



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

MĚŘENÍ TŘENÍ V LIDSKÝCH KLOUBECH

FRICITION MEASURING OF HUMAN JOINTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Radim Šnejdar

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Pavel Čípek

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Radim Šnejdar**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Pavel Čípek**
Akademický rok: 2018/19

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

Měření tření v lidských kloubech

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Onemocnění lidských kloubů způsobují velké bolesti a omezení životního komfortu, což implikuje obecnou snahu vývoj onemocnění zpomalit, nejlépe stabilizovat. V kritické situaci je nutné následně přistoupit k totální endoprotéze, která má však omezenou životnost. Stejně tak jako u každé pohyblivé mechanické části stroje, tak i u živých kloubů je kladen důraz na pohyb s co nejmenším odporem. Aby bylo možné udělat další krok ve výzkumu léčiv, je nezbytně nutné porozumět procesům tření a mazání v živých kloubech a na základě toho postavit nové možnosti vývoje vhodných léčiv.

Typ práce: výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem bakalářské práce je objasnit vliv provozních podmínek na tření kloubní chrupavky. Experimenty budou provedeny na tribometru pin-on-plate, kde bude zkoumán vliv rychlosti, zatížení a rehydratace.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- zmapovat aktuální vědecké studie zabývající se danou problematikou,
- navrhnout parametry experimentů s ohledem na podmínky v lidských kloubech,
- experimentálně popsat vliv jednotlivých parametrů na součinitel smykového tření,
- analyzovat naměřená data a stanovit závislosti mezi součinitelem smykového tření a provozními parametry.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, fotografická dokumentace, digitální data.

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

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2019.pdf

Seznam doporučené literatury:

STACHOWIAK, Gwidon a Andrew W BATCHELOR. Engineering Tribology. 3. Elsevier Science, 2005. DOI: 10.1016/B978-0-7506-7836-0.X5000-7. ISBN 0750678364.

GLEGHORN, Jason P. a Lawrence J. BONASSAR. Lubrication mode analysis of articular cartilage using Stribeck surfaces. Journal of Biomechanics [online]. Elsevier, 2008, 41(9), 1910-1918 [cit. 2018-10-17]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.03.043. ISSN 0021-9290.

MURAKAMI, Teruo, Seido YARIMITSU, Nobuo SAKAI, Kazuhiro NAKASHIMA, Tetsuo YAMAGUCHI a Yoshinori SAWAE. Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural synovial joints. Tribology International [online]. Elsevier, 2017, 113, 306-315 [cit. 2018-10-17]. DOI: 10.1016/j.triboint.2016.12.052. ISSN 0301-679X.

MOORE, Ac a DL BURRIS. New Insights Into Joint Lubrication. Tribology & Lubrication Technology [online]. SOC TRIBOLOGISTS & LUBRICATION ENGINEERS, 2016, 72(5), 26-+ [cit. 2018-10-17]. ISSN 1545-858X.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.

ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.

děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá tribologií reálných kloubů. Cílem práce je objasnění vlivu vybraných provozních podmínek na vývoj součinitele smykového tření. Jedná se zejména o rychlost, zatížení a rehydrataci. Experimentální úlohy budou probíhat na tribometru, který je k dispozici v laboratořích ÚK. V práci je popsán současný stav poznání v oblasti řešené problematiky, dále zařízení a měřicí metody, pomocí kterých budou měřeny a vyhodnocovány datové soubory a v závěru práce jsou výsledky zhodnoceny a stanoveny vyplývající závěry.

KLÍČOVÁ SLOVA

Tření, tribologie, chrupavka, rehydratace

ABSTRACT

This bachelor thesis concerns about the tribology of real joints. The aim of this work is an elucidation of the influence of chosen operating conditions on shear force coefficient. It deals especially about speed, strain and rehydration. The experimental tasks will be realized on tribometer, which is available in laboratories of ÚK. In this work, current state of knowledge in the area of discussed issues are described. Also the device and measured methods which help to measure and evaluate data files. In the last section of this work, the results are evaluated and the following conclusions are established.

KEYWORDS

Friction, tribologie, cartilage, rehydration

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ŠNEJDAR, Radim. *Měření tření v lidských kloubech* [online]. Brno, 2019 [cit. 2019-05-20]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116474>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Pavel Čípek.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval panu Ing. Pavlu Čípkovi za cenné rady a připomínