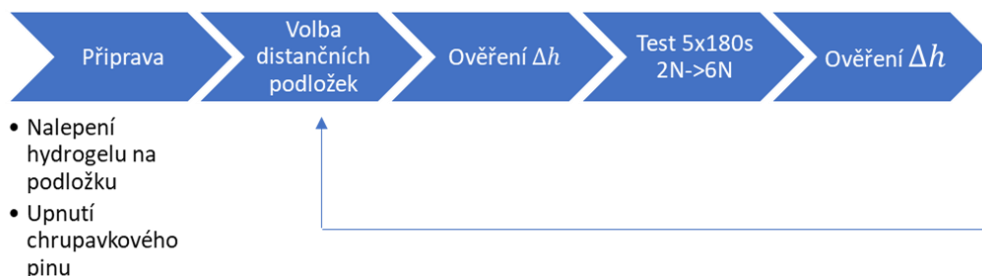
Nejprve se vzorky chrupavkového pinu nechají při pokojové teplotě rozmrazit minimálně jednu hodinu, aby se zamezilo tepelnému šoku a zajistila rovnoměrná hydratace. Během této doby si připravíme hydrogel – nařezeme jej na přesný rozměr odpovídající velikosti kovových podložek a pevně jej přilepíme sekundovým lepidlem, přičemž dbáme na rovnoměrné nanesení vrstvy bez vzduchových bublin.

Po rozmrazení a přípravě hydrogelu vložíme náhradový vzorek spolu s vypodloženým hydrogelem distančními podložkami do kovové vany (viz. Obr. 4-11). Následně prvky zalijeme PBS. Lázeň zahřejeme na konstantní teplotu 37 °C a necháme ji dosáhnout termické stability. Jakmile je požadovaná teplota dosažena, provedeme na Bruker UMT odečet počátečního rozdílu Δh pomocí změření Z-souřadnic hydrogelu na distanční podložce a Z – souřadnic samotné náhrady. V okamžiku kontaktu je hodnota zaznamenána a rozdíl hodnot ověříme, že výška vzorku odpovídá potřebné hodnotě.



Obr. 4-11 Schéma druhé fáze

Následně spouštíme vlastní měření, kde reciproční modul se pohybuje po dráze 30 mm s rychlostí 10 mm/s po dobu 900 s. Během chodu experimentu každých 180 sekund se automaticky zvyšuje přítlačová síla o 1 N, počínaje 2 N a konče na 6 N. Díky tomuto postupnému navyšování zatížení můžeme sledovat, jak se mění součinitel tření v závislosti na rostoucí síle a stabilita přítlačné síly. Parametry jsou shrnuty v tabulce (viz. Tab. 4-5). Po ukončení jedné sekvence 900 s zastavíme modul, vyměníme distanční vložky tak, aby se změnilo zapuštění Δh , a celý měřicí cyklus zopakujeme. Před každým dalším kolem kontrolujeme, že je vzorek správně ustaven. Tento postup je znázorněný ve schématu (viz. Obr. 4-12).



Obr. 4-12 Schéma postupu při měření přítlačové síly

Nakonec shromážděná data exportujeme a zpracujeme v softwaru Matlab. Zaznamenané hodnoty průběhu přítláčné síly pro jednotlivé bloky Δh zobrazíme jako boxploty – to nám umožní snadno porovnat mediány, kvartily i rozsahy extrémních hodnot a vyhodnotit, při kterém zapuštění a zatížení jsou výsledky nejstabilnější.

Metodika navazuje na postup z první fáze, avšak s úpravami, jež jsou níže shrnuty:

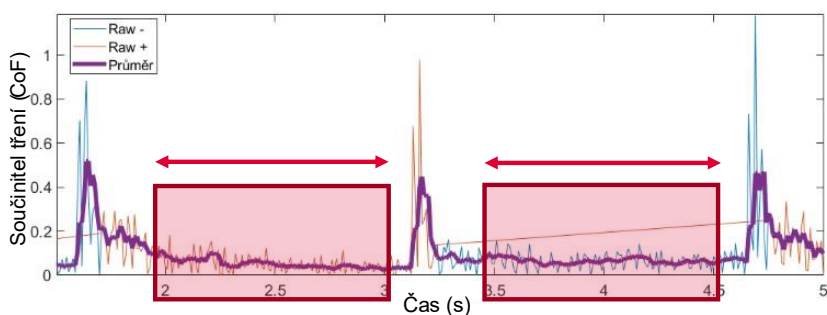
- **Změna vany:** více upnutých prvků (viz. Obr. 4-11)
- **délka testu:** 1 800 s → 150 s
- **dráha pohybu:** 40 mm → 30 mm (omezený prostor ve vaně)
- **rychlost:** 20 mm/s → 10 mm/s (kvůli rychlým změnám přítláčné síly)
- **přítláčná síla:** 2 N konstantně → variabilně 2–6 N

Tab. 4-5 Tabulka parametrů druhé fáze – měření přítlakové síly

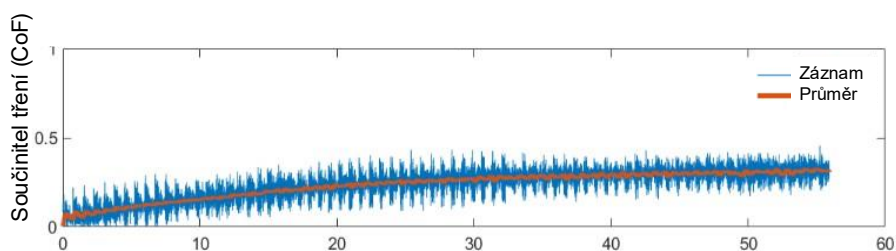
ZATÍŽENÍ	RYCHLOST	DRÁHA	TEPLOTA	DÉLKA EXPERIMENTU
2-6 N	10 mm/s	30 mm	37 °C	5x180 s (900 s / 15 min)

4.4.9 Zpracování dat

Z naměřených dat součinitele tření byly vybrány části záznamu s rovnoměrným pohybem. Za tyto části se považoval záznam, který dosahoval 90 % požadované rychlosti ve směru recipročního pohybu. Výběr těchto úseků je přibližně znázorněn na Obr. 4-13. Chybějící časové úseky byly aproximovány pro vytvoření celistvé křivky. Celá křivka byla následně vyhlazena klouzavým průměrem, jak je znázorněno na Obr. 4-14. Z těchto křivek byla následně stanovena směrodatná odchylka, která je znázorněna chybovými úsečkami. Také byla vyhodnocena průměrná hodnota a odchylka na začátku a na konci průměru měření. Pro lepší reprezentaci a porovnání dat různých materiálů byl vyhotoven i boxplotový graf s mediánem a percentily 25 % / 75 %, který odpovídá 50 % dat znázorňujících stabilitu měření.



Obr. 4-13 Záznam součinitele tření
 oranžová – záznam pro kladný směr pohybu recipročního modulu, modrá – záporný směr,
 fialová – zprůměrované hodnoty; červené rámečky znázorňují vybraná data



Obr. 4-14 Složená data se znázorněným průměrem

4.5 Testované predikce

H1 se zabývá součinitelem tření a predikuje jeho snížení v závislosti na charakteristických vlastnostech materiálů vztaženém k jejich smáčivosti a povlaku DLC. Pro stanovení je využita první fáze měření.

Závislá proměnná: součinitel tření
 Nezávislá proměnná: náhradový materiál
 Kontrolovaná proměnná: teplota, mazivo, zatížení, rychlost posuvu

H2 predikuje zvýšení rozdílu naměřených dat s počtem měření na jednom pinu. Pro stanovení je využita první fáze měření

Závislá proměnná: součinitel tření, opotřebení
 Nezávislá proměnná: náhradový materiál
 Kontrolovaná proměnná: teplota, mazivo, zatížení

H3 odchylka od doporučené hodnoty bude znamenat zvýšení nestability měření.

Závislá proměnná: součinitel tření, přitlačná síla
 Nezávislá proměnná: Δh vyjadřující zapuštění
 Kontrolovaná proměnná: teplota, mazivo, zatížení, náhradový materiál

5 VÝSLEDKY

5.1 Topologie povrchu

Na optickém profilometru Bruker byly změřeny drsnosti povrchu všech vzorků. Materiály označené hvězdičkou (*) byly místo toho vyhodnoceny na mikroskopu Keyence. Jako hodnotící parametr byla použita veličina Sa (aritmetický střední kvadrát). Naměřené výsledky jsou uvedeny v Tab. 5-1. Z nich vyplývá, že nejvyšších hodnot drsnosti dosáhly vzorky vyrobené z titanu s DLC povlakem, zatímco nejnižší drsnosti vykázaly konvenčně zpracované vzorky z kobalt-chromové slitiny.

Tab. 5-1 Topologie povrchu

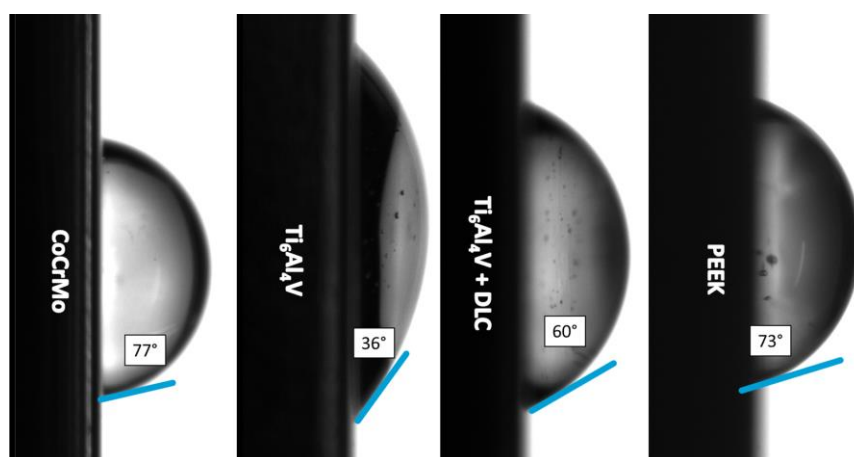
MATERIÁL	Sa [nm]
Ti ₆ Al ₄ V + DLC	71,2
Ti ₆ Al ₄ V	23,4
PEEK	51,2
CoCrMo	20,3
Hydrogel*	5 130*
Chrupavka*	1 000 – 5 000*

5.2 Smáčivost

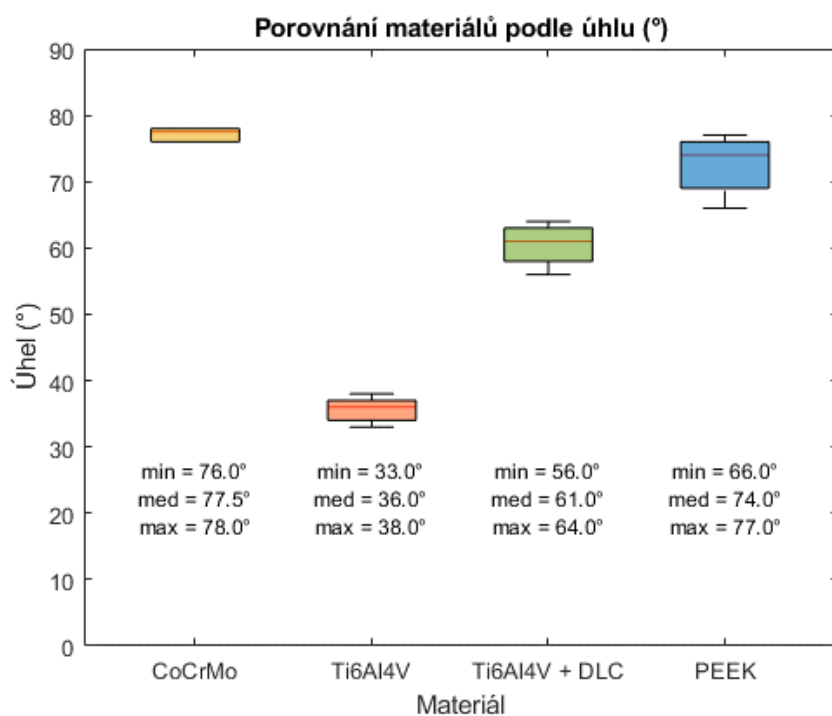
Výsledky měření kontaktních úhlů s PBS jsou uvedeny v Tab. 5-2, nebo formou boxplotu na obrázku (viz. Obr. 5-2). Hodnoty byly určeny z fotografií jednotlivých kapek, které jsou k dispozici v Příloha A. Na Obr. 5-1 jsou zobrazeny kapky, jejichž úhly se nejvíce blížily průměru pro každý testovaný materiál. Titanová destička vykazovala nejnižší kontaktní úhel, tedy nejvyšší smáčivost. Na opačném konci spektra stála slitina CoCrMo, jež prokázala z testovaných technických materiálů nejnižší smáčivost. PEEK dosáhl o něco nižších hodnot než CoCrMo. Obecně lze stanovit všechny měřené materiály za smáčivé, tedy hydrofilní. U hydrogelových vzorků test smáčivosti neproběhl, protože jejich smáčivost závisí na stupni hydratace vzorku; lze však předpokládat, že hydrogel je vysoce smáčivý.

Tab. 5-2 Naměřených dat pro smáčivost

MATERIÁL	Úhel [°]						Průměr
	1.	2.	3.	4.	5.	6.	
CoCrMo	76	78	77	76	78	78	77,2
Ti ₆ Al ₄ V	34	36	37	36	33	38	35,6
Ti ₆ Al ₄ V + DLC	56	62	60	63	58	64	60,5
PEEK	77	76	69	73	66	75	72,7



Obr. 5-1 Zobrazení kontaktního úhlu pro každý materiál



Obr. 5-2 Boxplot znázorňující smáčivost materiálů

5.3 První fáze – součinitel tření a opotřebení

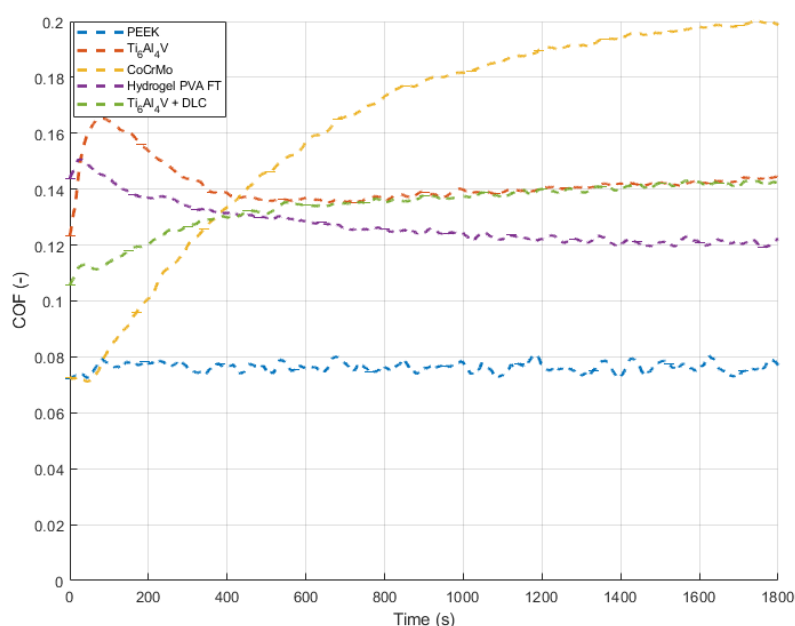
V této části jsou zhodnoceny výsledky z první fáze, jež se zaměřila na součinitel tření při testech 30 min, blokového testování a opotřebení během dlouhodobých 7hodinových testů.

5.3.1 Součinitel tření – referenční kapalina PBS

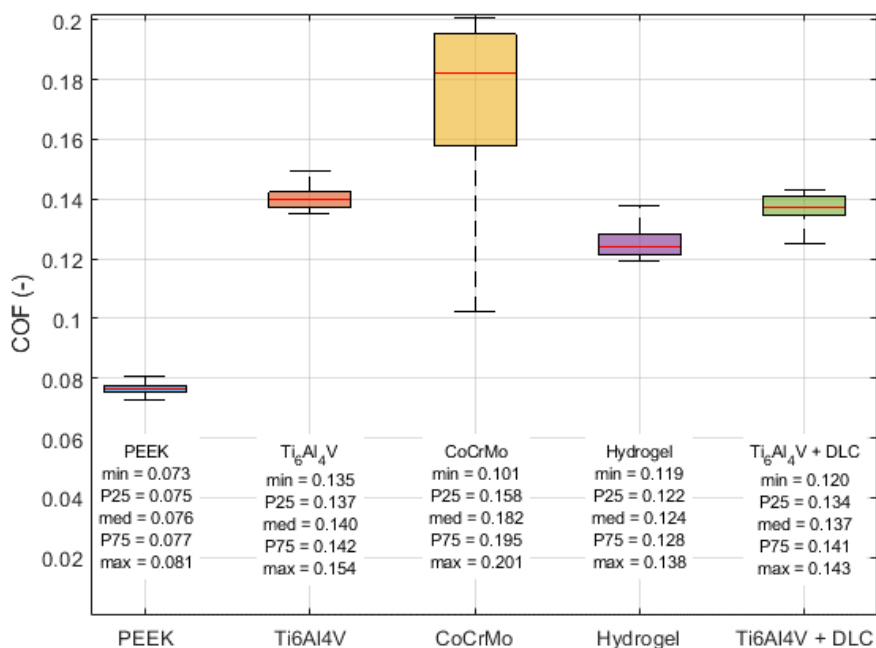
Pro referenci byla zvolena kapalina PBS, která neobsahuje žádné bílkoviny. Pro tuto kapalinu bylo dosaženo nejmenších hodnot s náhradou z materiálu PEEK. Tato hodnota byla v průměru 0,076. Největší nestabilita výsledků a zároveň nejvyšší hodnoty součinitele tření byly zaznamenány u materiálu CoCrMo, kde průměrná hodnota činila 0,182. Průměrné hodnoty v čase měřené lze vidět na grafu (viz. Obr. 5-3) a na následujícím obrázku jsou tyto hodnoty znázorněny pomocí boxplotu (viz. Obr. 5-4), který zobrazuje jejich rozložení od 25. do 75. percentilu, vyznačené barevným boxem.

Povlak DLC se projevil během prvních pár minut, kdy ovlivnil počáteční tření, avšak hodnota součinitele tření se ustálila na podobné hodnotě jako u nepovlakovaného titanu. Ke konci měření pak dosahovala hodnota nepovlakovaného Ti6Al4V 0,143 a u povlakovaného Ti6Al4V 0,142. Pro hydrogel PVA pak koncová hodnota byla o něco menší, a to 0,120.

Velký kontrast lze pozorovat mezi PEEKem a kobalt-chromovou slitinou, které měly podobné počáteční hodnoty, ale na konci měření dosáhla kobalt-chromová slitina více než dvojnásobné hodnoty součinitele tření oproti PEEKu, který si zachoval stabilní hodnotu. CoCrMo pak vystoupal na hodnotu 0,1961 oproti PEEKu, který měl 0,0759.



Obr. 5-3 Graf součinitele tření, krátké testy v PBS

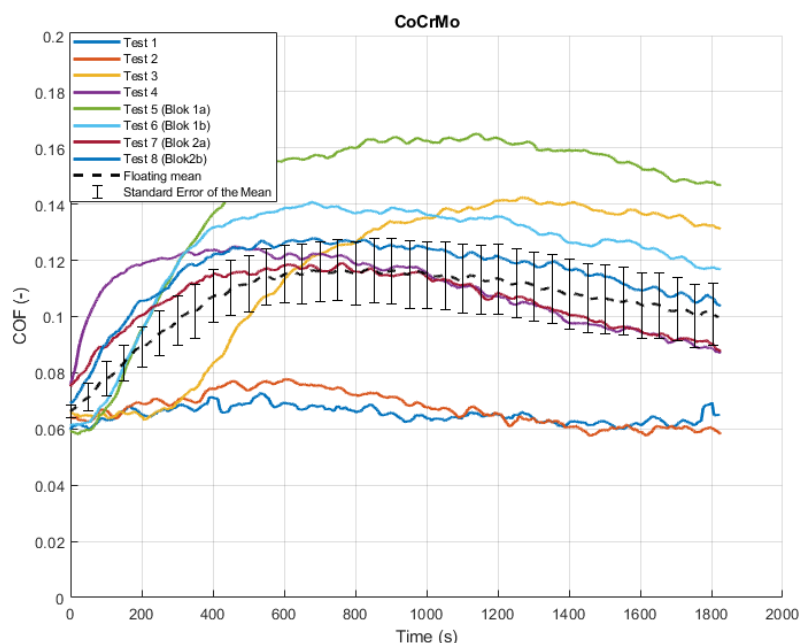


Obr. 5-4 Boxplot součinitele tření, krátké testy v PBS

5.3.2 Součinitel tření – synoviální tekutina

Kobaltchromová slitina CoCrMo

Během měření na této slitině se projevovao značný rozptyl výsledků mezi jednotlivými experimenty. Ve většině případů součinitel tření v první fázi měření pozvolna narůstal, zatímco ve druhé části došlo k jeho mírnému poklesu nebo ustálení. Sady testů č. 5/6 a č. 7/8 byly provedeny v režimu blokového měření, přičemž každá skupina byla tvořena jedním pinem chrupavky. Průměrná hodnota součinitele tření na závěr měření činí $0,0998 \pm 0,0110$.

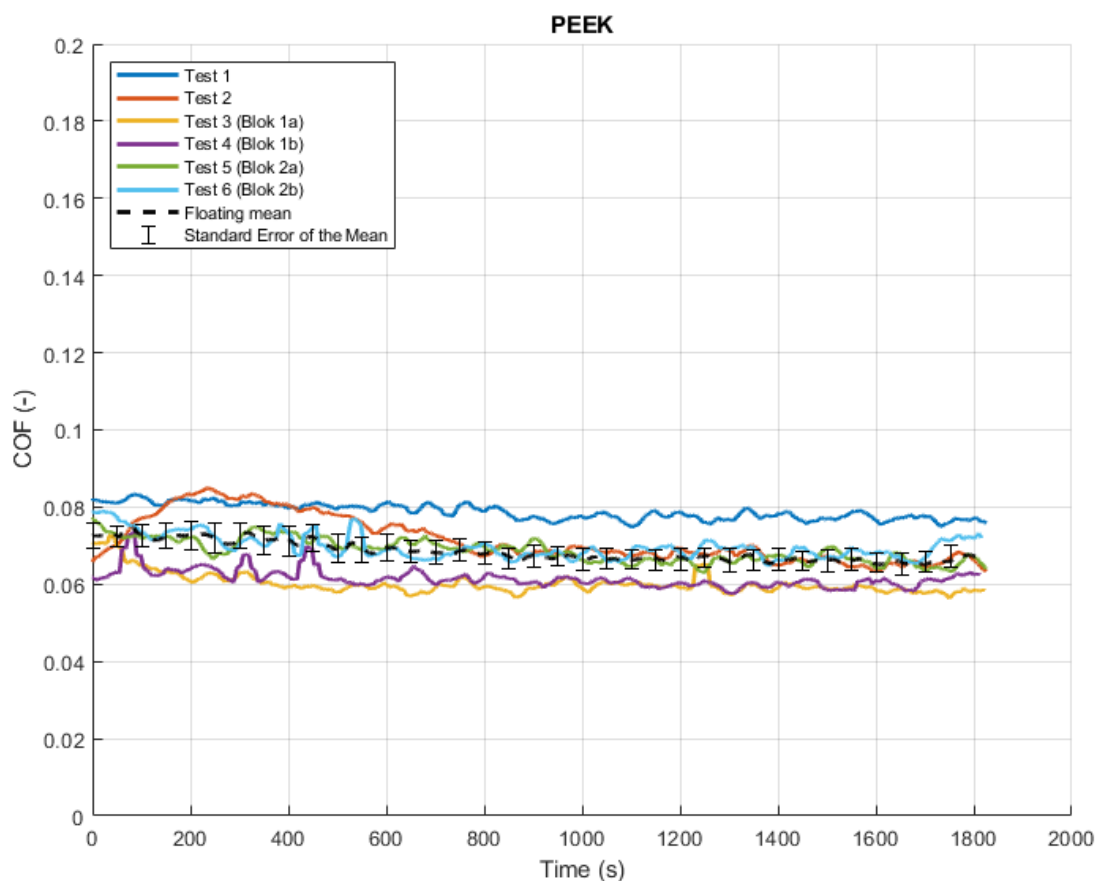


Obr. 5-5 Graf průběhu součinitele tření pro CoCrMo v synoviální kapalině

PEEK

Během 30minutových testů s náhradní synoviální kapalinou byl nejnižší součinitel tření naměřen u PEEKu. Průběh měření byl navíc stabilní, což dokládá vysokou opakovatelnost výsledků. Reprezentativní záznamy i průměrné hodnoty ze všech měření, včetně chybových úseček, jsou zobrazeny v grafu na Obr. 5-6.

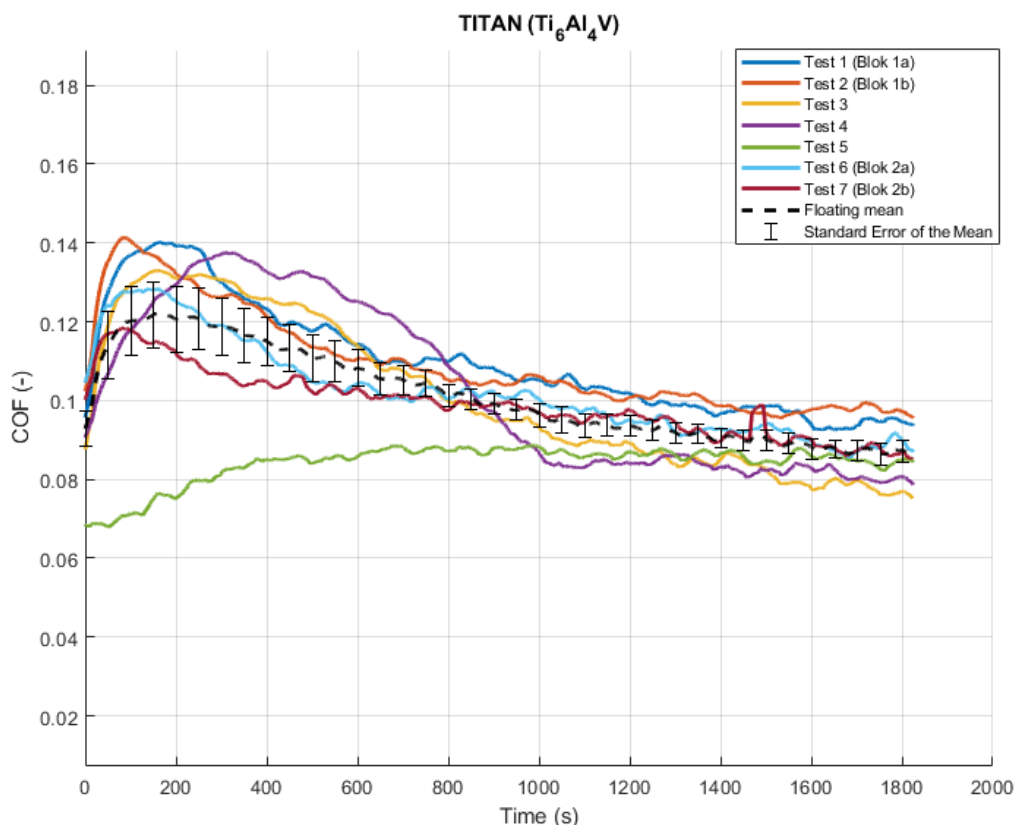
Sady testů č. 3 – 4 a č. 5 – 6 proběhly blokovým režimem, přičemž každou tvořil jeden pin chrupavky. Průměrná hodnota součinitele tření na konci testu činí $0,0671 \pm 0,0029$.



Obr. 5-6 Graf průběhu součinitele tření pro PEEK v synoviální kapalině

Titanová slitina Ti6Al4V

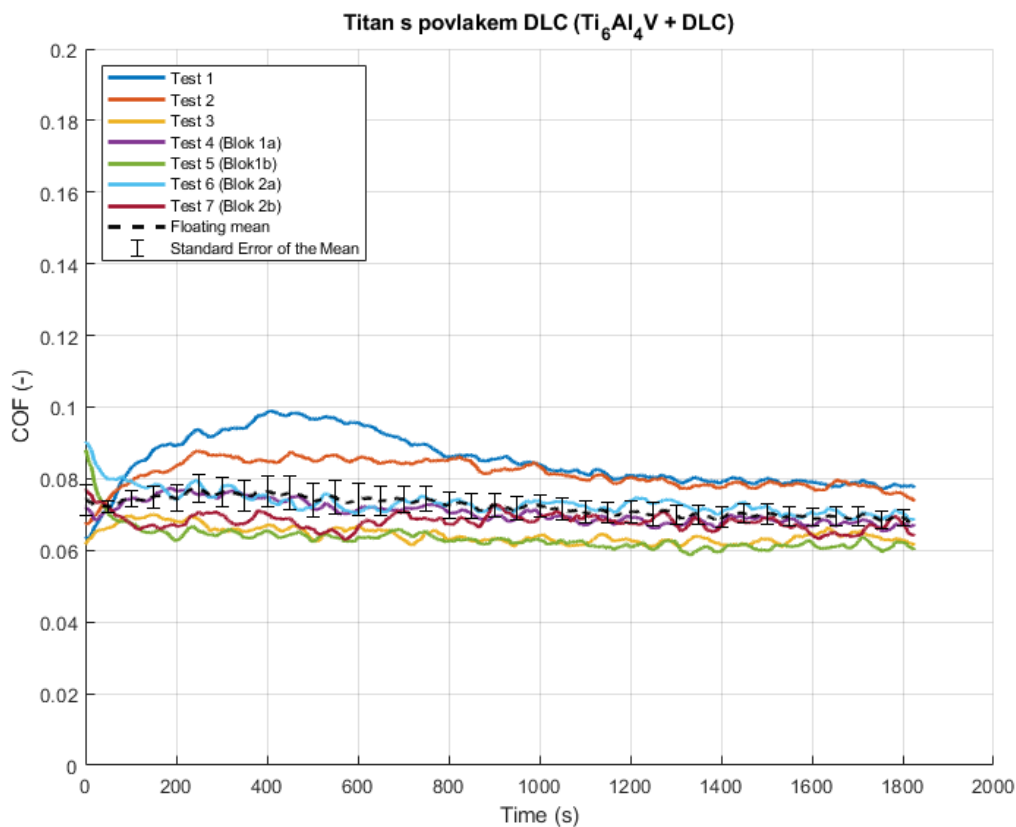
Záznamy měření pro titan v drtivé většině případů vykazovaly prudký nárůst, následovaný pozvolným poklesem během testu, přičemž po 900 s se hodnoty ustálily. Sady testů označené 1, 2 a 6, 7 proběhly v režimu blokového měření, přičemž každou skupinu tvořil jeden pin chrupavky. Průměrná hodnota součinitele tření na závěr testu činí $0,0860 \pm 0,0028$. Průběhy jsou zaznamenány v grafu na Obr. 5-7.



Obr. 5-7 Graf průběhu součinitele tření pro Ti6Al4V v synoviální kapalině

Titanová slitina s povlakem DLC

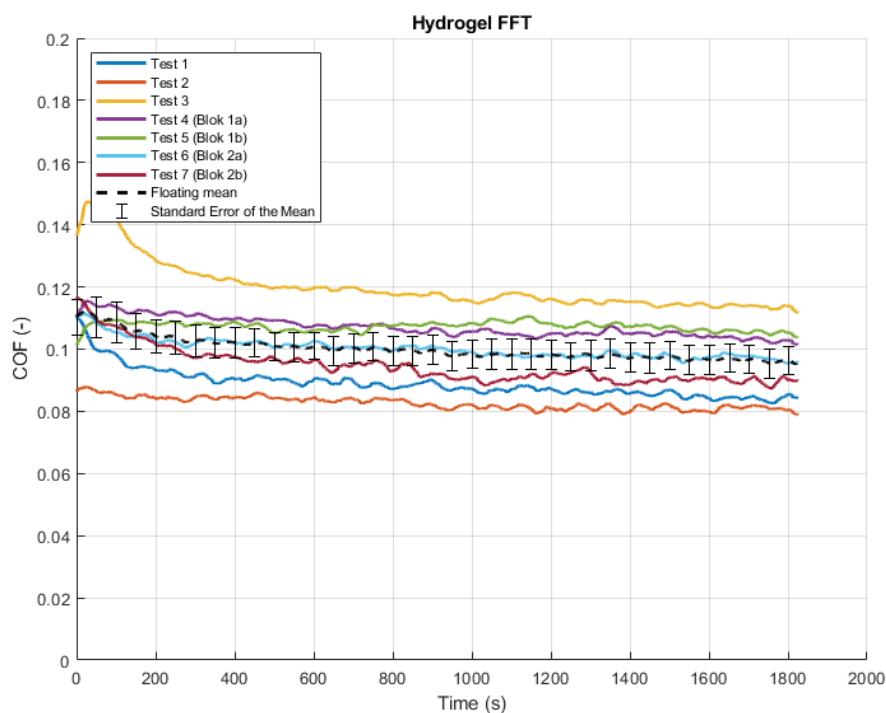
Nanesením povlaku na titanovou slitinu se záznam výrazně stabilizoval oproti nepovlakované variantě a průměrná hodnota součinitele tření klesla přibližně o 0,02. Testy č. 4–7 proběhly v režimu blokového měření, přičemž každou testovací sadu tvořil jeden pin chrupavky. Na závěr měření činí průměrná hodnota součinitele tření $0,0679 \pm 0,0024$. Samotné průběhy jsou znázorněny v Obr. 5-8.



Obr. 5-8 Graf průběhu součinitele tření pro $Ti_6Al_4V + DLC$ v synoviální kapalině

Hydrogel

Pro PVA hydrogel byly naměřeny také stabilní hodnoty součinitele tření během celého měření, s výjimkou testu č. 3, který v průběhu prvních minut vykázal prudký nárůst následovaný poklesem hodnoty. Příčinou mohla být nedostatečná adheze hydrogelu k podložce. Sady testů č. 4 a 5 a č. 6 a 7 proběhly v režimu blokového měření, přičemž každou skupinu tvořil jeden pin chrupavky. Průměrná hodnota součinitele tření na závěr měření činí $0,0953 \pm 0,0044$. Graf je znázorněn na Obr. 5-9.



Obr. 5-9 Graf průběhu součinitele tření pro PVA hydrogel v synoviální kapalině

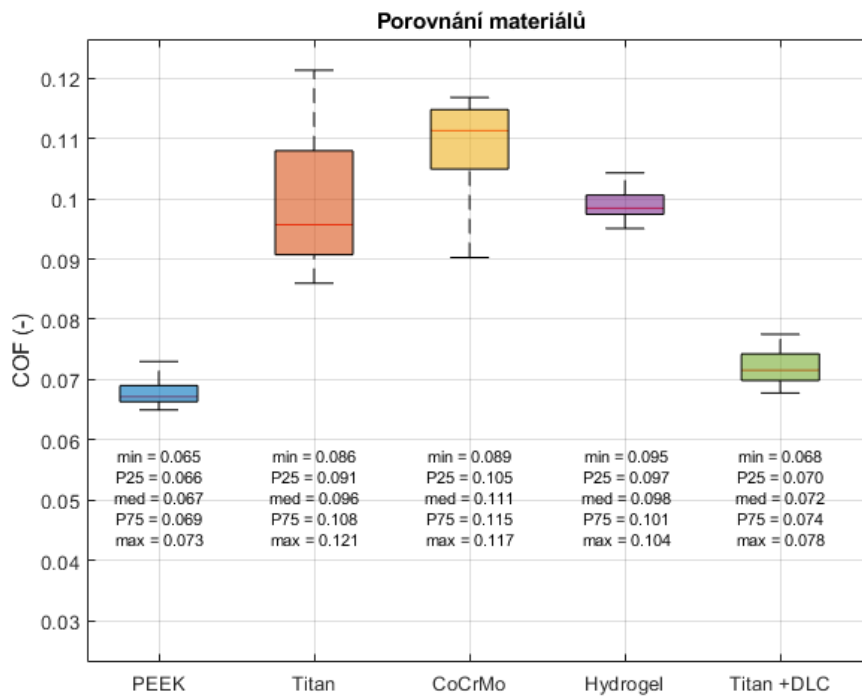
5.3.3 Porovnání součinitelů tření jednotlivých materiálů

Průměrné hodnoty všech měření byly zpracovány do souhrnného grafu a znázorněny boxplotem (viz. Obr. 5-10). Z grafu (viz. Obr. 5-11) vyplývá, že nejstabilnější hodnoty součinitele tření (nejmenší kvartilové rozpětí) vykazují kobalt-chromová slitina, hydrogel a titanová slitina s DLC povlakem – jejich rozpětí kvartilů je výrazně menší než u čistého titanu a čistého CoCrMo. Nejnižších hodnot dosáhly destičky z PEEKu (medián 0,067) a titan s DLC (medián 0,072).

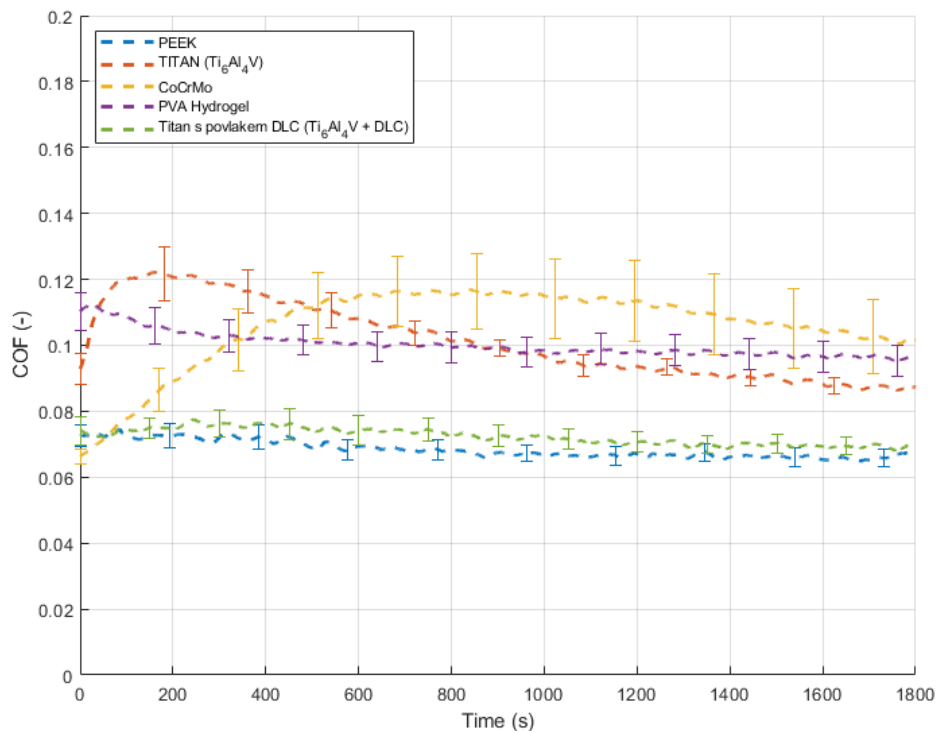
Pokud porovnáme hodnoty na začátku a na konci měření (po 900 s), jak je shrnuto v tabulce (viz. Tab. 5-3), vidíme, že součinitel tření se již přibližně ustálil na konstantní hodnotě.

Tab. 5-3 Tabulka průměrných hodnot součinitele tření pro všechny materiály na konci, začátku a v průběhu testu v synoviální kapalině

Průměr (SEM)	PEEK	Ti ₆ Al ₄ V	CoCrMo	Hydrogel PVA	Ti ₆ Al ₄ V +DLC
Začátek	0,0726 ±0,0032	0,0929 ±0,0046	0,0663 ±0,0023	0,1102 ±0,0057	0,0742 ±0,0043
Konec	0,0671 ±0,0029	0,0860 ±0,0028	0,0998 ±0,0110	0,0953 ±0,0044	0,0679 ±0,0024
V celku	0,0674 ±0,0001	0,0982 ±0,0003	0,1106 ±0,0003	0,0984 ±0,0001	0,0723 ±0,0001



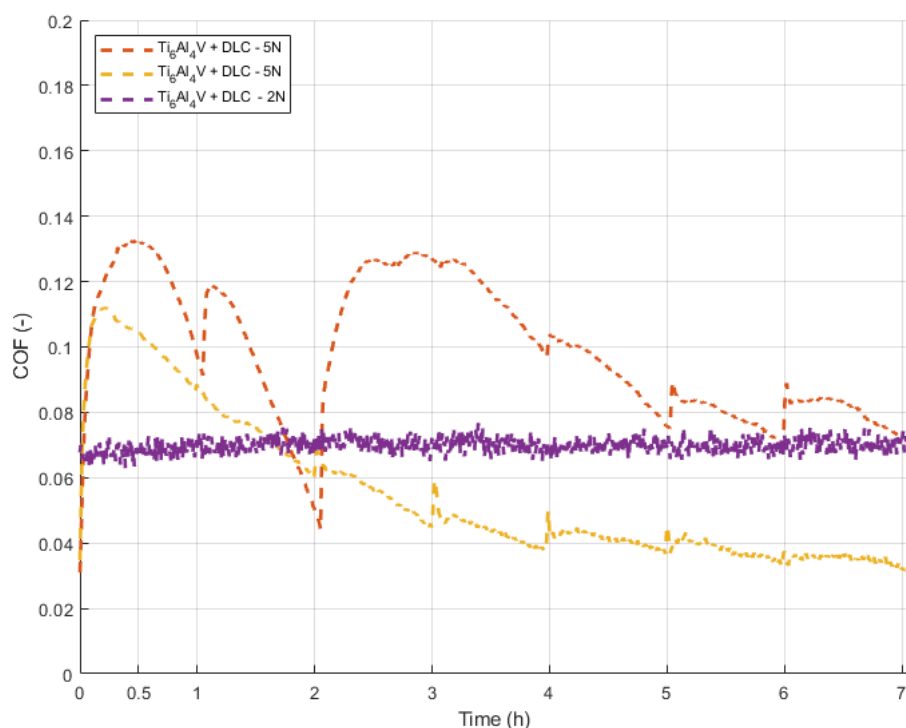
Obr. 5-10 Boxplot porovnání součinitele tření na všech materiálech v synoviální kapalině



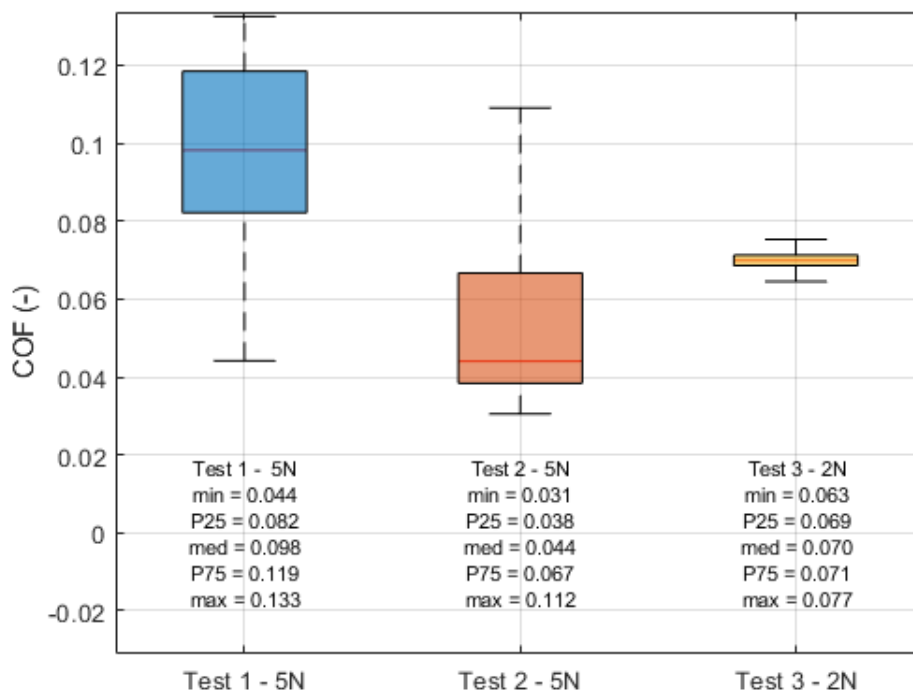
Obr. 5-11 Graf průběhu průměrných hodnot součinitele tření při krátkých testech v synoviální kapalině

5.3.4 Součinitel tření při dlouhých testech

Testy byly provedeny se zatížením 2 N a 5 N. Jak lze vidět na grafu (viz. Obr. 5-12), součinitel tření při zatížení 2 N se držel stabilně a osciloval okolo hodnoty 0,07. Podíváme-li se na zatížení 5 N, lze vidět, že ustálení součinitele tření v případě žluté křivky (opakované měření) nastává po 4. hodině měření v okolí hodnoty 0,0306. Křivka znázorněná oranžovou barvou (první měření) pak představuje druhé sedmihodinové měření s jiným chrupavkovým pinem. Zde ke ustálení jednoznačně nedochází, avšak měření po 5. a 6. hodině vykazuje dosti podobný průběh. Ke konci tohoto měření se hodnota oranžové (5 N) a fialové (2 N) křivky sbíhá u hodnoty 0,0710. Jednotlivé skokové změny vždy v okolí celé hodiny jsou způsobeny zásahem do systému, kdy byla doplněna synoviální kapalina ke kontaktu. Souhrnné výsledky jsou dále reprezentovány boxplotem (viz. Obr. 5-13).



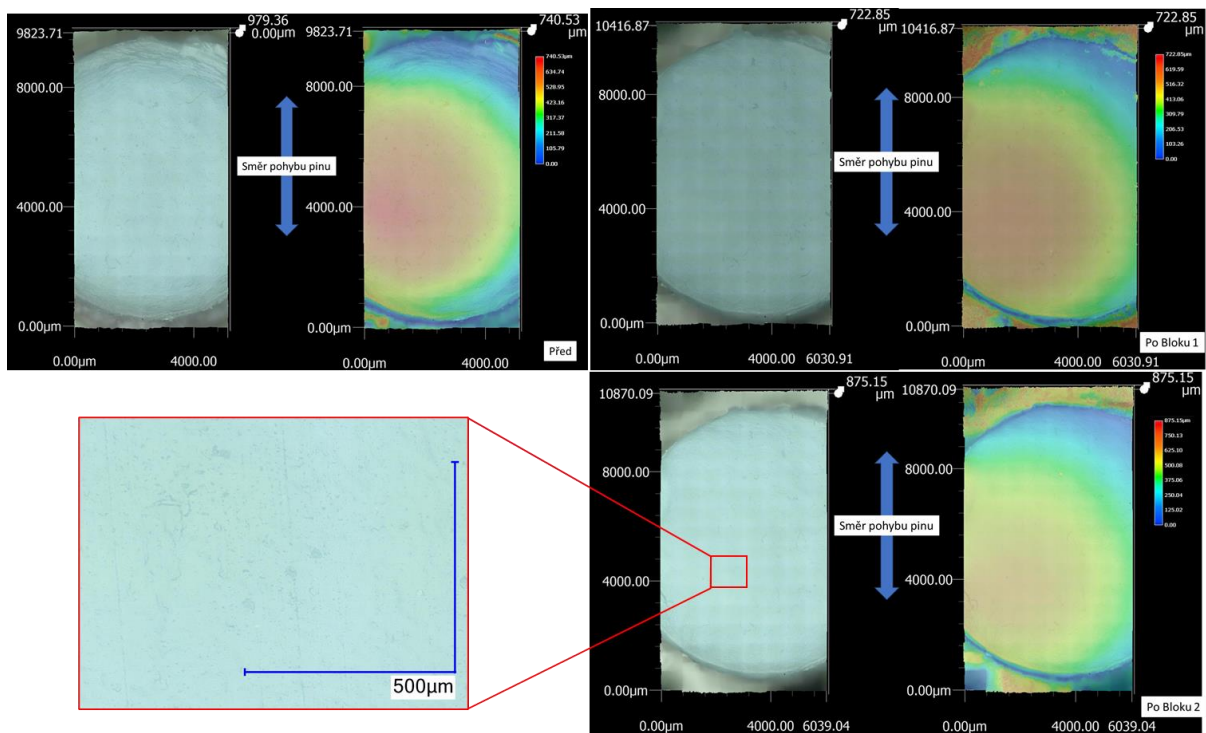
Obr. 5-12 Graf průběhu součinitele tření pro dlouhé testy (7 hod) v synoviální kapalině na Ti₆Al₄V + DLC pro 2 N a 5 N (oranžová první měření a žlutá opakované měření)



Obr. 5-13 Boxplot součinitele tření pro dlouhé testy v synoviální kapalině na Ti6Al4V +DLC, 2 N a 5 N (modrá první měření a oranžová opakované měření)

5.3.5 Poškození – blokové testy

Při sledování poškození během blokových testů (viz. Obr. 5-14), jak po prvním bloku (2,5 h testování), tak i po druhém, nedošlo k výrazným makroskopickým změnám pozorovatelným pouhým okem. Po naskenování a porovnání snímků se však objevily rozdíly v rozložení barevné mapy. V kontaktních oblastech došlo k mírnému zploštění povrchu a při vyšším zvětšení lze rozeznat rýhování ve směru pohybu pinu. Toto poškození bylo patrné jak po prvním, tak i po druhém bloku. V místech s nejvyšším profilovým převýšením během skenování vyskytovaly nejvýraznější stopy tohoto rýhování.



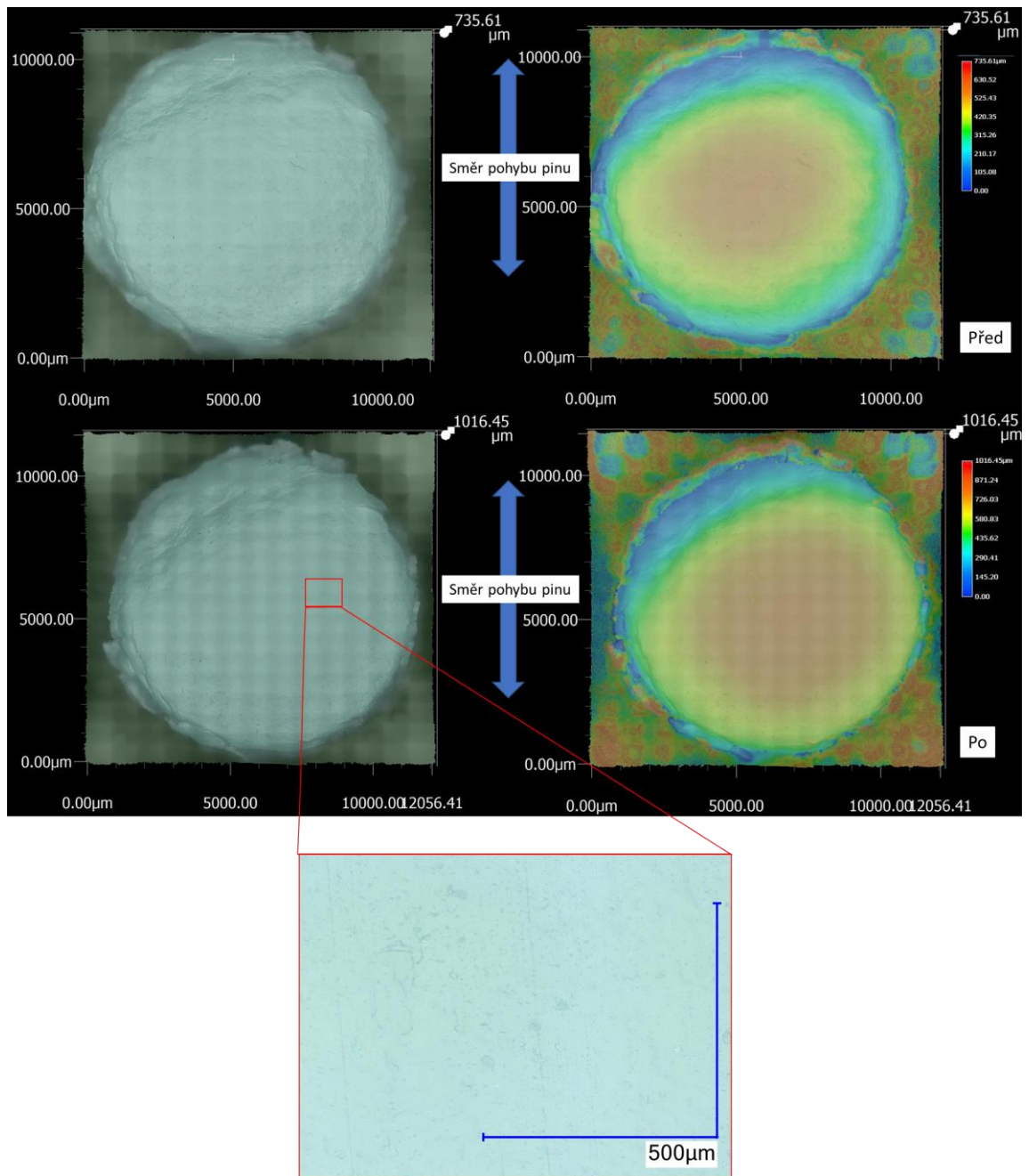
Obr. 5-14 Scan poškození při blokových testech

5.3.6 Poškození – dlouhé testy

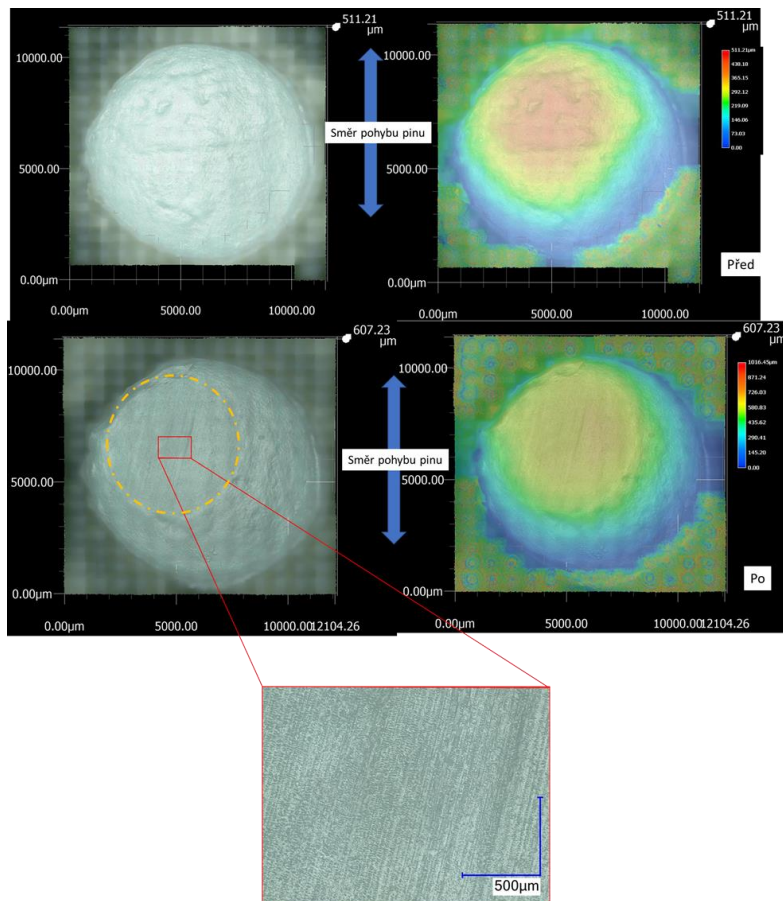
Kromě poškození zjištěného v blokových testech byl proveden i sedmihodinový test zatížením 2 N a 5 N na titanové slitině Ti6Al4V s DLC povlakem. Při zatížení 2 N nebylo vizuálně patrné žádné zřetelné opotřebení, avšak detailní snímky pořízené na digitálním mikroskopu Keyence odhalily jemné rýhování, podobné tomu z blokových testů. Toto poškození je patrné na detailním záběru v obrázku (viz. Obr. 5-15).

Při zatížení 5 N se již makroskopicky projevilo výrazné opotřebení pouze u prvního měření, a to formou rýh. Toto rýhování bylo hlubší, hustě uspořádané a orientované ve směru pohybu chrupavky vůči povlakovanému titanovému povrchu. Tyto rýhy se skládaly z četných drobných oděrek. Makroskopicky lze snadno rozeznat kontaktní oblast, kde došlo k nejintenzivnější přeměně chrupavky. Tato oblast je v obrázku zvýrazněna oranžovým kruhovým vyznačením (viz. Obr. 5-16).

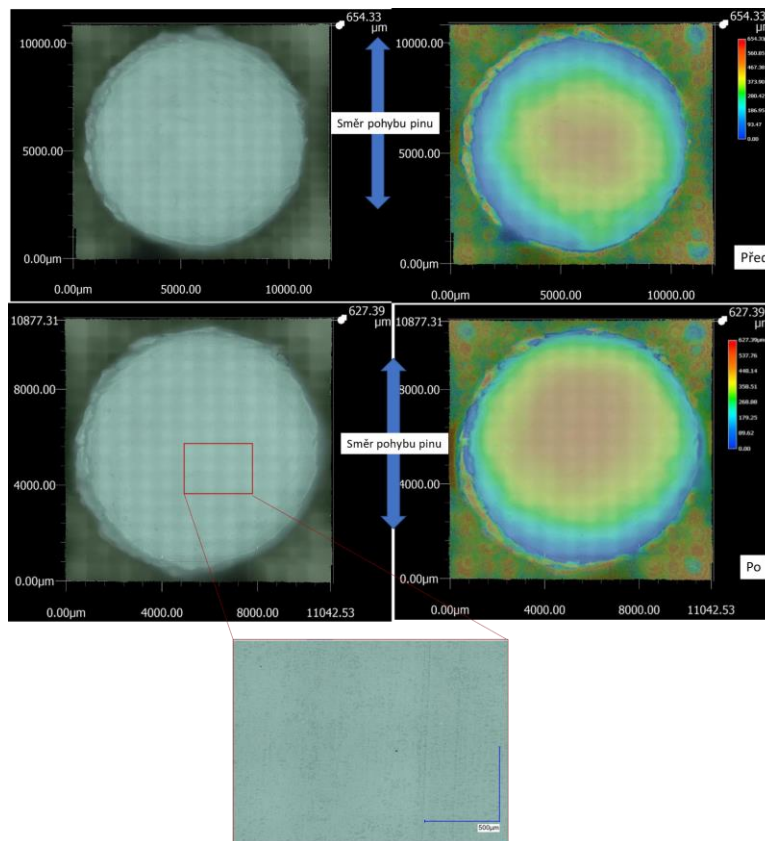
Podíváme-li se na opakované měření při 5 N, tako drastické změny nenajdeme (viz. Obr. 5-17). Pin nebyl na první pohled okem viditelně poškozený, avšak při důkladnějším prozkoumání bylo možné pozorovat na zarovnané části, jež představovalo kontaktní oblast, opotřebení. Na 3D skenu se pin ukázal více zploštělý a taktéž byl v místě dotyku s materiálem mírně poškozen formou drobných oděrek formující linie ve směru pohybu. V porovnání s předchozím měřením, byl výrazně méně opotřeбенý, avšak o něco méně nebo srovnatelně poškozený než u testů se zatížením 2 N.



Obr. 5-15 Scan opotřebení při dlouhých testech a zatížení 2 N na Ti6Al4V + DLC



Obr. 5-16 Scan opotřebení při dlouhých testech a zatížení 5 N na Ti6Al4V + DLC. První test



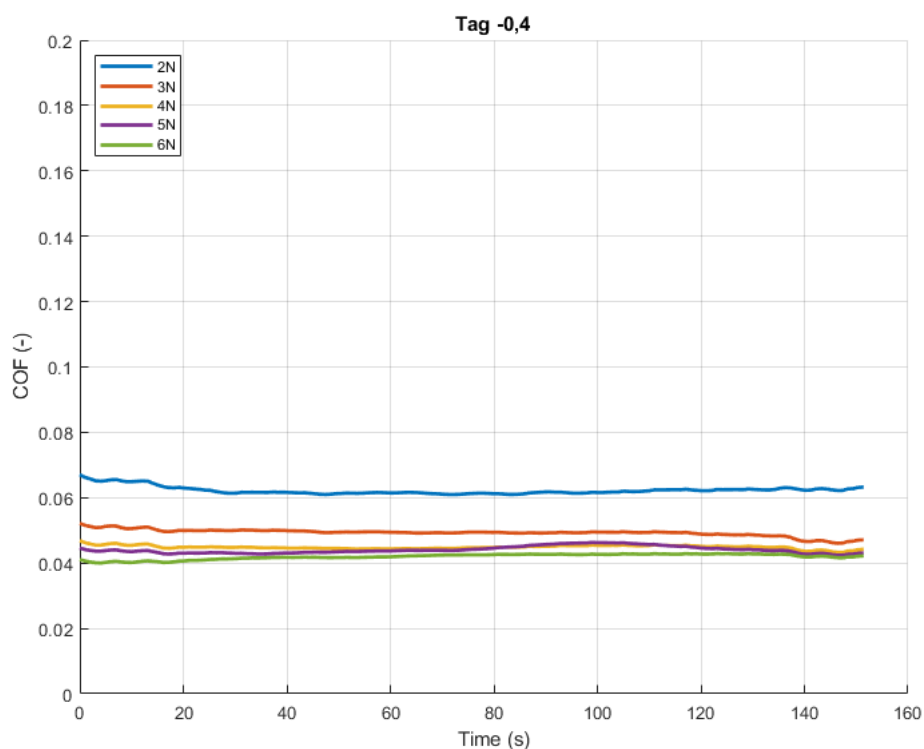
Obr. 5-17 Scan opotřebení při dlouhých testech a zatížení 5 N na Ti6Al4V + DLC. Opakovaný test

5.4 Druhá fáze přechod – přítlaková síla

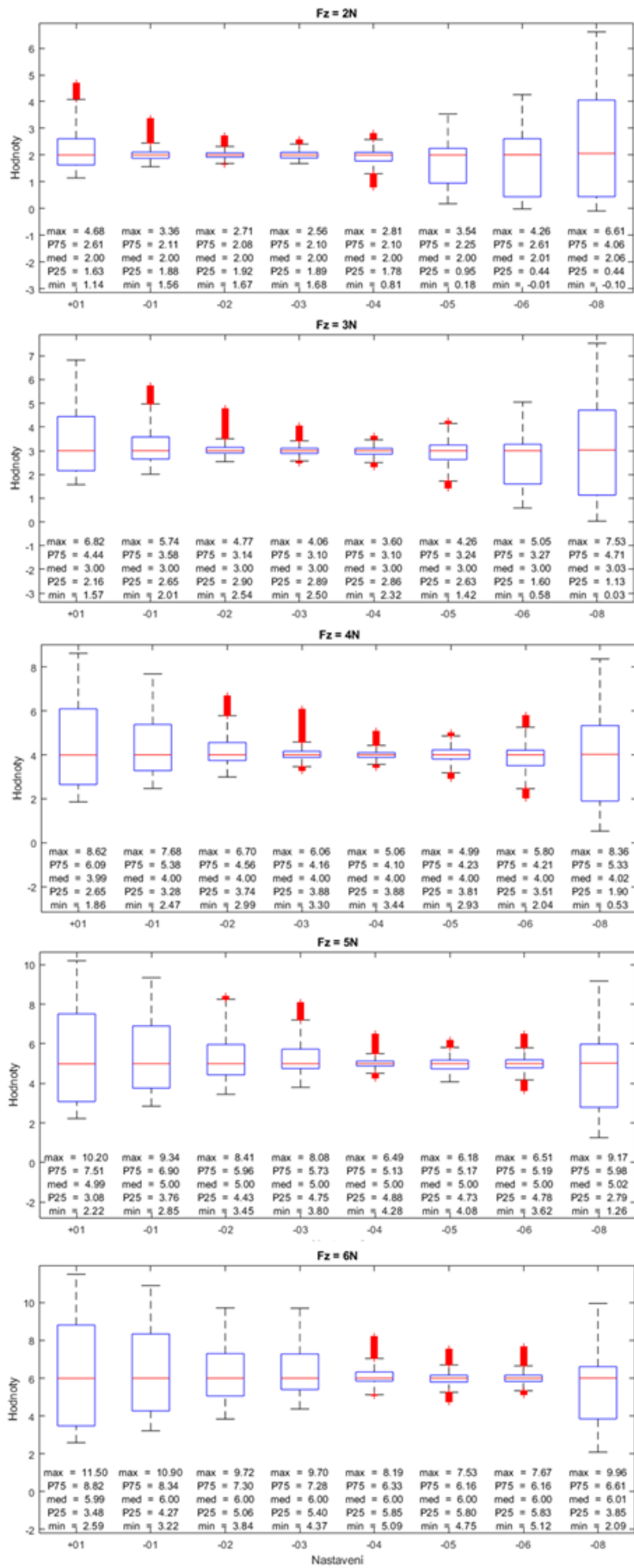
Tyto testy byly provedeny na modelu kombinující PVA hydrogel a PEEK v kontaktu s hovězí chrupavkou. V rámci tohoto modelu se jako optimální ukázalo zapuštění PEEK materiálu do hydrogelu o hloubce $-0,4$ mm, což dokládá Tab. 5-4 se součtem mezikvartilových rozpětí napříč různými zatíženími. Zvýšení či snížení této hloubky vedlo k větším odchylkám odezvy přítlakové síly od požadované hodnoty při všech zatíženích, jak je patrné z grafů v Obr. 5-19. V závislosti na tomto výsledku je zde znázorněný i součinitel tření pro zapuštění $-0,4$ mm pro všechny zatížení (viz. Obr. 5-18). Nejnižšího součinitele tření bylo dosaženo při nejvyšším zatížení 6 N. S nestabilitou přítlačné síly (kdy například nedocházelo ke kontaktu materiálů) byly naměřené data pro součinitel tření nepoužitelná.

Tab. 5-4 Tabulka sumy mezikvartilového rozpětí pro 2-6 N

ZATÍŽENÍ	+0,1	-0,1	-0,2	-0,3	-0,4	-0,5	-0,6	-0,8
Σ Mezikvartilové rozpětí (P75-P25)	16,47	10,47	4,99	3,57	1,51	3,13	5,28	16,58



Obr. 5-18 Průběh součinitel tření po filtrování a zprůměrování během zapuštěné náhrady o $-0,4$ mm



Obr. 5-19 Přechod mezi PVA hydrogelem a PEEK náhradou oproti chrupavce

6 DISKUZE

6.1 Nejistoty měření

Experimentální měření, kromě zjednodušení samotného zkoumaného problému, přinášejí řadu dalších nejistot. Jednou z hlavních jsou variability biologického materiálu, které nemůžeme plně ovlivnit. Kosti, z nichž pocházejí vzorky chrupavek, byly získány od velkoobchodního dodavatele, jehož způsoby skladování a manipulace nejsou vždy konzistentní. Rovněž piny se vyrábí ručně na našem ústavu a je zde prostor pro neúplné vyhodnocení použitelnosti pinů; i když nepovedené piny nejsou do testů zařazeny, ne vždy lze ideálně upevnit každý použitelný pin, což ovlivňuje kvalitu a opakovatelnost dat. Volba konkrétního pinu a jeho přesné ustavení v upínacím držáku je proto klíčové pro zajištění opakování výsledků.

Během samotného testování dochází i ke změnám ve složení synoviální tekutiny, protože vodní pára může unikat odparem z lázně. Zároveň může docházet k drobným posunům vzorku v upínači při manipulaci.

Lepení hydrogelových plátů na kovové či plastové distanční podložky sice zajišťuje stabilní ustavení materiálu, zároveň však může vnést předpětí či změnit tuhost povrchu vlivem samotného lepícího procesu.

Při skenování vzorků na digitálním mikroskopu Keyence dochází k vysychání chrupavčité vrstvy v důsledku silného nasvícení a délky měření rozsáhlé oblasti. Ustavení vzorku na stole mikroskopu se provádí pomocí plastické hmoty, která sice omezuje vibrace, ale může způsobit mírné naklonění vzorku při druhém měření. To následně zkresluje barevné mapy a ztěžuje porovnávací analýzu. Navíc se vzorek může pootočit kolem své osy, což rovněž může znehodnotit výsledky.

I přes tyto nejistoty bylo možné naměřit součinitel tření pro všechny materiály a základním způsobem vyhodnotit opotřebení na chrupavkách z dlouhých, nebo blokových testů.

6.2 Interpretace výsledků

6.2.1 Součinitel tření při krátkých testech

Součinitel tření byl experimentálně stanoven pro čtyři technické materiály v kontaktu s hydrogelem simulujícím chrupavku. Byly porovnány kontaktní dvojice ponořené do roztoku PBS a synoviální kapaliny.

Během testů v PBS nebyl pozorován zásadní vliv povlaku DLC na titanové slitině Ti6Al4V. Oproti výsledkům bez povlaku se lišil pouze průběh v úvodu měření – u povlakovaného titanu nedošlo k prudkému nárůstu součinitele tření. Podobný průběh popsali také Ranuša a kol. [40], kteří testovali vzorky na optickém skle v přítomnosti synoviální kapaliny. Nepovlakovaný titan vykazoval sice nejlepší smáčivost, která by podle Ranuši [40] měla vést ke snížení tření, to se však ve srovnání s povlakovaným titanem nepotvrdilo.

Při srovnání se smáčivostí jednotlivých materiálů lze konstatovat, že nejvíce smáčivý povrch (Ti6Al4V) nedosáhl nejlepších tribologických výsledků. Nejnižší součinitel tření měl PEEK, jehož smáčivost leží mezi hodnotami CoCrMo a Ti6Al4V s DLC. Lze tedy usoudit, že smáčivost není jediným rozhodujícím faktorem ovlivňujícím tření. Významnou roli hraje i přítomnost proteinů, které zvyšují lubrikační schopnosti a snižují tření.

Při testech s Ti6Al4V (s i bez DLC), PVA hydrogelem a PEEKem v přítomnosti synoviální tekutiny při zatížení 2 N zůstával součinitel tření po většinu času stabilní a vysoce opakovatelný. Ukázalo se, že vyšší drsnost povrchu nemusí nutně vést k vyšším hodnotám tření.

Při srovnání PEEKu a povlakovaného titanu Ti6Al4V + DLC, které měly výrazně vyšší povrchovou drsnost než nepovlakovaný titan či CoCrMo, byly naměřeny nižší hodnoty součinitele tření. Zároveň byla u těchto kombinací pozorována vyšší stabilita měření než u CoCrMo a nepovlakovaného titanu.

Lze se tedy domnívat, že právě vyšší drsnost povrchu mohla přispět k lepší retenci proteinů a tím ke snížení tření. Podobný efekt byl popsán i v případě povrchových struktur, které přispěly ke snížení tření – na tento jev upozorňuje Nečas a kol. [53].

Nižší součinitel tření u titanových materiálů oproti kobaltchromovým potvrdila i studie Kosukegawy a kol. [41]. Z rešerše přitom vyplývalo, že PEEK by měl mít stejný nebo vyšší součinitel tření než CoCrMo [4, 37], ve skutečnosti však výsledky ukázaly opak.

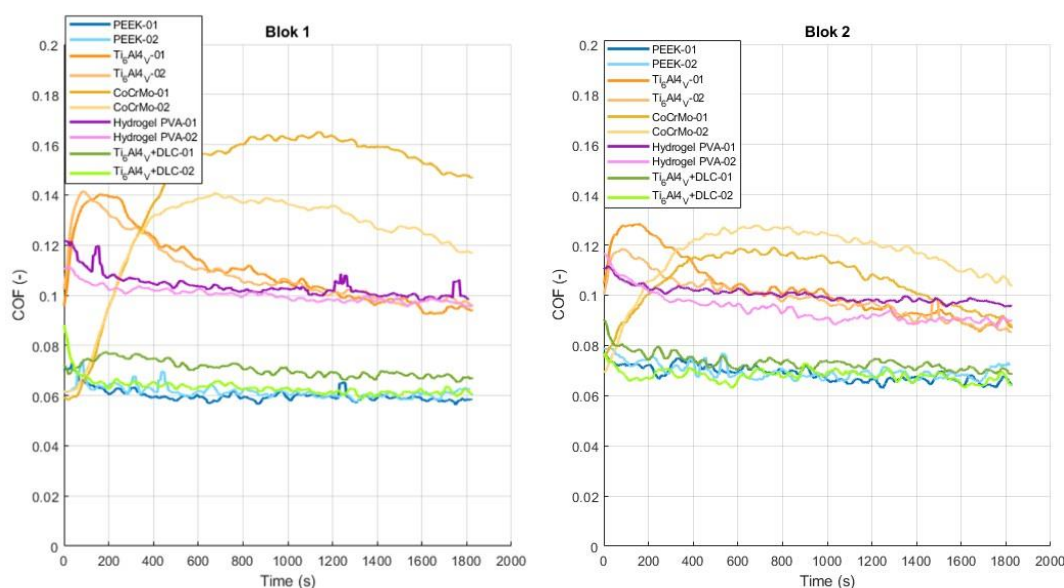
Na těchto hodnotách se mohla podílet vyšší pružnost PEEKu – v kombinaci s vyšší drsností mohlo dojít ke vzniku podmínek vhodných pro ulpívání proteinů, což přispělo ke stabilně nízkému součiniteli tření. Nízká drsnost povrchu u některých vzorků mohla naopak bránit tvorbě stabilního lubrikačního filmu, čímž se vysvětluje nižší opakovatelnost měření a větší rozptyl hodnot.

6.2.2 Blokové testy

Při podrobnějším pohledu na výsledky blokových měření (viz Obr. 6-1) je patrné, že opakovatelnost testů v prvním i druhém bloku neměla zásadní dopad na vývoj součinitele tření, s výjimkou měření s kobaltchromovou slitinou CoCrMo. Mezi jednotlivými měřeními na stejném materiálu uplynulo něco málo přes dvě a půl hodiny testování. U většiny materiálů došlo k poklesu součinitele tření, což lze pravděpodobně přičíst změně kontaktní plochy, konkrétně jejím uhlazením a navázáním proteinů ze synoviální tekutiny.

V případě CoCrMo však výsledky nebyly jednoznačné. V prvním blokovém měření došlo ke snížení součinitele tření, zatímco ve druhém blokovém měření hodnota naopak vzrostla. Měření s tímto materiálem nevykazovala dostatečnou opakovatelnost, a proto nelze vyvodit jednoznačné závěry pro kobaltchromovou slitinu. Přesto lze říci, že chrupavka nebyla makroskopicky výrazně poškozena a měla spíše tendenci s postupem času snižovat součinitel tření. Na některých místech se objevily drobné trhlinky (viz Obr. 5-14), které mohly přispět ke snížení součinitele tření a fungovat jako hydrodynamické kapsy.

Z hlediska opotřebení byly vybrané chrupavkové vzorky sledovány pomocí digitálního mikroskopu po první i druhé sérii blokových měření. Jak ukazují snímky (viz Obr. 5-14), k výraznému makroskopickému poškození nedocházelo. Povrch pinu se však postupně vyrovnával plastickou deformací, čímž se zvětšovala kontaktní plocha. Tento jev byl patrný již po první sérii testování v bloku. Po první sérii se navíc objevily drobné oděrky, především ve směru pohybu pinu. Lze předpokládat, že tyto povrchové nedokonalosti mohly vzniknout také během reverzního pohybu, kdy bylo nutné překonat vyšší statické tření. I když byly tyto špičky ve zpracovaných datech částečně potlačeny, mohly přispět k pozorovanému poškození povrchu chrupavky.



Obr. 6-1 Průběh součinitele tření pro blokové testy

6.2.3 Dlouhé testy

Při těchto testech byla zvolena titanová slitina, která byla také implantována pacientovi na začátku roku 2025 [54]. Dle naměřených dat byla následně vybrána varianta s DLC povlakem, jež dosáhla nižších hodnot součinitele tření při krátkých testech. Test se zatížením stejným jako u krátkých měření (2 N) vykazoval stabilní hodnotu součinitele tření a korespondoval s průměrnou hodnotou z krátkých testů. Součinitel tření pro dlouhé testy činil 0,0710, zatímco pro krátké 0,0723. Lze proto usoudit, že délka třicetiminutových testů je dostatečná pro validaci součinitele tření, pokud jsou zachovány stejné podmínky.

Při zvýšení zatížení na 5 N pak došlo k nesouladu v datech. První měření dosáhlo stejné hodnoty součinitele tření na konci testu, ale nevykazovalo žádný konstantní trend. Oproti tomu opakované měření vykazovalo klesající trend součinitele tření, který následně dosáhl nižších hodnot než při nižším zatížení. Pokud vezmeme v úvahu průběh křivek (viz. Obr. 5-12) a následné porovnání opotřebení (viz Obr. 5-16 a Obr. 5-17), lze předpokládat vyšší důvěryhodnost dat z opakovaného měření, které vedlo k nižšímu součiniteli tření. To koresponduje se zjištěním Zhang X a kolektivu [37], kteří potvrdili snížení součinitele tření při zvýšení zatížení.

Opotřebení u měření s 2 N a u opakovaného měření při 5 N vykazovalo pouze drobné trhlinky v místě kontaktu, které byly makroskopicky nepozorovatelné. Naproti tomu první měření, jež vykazovalo nestabilitu, vedlo k makroskopicky patrnému opotřebení. Příčinou tohoto rozdílu mohl být výběr samotného pinu a nestabilita během měření, kdy součinitel tření byl místy dvojnásobný až trojnásobný oproti druhému měření.

6.2.4 Zapuštění implantátu – přítlaková síla

Z experimentálních měření vyplývá, že optimální zapuštění lokální náhrady do chrupavky s podložní kostí je 0,4 mm. Ortopedické příručky však doporučují zapuštění kolem 0,5 mm [33–35]. Porovnáním této hodnoty se součtem kvartilového rozpětí (viz Tab. 5-4) jsme zjistili, že obdobných výsledků lze dosáhnout již při zapuštění 0,3 mm. Při zapuštění – 0,2 mm či –0,6 mm se hodnoty rovněž pohybují v podobném rozsahu. Na základě těchto dat doporučujeme zapuštění $0,4 \pm 0,2$ mm, což zajišťuje rovnoměrný přechod mezi materiály a stabilní hodnotu přítlakové síly. Toto doporučení však může ovlivnit tělesná stavba pacienta – vyšší tělesná hmotnost zvyšuje tlak vyvíjený na chrupavku (v našem případě hydrogel) a tím může posouvat optimální zapuštění.

Během těchto měření byl nadále sledován součinitel tření stanovený ve fázi 1 na referenční kapalině PBS. Při přejíždění rozhraní docházelo ke špičkám v součiniteli tření, obdobným těm, které se objevují při změně směru pohybu, a to v důsledku nárazu pinu do náhrady nebo vyjetí z kontaktu do prázdné plochy. Za tímto účelem byl vyhodnocen součinitel tření pouze pro zapuštění $-0,4$ mm, kdy byl pin nejvíce v kontaktu a přítlaková síla nejstabilnější. Pro toto, ale i pro ostatní měření (pokud docházelo ke kontaktu), platilo, že se součinitel tření s rostoucím zatížením snižoval, jak je patrné z grafu (viz. Obr. 5-18). Těchto výsledků dosáhl také Zhang a kolektiv [37].

Kvůli nemožnosti fixovat polohu v ose Z na měřicím zařízení Bruker UMT nebylo možné přesně vyhodnotit poškození materiálu. Zařízení umožňuje pouze nastavit přípustnou odchylku přítlakové síly F_z , a při jejím překročení se Z-ové souřadnice pinu výrazně měnily v závislosti na jeho poloze. To vedlo k náhlému zvýšení přítlaku při průjezdu hranicemi mezi materiály a ke ztrátě kontroly nad testem.

Pro lepší pochopení opotřebení by bylo vhodné zajistit fixní Z-ovou polohu pinu, případně měnit pouze hloubku zapuštění, a zaměřit se výhradně na hranové efekty a s nimi spojené skokové změny součinitele tření a opotřebení. Pro takové měření by byl nutný buď zásah do řídicího softwaru měřicího zařízení, nebo použití alternativní metody či jiného zařízení.

6.3 Ověření hypotéz

- H1:**
- a) Za předpokladu stejné povrchové a rozměrové kvality se u materiálu Ti6Al4V neočekává výrazně odlišný součinitel tření než u CoCrMo [40].
 - b) DLC-povlak na Ti6Al4V snižuje jak počáteční, tak konečnou hodnotu součinitele tření oproti nepovlakovanému Ti6Al4V.
 - c) Použitím materiálu s vyšší hydrofobicitou dojde ke snížení součinitele tření [40].

Dle naměřených dat je **H1.a nepotvrzena**. Součinitel tření se lišil na začátku, konci i v průměru mezi titanovou slitinou (povlakovanou i nepovlakovanou) oproti kobaltchromové slitině v synoviální kapalině i PBS. Při vyhodnocení povlaku na titanové slitině pak lze říci, že povlak měl pozitivní vliv na součinitel tření, kdy během celého testu v synoviální kapalině byl součinitel na nižší hodnotě. V případě PBS byl začátek testu pro DLC povlak taktéž nižší, ale ke konci měření se hodnota lišila velmi málo. Na základě těchto měření byla **H1.b potvrzena**. Srovnáme-li materiály dle smáčivosti od nejvíce hydrofilních, dostaneme řadu $\text{Ti6Al4V} < \text{Ti6Al4V} + \text{DLC} < \text{PEEK} < \text{CoCrMo}$ a následně testy s průměrným součinitelem tření v synoviální kapalině: $\text{PEEK} < \text{Ti6Al4V} + \text{DLC} < \text{Ti6Al4V} < \text{CoCrMo}$, což **nepotvrzuje H1.c**. Avšak zaměříme-li se pouze na titan s nebo bez povlaku, tato hypotéza by byla potvrzena.

H2: Opakované testování téhož chrupavkového pinu bez rehydratace vede k postupnému zvýšení průměrné hodnoty součinitele tření a ke zvyšování směrodatné odchylky měření [43]. Při vyšším počtu cyklů na jednom pinu poroste rozdíl součinitele tření mezi jednotlivými výsledky.

Při zhodnocení blokového měření docházelo ve většině případů ke snížení součinitele tření při opakovaném měření na stejném materiálu. Odchylka od průměru všech měření na daném materiálu nevykazovala žádné extrémní odchylky, průběhy ve většině případů se spíše přibližovaly k průměrnému průběhu, nebo zůstaly ve stejné vzdálenosti. Průběhy pro PEEK, jež byl prvním materiálem v bloku, a hydrogel nevykazují žádnou korelaci změny průběhu na pořadí materiálu během blokových testů. Na základě naměřených dat hypotézu **H2 nepotvrzují.**

H3: Podle literatury je ustavení náhrady kritickým parametrem pro životnost implantátu, protože i malé odchylky v její pozici mohou vést k nerovnoměrnému rozložení zatížení, zvýšenému opotřebení protilehlé chrupavky a v konečném důsledku k selhání implantátu [35]. Čím více se bude zvětšovat odchylka od optimální hodnoty zapuštění, tím více bude přítláčná síla vykazovat nestabilitu.

Z naměřených výsledků plyne, že nejstabilnější hodnota je při $-0,4$ mm, a se vzdalováním se od této hodnoty se výrazně zvyšuje nestabilita přítláčné síly. Proto byla hypotéza **H3 potvrzena.**

7 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývá hodnocením tribologických vlastností vybraných náhradových materiálů určených k lokální náhradě kloubní chrupavky. Cílem bylo porovnat chování těchto materiálů při kontaktu se zdravou chrupavkou a určit jejich vhodnost pro implantaci na základě součinitele tření, opotřebení a stability přítláčné síly. Zvláštní pozornost byla věnována i vlivu hloubky zapuštění implantátu, která má přímý dopad na mechanickou interakci se zdravou tkání.

Z experimentální části vyplývá, že materiál PEEK dosahuje nejnižšího součinitele tření a zároveň vykazuje vysokou stabilitu měření, čímž se jeví jako nejvhodnější z testovaných variant. Slitina Ti6Al4V povlakovaná DLC vrstvou rovněž vykazuje výborné výsledky, přičemž výrazně překonává nepovlakovanou variantu. DLC povlak navíc potlačuje zvýšené tření v počáteční fázi testu. Naopak slitina CoCrMo, běžně používaná v totálních endoprotézách, se pro kontakt s měkkými tkáněmi jeví jako méně vhodná kvůli vysoké variabilitě výsledků. Výsledky dále ukázaly, že samotná smáčivost povrchu není dostačujícím prediktorem tribologického chování – důležitou roli hrají i interakce s bílkoviny v synoviální tekutině, pružnost materiálu a struktura povrchu.

Bylo také potvrzeno, že třicetiminutové tribologické testy poskytují srovnatelné výsledky s delšími, sedmihodinovými testy, což potvrzuje jejich vhodnost pro předběžné hodnocení. Ve druhé fázi experimentu bylo identifikováno optimální zapuštění náhrady do hloubky – 0,4 mm, při němž bylo dosaženo nejlepší stability přítláčné síly. Zapuštění mimo optimální hloubku vedlo ke zvýšené variabilitě přítláčné síly a snížení stability kontaktu mezi implantátem a chrupavkou.

Během experimentální části se ukázalo, že povlakování titanové slitiny vrstvou DLC vede k výraznému snížení součinitele tření oproti nepovlakované variantě. Tento efekt se projevil jak v nižších absolutních hodnotách, tak ve větší stabilitě průběhu měření. Naproti tomu základní materiál a jeho smáčivost se neprojevily jako klíčové faktory ovlivňující tribologické vlastnosti ve zkoumaném uspořádání. Opakované použití stejného chrupavkového pinu nemělo negativní vliv na výsledky měření. Naopak ve většině případů došlo ke stabilnějšímu průběhu, což může souviset s adaptací povrchu nebo s vyhlazením kontaktních nerovností během prvního cyklu. Ve druhé fázi měření se potvrdilo, že hloubka zapuštění náhrady hraje zásadní roli pro stabilitu přítláčné síly. Testy byly provedeny v modelové situaci s hydrogelem, který simuloval elastickou odezvu okolní chrupavky. Nejstabilnějšího kontaktu bylo dosaženo při zapuštění do hloubky –0,4 mm. Zapuštění odlišné od této hodnoty vedlo ke zvýšené variabilitě přítláčné síly a méně předvídatelnému chování během testu.

Všechny cíle diplomové práce byly splněny.

Výsledky této práce mají potenciál uplatnění jak ve výzkumné sféře, tak v klinickém prostředí. V úvodu této práce bylo zmíněno, že osteoartróza je jedním z nejrozšířenějších kloubních onemocnění současnosti a její rostoucí výskyt vede k častější indikaci totálních endoprotéz. Ty však představují definitivní a invazivní řešení s omezenou možností reoperace. Vývoj segmentálních (fokálních) náhrad by mohl představovat klíčový mezičlánek, který umožní oddálit totální náhradu kloubu a tím snížit celkový počet operací i zátěž na zdraví pacienta. Výsledky této práce přispívají k lepšímu porozumění interakcím mezi implantátem a chrupavkou a pomáhají při výběru vhodného materiálu pro tento typ náhrady.

Přesto práce naráží na některá omezení. Především jde o nemožnost přesného ustavení Z osy při měřeních s různou hloubkou zapuštění, dále o proměnlivost biologického materiálu během testování (například vysychání chrupavky) a o obtížnost kvantifikace opotřebené povrchu. K variabilitě přispívá také skutečnost, že chrupavkové piny byly odebrány z různých míst kloubních ploch a pocházely z různých jedinců, což mohlo ovlivnit jejich mechanické vlastnosti, jako je tuhost, tloušťka či elasticita.

Do budoucna by bylo vhodné zaměřit se na návrh fokální náhrady s adaptivní hloubkou zapuštění reagující na aktuální zatížení. Další perspektivou je využití 3D tisku pro výrobu individuálně přizpůsobených implantátů, které budou lépe kopírovat anatomii konkrétního pacienta a umožní prorůstání kosti. Významným směrem dalšího výzkumu je rovněž studium hraničních jevů, které vznikají při různých úrovních zapuštění, a to za předpokladu fixní Z-polohy chrupavky jako protikusu. Dále by bylo přínosné věnovat se výzkumu procesů mazání při různých hloubkách zapuštění, a to se zaměřením na formování mazací vrstvy v kontaktu s chrupavkou. Role zapuštění implantátu v chrupavce může významně ovlivnit vznik a stabilitu tohoto lubrikačního filmu, a tím i celkovou interakci s protilehlou chrupavkou. Takový výzkum by mohl přinést cenné poznatky o možných rizicích spojených s nevhodnou fixací implantátu v kloubním prostoru.

Tato práce přispívá nejen k rozšíření vědeckého poznání, ale může sloužit i jako základ pro vývoj implantátů šetrnějších k měkkým tkáním, které prodlouží funkční životnost kloubu nebo oddálí nutnost jeho totální náhrady. Vzhledem k tomu, že současné klinické implantáty často neposkytují dlouhodobě uspokojivé výsledky a revizní zákroky zůstávají běžné, je třeba hledat řešení, která budou účinnější a zároveň méně invazivní. Opakované operace totiž představují nejen fyzickou a psychickou zátěž pro pacienta, ale i výraznou finanční náročnost pro zdravotnický systém. Výzkum nových materiálů a způsobů jejich integrace, jaký je prezentován v této práci, může přispět ke zvýšení úspěšnosti léčby a zároveň ke snížení počtu reoperací i souvisejících nákladů.

8 VÝSLEDEK VÝZKUMU PODLE RIV

Výsledky dosažené v této práci rozšiřují poznání v oblasti tribologického chování materiálů určených pro fokální náhrady kloubní chrupavky. Výzkum se zaměřil na vliv typu materiálu a hloubky zapuštění na součinitel tření v kontaktu s kloubní chrupavkou a její modelovou náhradou. Za účelem publikace výsledků vznikl manuskript pro odborný článek.

Název článku: Effect of Material Type and Implant Depth on Friction in Cartilage and Cartilage-Mimicking Conditions

Autoři: M. Nosek, M. Vrbka, I. Křupka, M. Hartl

Abstrakt:

This paper presents an experimental evaluation of tribological properties of materials intended for focal hip cartilage replacement. The study assessed the coefficient of friction, wear, and contact force stability using a cartilage-mimicking PVA hydrogel in a pin-on-plate setup on the Bruker UMT Tribolab. Four materials (PEEK, Ti6Al4V, Ti6Al4V+DLC, and CoCrMo) were tested in two phases—material comparison and evaluation of implant depth.

Experiments were conducted under short, long, and block test conditions in PBS and synovial fluid. PEEK exhibited the lowest friction and highest stability. The DLC coating on Ti6Al4V significantly reduced friction, while surface wettability did not correlate directly with tribological performance. The optimal implant depth was found to be -0.4 ± 0.2 mm.

The results support the development of less invasive segmental implants that may delay total hip replacement and reduce surgical risks and healthcare costs.

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] Health at a Glance 2021 OECD INDICATORS [online]. 2021 [vid. 2022-04-07]. Dostupné z: doi:10.1787/ae3016b9-en
- [2] *Health at a Glance: Europe 2024* [online]. B.m.: OECD, 2024. Dostupné z: doi:10.1787/b3704e14-en
- [3] ČIHÁK RADOMÍR. *Anatomie I Druhé, upravené a doplněné vydání*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001.
- [4] ELKINGTON, Robert J, Richard M HALL, Andrew R BEADLING, Hemant PANDIT a Michael G BRYANT. Highly lubricious SPMK-g-PEEK implant surfaces to facilitate rehydration of articular cartilage [online]. 2023 [vid. 2025-05-15]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2023.106084
- [5] *Hip Anatomy - Dr Peter Walker* [online]. [vid. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://drpeterwalker.com.au/hip-anatomy/>
- [6] DAMEN, Alicia. *Biotribology of cartilage resurfacing implants*. 2022. ISBN 9789038655567.
- [7] ŠTOURAČOVÁ ALENA. *Moznosti_zobrazeni_artikularni_chrupavky* [online]. Brno, 2011 [vid. 2025-05-23]. Disertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy University. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/ewxrg/Moznosti_zobrazeni_artikularni_chrupavky.pdf
- [8] BENNIKE, Tue, Ugur AYTURK, Carla M. HASLAUER, John W. FROEHLICH, Benedikt L. PROFFEN, Omar BARNABY, Svend BIRKELUND, Martha M. MURRAY, Matthew L. WARMAN, Allan STENSALLE a Hanno STEEN. A normative study of the synovial fluid proteome from healthy porcine knee joints. *Journal of Proteome Research* [online]. 2014, **13**(10), 4377–4387 [vid. 2025-05-09]. ISSN 15353907. Dostupné z: doi:10.1021/PR500587X,
- [9] HUI, Alexander Y., William J. MCCARTY, Koichi MASUDA, Gary S. FIRESTEIN a Robert L. SAH. A systems biology approach to synovial joint lubrication in health, injury, and disease. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine* [online]. 2012, **4**(1), 15–37 [vid. 2025-05-09]. ISSN 19395094. Dostupné z: doi:10.1002/WSBM.157,
- [10] GALANDÁKOVÁ, Adéla, Jitka ULRICHOVÁ, Kateřina LANGOVÁ, Adéla HANÁKOVÁ, Martin VRBKA, Martin HARTL a Jiri GALLO. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [online]. 2017, **105**(6), 1422–1431 [vid. 2025-05-09]. ISSN 1552-4981. Dostupné z: doi:10.1002/JBM.B.33663

- [11] WANG, Yuyan, David W. GLUDISH, Kei HAYASHI, Rory J. TODHUNTER, Ursula KROTSCHKE, Philippa J. JOHNSON, Bethany P. CUMMINGS, Jin SU a Heidi L. REESINK. Synovial fluid lubricin increases in spontaneous canine cruciate ligament rupture. *Scientific Reports* 2020 10:1 [online]. 2020, **10**(1), 1–10 [vid. 2025-05-11]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-73270-2
- [12] ELSAID, K. A., B. C. FLEMING, H. L. OKSENDAHL, J. T. MACHAN, P. D. FADALE, M. J. HULSTYN, R. SHALVOY a G. D. JAY. Decreased lubricin concentrations and markers of joint inflammation in the synovial fluid of patients with anterior cruciate ligament injury. *Arthritis and Rheumatism* [online]. 2008, **58**(6), 1707–1715 [vid. 2025-05-09]. ISSN 00043591. Dostupné z: doi:10.1002/ART.23495,
- [13] JAY, Gregory D. a Kimberly A. WALLER. The biology of Lubricin: Near frictionless joint motion. *Matrix Biology* [online]. 2014, **39**, 17–24 [vid. 2025-05-09]. ISSN 15691802. Dostupné z: doi:10.1016/j.matbio.2014.08.008
- [14] HUNTER, David J. a Sita BIERMA-ZEINSTRÁ. Osteoarthritis. *The Lancet* [online]. 2019, **393**(10182), 1745–1759 [vid. 2025-05-18]. ISSN 0140-6736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(19)30417-9
- [15] GENG, Ruizhi, Jiayi LI, Chen YU, Chaoqun ZHANG, Fei CHEN, Jie CHEN, Haonan NI, Jiaxu WANG, Kaiqiang KANG, Ziqi WEI, Yongqing XU a Tao JIN. Knee osteoarthritis: Current status and research progress in treatment (Review). *Experimental and Therapeutic Medicine* [online]. 2023, **26**. ISSN 1792-0981. Dostupné z: doi:10.3892/etm.2023.12180
- [16] ABRAMOFF, Benjamin a Franklin E. CALDERA. Osteoarthritis: Pathology, Diagnosis, and Treatment Options. *Medical Clinics of North America* [online]. 2020, **104**(2), 293–311 [vid. 2025-05-18]. ISSN 0025-7125. Dostupné z: doi:10.1016/J.MCNA.2019.10.007
- [17] SOSNA, ANTONÍN, POKORNÝ, DAVID A JAHODA, David. Endoprotéza kyčelního kloubu: průvodce pacienta ob; rehabilitací a dalším životem [online]. 1999 [vid. 2022-10-18]. Dostupné z: <https://ndk.cz/uuid/uuid:114c9e20-6d2a-11eb-9d4f-005056827e52>
- [18] MARTINEZ-CARRANZA, Nicolas, Kjell HULTENBY, Anne Sofie LAGERSTEDT, Peter SCHUPBACH a Hans E. BERG. Cartilage Health in Knees Treated with Metal Resurfacing Implants or Untreated Focal Cartilage Lesions: A Preclinical Study in Sheep. *Cartilage* [online]. 2019, **10**(1), 120–128 [vid. 2022-10-18]. ISSN 19476043. Dostupné z: doi:10.1177/1947603517720260/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_1947603517720260-FIG2.JPEG

- [19] *ISIS Case study: Extending the life of hip implants* [online]. [vid. 2022-10-18]. Dostupné z: <https://www.isis.stfc.ac.uk/Pages/Case-study-Extending-the-life-of-hip-implants.aspx>
- [20] *Indhold / Ortotech* [online]. [vid. 2022-10-18]. Dostupné z: <https://www.ortotech.com/en/about/16-sider/indhold>
- [21] KAMIS, Shahira Liza, Tan Mean YEE, Hiroki AKASAKA a Naoto OHTAKE. Wear behavior of non-hydrogenated and hydrogenated DLC films under protein lubricated condition. *Jurnal Tribologi*. 2020, **25**, 136–145.
- [22] STEWART, Callum, Behnam AKHAVAN, Steven G. WISE a Marcela M.M. BILEK. *A review of biomimetic surface functionalization for bone-integrating orthopedic implants: Mechanisms, current approaches, and future directions* [online]. B.m.: Elsevier Ltd. prosinec 2019. ISSN 00796425. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmatsci.2019.100588
- [23] HU, Chang Yong a Taek Rim YOON. *Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty* [online]. B.m.: BioMed Central Ltd. prosinec 2018. ISSN 20557124. Dostupné z: doi:10.1186/s40824-018-0144-8
- [24] SAVIN, Liliana, Tudor PINTEALA, Dana Nicoleta MIHAI, Dan MIHAILESCU, Smaranda Stefana MIU, Mihnea Theodor SIRBU, Bogdan VELICEASA, Dragos Cristian POPESCU, Paul Dan SIRBU a Norin FORNA. Updates on Biomaterials Used in Total Hip Arthroplasty (THA). *Polymers* [online]. 2023, **15**(15), 3278 [vid. 2025-05-12]. ISSN 20734360. Dostupné z: doi:10.3390/POLYM15153278
- [25] AMANOV, Auezhan. Advancement of tribological properties of Ti–6Al–4V alloy fabricated by selective laser melting. *Tribology International* [online]. 2021, **155**, 106806 [vid. 2025-05-12]. ISSN 0301-679X. Dostupné z: doi:10.1016/J.TRIBOINT.2020.106806
- [26] VAN DER STOK, Johan, Gerben M. VAN BUUL, Jaroslaw STANCLIK, Joseph M. QUEALLY a Turlough O'DONNELL. Focal articular surface replacement as primary treatment for focal chondral defects of the femoral condyles: A series of 157 cases. *The Knee* [online]. 2022, **34**, 108–117 [vid. 2022-11-21]. ISSN 0968-0160. Dostupné z: doi:10.1016/J.KNEE.2021.11.001
- [27] HENLE, Philipp, Matthias J. FEUCHT a Christian STÄRKE. Focal femoral resurfacing and unicompartmental knee replacement: Between osteotomy and total knee replacement. *Orthopade* [online]. 2021, **50**(5), 387–394 [vid. 2022-12-04]. ISSN 00854530. Dostupné z: doi:10.1007/S00132-021-04105-9/FIGURES/4

- [28] DHOLLANDER, Aad Alfons Maria, Karl Fredrik ALMQVIST, Kris MOENS, Pieter Jan VANDEKERCKHOVE, René VERDONK, Peter VERDONK a Jan VICTOR. The use of a prosthetic inlay resurfacing as a salvage procedure for a failed cartilage repair. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2015, **23**(8), 2208–2212 [vid. 2022-12-04]. ISSN 14337347. Dostupné z: doi:10.1007/S00167-014-2999-0/FIGURES/4
- [29] FUCHS, Andreas, Helge EBERBACH, Kaywan IZADPANAHA, Gerrit BODE, Norbert P. SÜDKAMP a Matthias J. FEUCHT. Focal metallic inlay resurfacing prosthesis for the treatment of localized cartilage defects of the femoral condyles: a systematic review of clinical studies. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2018, **26**(9), 2722–2732 [vid. 2022-12-04]. ISSN 14337347. Dostupné z: doi:10.1007/S00167-017-4714-4/TABLES/4
- [30] ROTH, Klaus Edgar, Simon BETZ, Irene SCHMIDTMANN, Gerrit Steffen MAIER, Hans Reiner LUDWIG, Thomas VOGL, Alf THEISEN, Christoph BROCHHAUSEN, Hermann GÖTZ, Philipp DREES, Jan Dirk ROMPE a Andreas Alois KURTH. Biological responses to individualized small titanium implants for the treatment of focal full-thickness knee cartilage defects in a sheep model. *The Knee* [online]. 2020, **27**(3), 1078–1092 [vid. 2025-05-17]. ISSN 0968-0160. Dostupné z: doi:10.1016/J.KNEE.2020.03.012
- [31] VEIZI, Enejd, Şahan GÜVEN, Ömer Faruk NALDÖVEN, Şahin ÇEPNI, Nurdan ÇAY, Çetin IŞIK a Murat BOZKURT. Low local curvature index and history of previous surgery are risk factors for revision in focal metallic inlay implants. *The Knee* [online]. 2023, **43**, 42–50 [vid. 2025-05-12]. ISSN 0968-0160. Dostupné z: doi:10.1016/J.KNEE.2023.05.003
- [32] EPISURF. *EPISEALER*® *KNEE SURGICAL TECHNIQUE* [online]. 2023 [vid. 2025-05-12]. Dostupné z: <https://www.episurf.com/>
- [33] BECHER, Christoph, Roland HUBER, Hajo THERMANN, Lavinia EZECHIELI, Sven OSTERMEIER, Matthias WELLMANN a Gobert VON SKRBENSKY. Effects of a surface matching articular resurfacing device on tibiofemoral contact pressure: Results from continuous dynamic flexion-extension cycles. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* [online]. 2011, **131**(3), 413–419 [vid. 2025-05-12]. ISSN 09368051. Dostupné z: doi:10.1007/S00402-010-1201-5/FIGURES/4
- [34] CUSTERS, R. J.H., W. J.A. DHERT, M. H.P. VAN RIJEN, A. J. VERBOUT, L. B. CREEMERS a D. B.F. SARIS. Articular damage caused by metal plugs in a rabbit model for treatment of localized cartilage defects. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. 2007, **15**(8), 937–945 [vid. 2025-05-12]. ISSN 1063-4584. Dostupné z: doi:10.1016/J.JOCA.2007.02.007

- [35] 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* [online]. 2013, **21**(5), 739–745 [vid. 2025-05-12]. ISSN 1063-4584. Dostupné z: doi:10.1016/J.JOCA.2013.02.004
- [36] STOTTER, Christoph, Bojana STOJANOVIĆ, Christoph BAUER, Manel RODRÍGUEZ RIPOLL, Friedrich FRANEK, Thomas KLESTIL a Stefan NEHRER. Effects of Loading Conditions on Articular Cartilage in a Metal-on-Cartilage Pairing. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2019, **37**(12), 2531–2539 [vid. 2025-05-15]. ISSN 1554527X. Dostupné z: doi:10.1002/JOR.24426,
- [37] ZHANG, Xinyue, Yi HU, Kai CHEN a Dekun ZHANG. Bio-tribological behavior of articular cartilage based on biological morphology. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine* [online]. 2021, **32**(11), 132 [vid. 2025-05-15]. ISSN 15734838. Dostupné z: doi:10.1007/S10856-021-06566-Y
- [38] CHAN, S.M.T., C.P. NEU, K. KOMVOPOULOS, A.H. REDDI a P.E. DI CESARE. Friction and wear of hemiarthroplasty biomaterials in reciprocating sliding contact with articular cartilage. *Journal of Tribology* [online]. 2011, **133**(4). Dostupné z: doi:10.1115/1.4004760
- [39] LU, Weiping, Wen CUI, Xiaogang ZHANG, Yali ZHANG, Shu YANG, Jian PU, Junyan LI a Zhongmin JIN. Friction and wear behaviors of HXLPE, PEEK and CoCrMo against articular cartilage under cross-shear motion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2022 [vid. 2023-03-21]. ISSN 2041305X. Dostupné z: doi:10.1177/13506501221119017
- [40] RANUŠA, Matúš, Pavel ČÍPEK, Martin VRBKA, David PALOUŠEK, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Tribological behaviour of 3D printed materials for small joint implants: A pilot study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2022, **132**, 105274 [vid. 2022-12-05]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/J.JMBBM.2022.105274
- [41] 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* [online]. 2013, **51**(3), 311–321 [vid. 2022-12-06]. ISSN 10238883. Dostupné z: doi:10.1007/S11249-013-0165-3/FIGURES/7
- [42] DAMEN, A.H.A., M. NICKIEN, K. ITO a C.C. VAN DONKELAAR. The performance of resurfacing implants for focal cartilage defects depends on the degenerative condition of the opposing cartilage. *Clinical Biomechanics* [online]. 2020, **79**. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.105052

- [43] MURAKAMI, T., Y. SAWAE, K. NAKASHIMA a J. FISHER. Tribological Behaviour of Artificial Cartilage in Thin Film Lubrication. *Tribology Series* [online]. 2000, **38**, 317–327 [vid. 2022-12-04]. ISSN 0167-8922. Dostupné z: doi:10.1016/S0167-8922(00)80136-4
- [44] IHNATOUSKI, Mikhail, Jolanta PAUK, Dmitrij KAREV a Boris KAREV. AFM-Based Method for Measurement of Normal and Osteoarthritic Human Articular Cartilage Surface Roughness. *Materials 2020, Vol. 13, Page 2302* [online]. 2020, **13**(10), 2302 [vid. 2023-03-21]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/MA13102302
- [45] SALKELD, S.L., L.P. PATRON, J.C. LIEN, S.D. COOK a D.G. JONES. Biological and functional evaluation of a novel pyrolytic carbon implant for the treatment of focal osteochondral defects in the medial femoral condyle: Assessment in a canine model. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. 2016, **11**(1). Dostupné z: doi:10.1186/s13018-016-0488-5
- [46] TIAN, Y., J. WANG, Z. PENG a X. JIANG. A new approach to numerical characterisation of wear particle surfaces in three-dimensions for wear study. *Wear* [online]. 2012, **282–283**, 59–68. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2012.02.002
- [47] BONYADI, S.Z. a A.C. DUNN. Compositional Dependence of Polyacrylamide Hydrogel Abrasive Wear Resistance. *ACS Applied Polymer Materials* [online]. 2020, **2**(12), 5444–5451. Dostupné z: doi:10.1021/acsapm.0c00769
- [48] VENJAKOB, Arne J., Peter FÖHR, Ferdinand HENKE, Thomas TISCHER, Gunther H. SANDMANN, Fabian BLANKE, Andreas B. IMHOFF, Stefan MILZ, Rainer BURGKART a Stephan VOGT. Influence of Sutures on Cartilage Integrity: Do Meniscus Sutures Harm Cartilage? An Experimental Animal Study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. 2019, **35**(5), 1509–1516 [vid. 2022-12-04]. ISSN 0749-8063. Dostupné z: doi:10.1016/J.ARTHRO.2018.11.040
- [49] 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* [online]. 2020, **21**(1), 1–7 [vid. 2022-12-04]. ISSN 14712474. Dostupné z: doi:10.1186/S12891-020-03292-4/FIGURES/5
- [50] VANLOMMEL, J., R. DE CORTE, J.P. LUYCKX, M. ANDERSON, L. LABEY a J. BELLEMANS. Articulation of Native Cartilage Against Different Femoral Component Materials. Oxidized Zirconium Damages Cartilage Less Than Cobalt-Chrome. *Journal of Arthroplasty* [online]. 2017, **32**(1), 256–262. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2016.06.024

- [51] *Digitální mikroskop VHX-6000 Pokročilé pozorování s uživatelsky přívětivým prostředím* | KEYENCE International Belgium [online]. [vid. 2025-05-10]. Dostupné z: https://www.keyence.eu/ss/products/microscope/vhx-6000/index_cz.jsp
- [52] BALCÁREK, Ondřej. *STUDIUM TŘENÍ A MAZÁNÍ KYČELNÍ KLOUBNÍ NÁHRADY S POVLAKEM* [online]. Brno, 2023 [vid. 2025-05-10]. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=256682
- [53] NEČAS, David, Hatsuhiko USAMI, Tatsuya NIIMI, Yoshinori SAWAE, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Running-in friction of hip joint replacements can be significantly reduced: The effect of surface-textured acetabular cup. *Friction* [online]. 2020, **8**(6), 1137–1152 [vid. 2025-05-22]. ISSN 22237704. Dostupné z: doi:10.1007/S40544-019-0351-X/METRICS
- [54] *Budoucnost ortopedie: V Motole provedli první segmentální náhradu kyčelní hlavice v ČR - Fakultní nemocnice v Motole* [online]. [vid. 2025-05-20]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/tiskove-zpravy/v-motole-prvni-segmentalni-nahrada-kycelni-hlavice-v-cr/>

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

DLC	diamond-like carbon
PEEK	polyetheretherketon
PBS	fosfátový pufovaný solný roztok (Phosphate Buffered Saline)
OECD	Organizace pro hospodářskou spolupráci a rozvoj
PVA	polyvinylalkohol
PRISMA	Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses
CT	Computed Tomography
MRI	magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
HA	kyselina hyaluronová
OA	osteoartróza
TEP	totální kloubní náhrada
CoF	součinitel tření (coefficient of friction)
UHMWPE	Polyethylen s vysokou molekulovou hmotností (Ultra High Molecular Weight Polyethylene)
HXLPE	vysoce zesíťovaný polyetylen (Highly Cross-Linked Polyethylene)
FT	metoda freeze-thaw
Fz	přítlaková síla
Δh	výškový rozdíl mezi povrchem náhrady a chrupavkou (zapuštěný -, nadsazený +)

11 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1-1 Graf znázorňující počet výměn kyčelního kloubu v jednotlivých zemích na 100 000 obyvatel od roku 2013 [1, 2].....	15
Obr. 2-1 PRISMA diagram – schéma postupu systematické rešerše.....	18
Obr. 2-2 Schéma kyčelního kloubu v řezu [5].....	20
Obr. 2-3 Kyčelní endoprotéza [19].....	24
Obr. 2-4 Lokální náhrada od firmy Ortotech [20].....	25
Obr. 2-5 UniCAP a HemiCap[10].....	27
Obr. 2-6 Součinitel tření při různých zatíženích (a: proměnný součinitel tření v čase; b: stabilní součinitel tření) [37].....	30
Obr. 2-7 Průřez prasečí chrupavky se škárou pro vyhodnocení poškození [49].....	32
Obr. 4-1 Schéma první a druhé fáze.....	38
Obr. 4-2 Tribometr Bruker UMT Tribolab.....	39
Obr. 4-3 Vana od Ing. Lukáše Snopka.....	39
Obr. 4-4 Optický profilometr Contour GT-X od firmy Brouker.....	40
Obr. 4-5 Keyence VHX 6000 [51].....	40
Obr. 4-6 Aparatura pro stanovení smáčivosti [52].....	41
Obr. 4-7 Stručný návod na přípravu hydrogelu.....	44
Obr. 4-8 Příprava chrupavkových pinů. 1. zvolené místo odběru, 2. zvětšenina odebrané části, 3. vyražení pinu z chrupavky, 4. uložení chrupavkového pinu do fyziologického roztoku.....	45
Obr. 4-9 Schéma první fáze.....	48
Obr. 4-10 Schéma blokového testu.....	49
Obr. 4-11 Schéma druhé fáze.....	50
Obr. 4-12 Schéma postupu při měření přítlakové síly.....	50
Obr. 4-13 Záznam součinitele tření oranžová – záznam pro kladný směr pohybu recipročního modulu, modrá – záporný směr, fialová – zprůměrované hodnoty; červené rámečky znázorňují vybraná data.....	52
Obr. 4-14 Složená data se znázorněným průměrem.....	52
Obr. 5-1 Zobrazení kontaktního úhlu pro každý materiál.....	54
Obr. 5-2 Boxplot znázorňující smáčivost materiálů.....	54

Obr. 5-3 Graf součinitele tření, krátké testy v PBS.....	55
Obr. 5-4 Boxplot součinitele tření, krátké testy v PBS.....	56
Obr. 5-5 Graf průběhu součinitele tření pro CoCrMo v synoviální kapalině.....	56
Obr. 5-6 Graf průběhu součinitele tření pro PEEK v synoviální kapalině	57
Obr. 5-7 Graf průběhu součinitele tření pro Ti6Al4V v synoviální kapalině	58
Obr. 5-8 Graf průběhu součinitele tření pro Ti6Al4V + DLC v synoviální kapalině	59
Obr. 5-9 Graf průběhu součinitele tření pro PVA hydrogel v synoviální kapalině.....	60
Obr. 5-10 Boxplot porovnání součinitele tření na všech materiálech v synoviální kapalině	61
Obr. 5-11 Graf průběhu průměrných hodnot součinitele tření při krátkých testech v synoviální kapalině.....	61
Obr. 5-12 Graf průběhu součinitele tření pro dlouhé testy (7 hod) v synoviální kapalině na Ti6Al4V + DLC pro 2 N a 5 N (oranžová první měření a žlutá opakované měření).....	62
Obr. 5-13 Boxplot součinitele tření pro dlouhé testy v synoviální kapalině na Ti6Al4V +DLC, 2 N a 5 N (modrá první měření a oranžová opakované měření)	63
Obr. 5-14 Scan poškození při blokových testech	64
Obr. 5-15 Scan opotřebení při dlouhých testech a zatížení 2 N na Ti6Al4V + DLC	65
Obr. 5-16 Scan opotřebení při dlouhých testech a zatížení 5 N na Ti6Al4V + DLC. První test	66
Obr. 5-17 Scan opotřebení při dlouhých testech a zatížení 5 N na Ti6Al4V + DLC. Opakovaný test.....	66
Obr. 5-18 Průběh součinitel tření po filtrování a zprůměrování během zapuštěné náhrady o -0,4 mm	67
Obr. 5-19 Přechod mezi PVA hydrogelem a PEEK náhradou oproti chrupavce	68
Obr. 6-1 Průběh součinitele tření pro blokové testy.....	71

12 SEZNAM TABULEK

Tab. 2-1 Srovnání doporučeného zapuštění náhrady.....	33
Tab. 2-2 Srovnání testů pro součinitel tření	34
Tab. 4-1 Složení synoviálních kapalin	41
Tab. 4-2 Shrnutí podmínek testů	42
Tab. 4-3 Složení synoviální kapaliny pro 1 ml a pro 50 ml [10].....	46
Tab. 4-4 Podmínky experimentů první fáze (Krátký test, Blokovaný test, Dlouhý test)	49
Tab. 4-5 Tabulka parametrů druhé fáze – měření přítlakové síly.....	51
Tab. 5-1 Topologie povrchu	53
Tab. 5-2 Naměřených dat pro smáčivost	54
Tab. 5-3 Tabulka průměrných hodnot součinitele tření pro všechny materiály na konci, začátku a v průběhu testu v synoviální kapalině.....	60
Tab. 5-4 Tabulka sumy mezikvartilového rozpětí pro 2-6 N.....	67

13 SEZNAM PŘÍLOH

1) Příloha A

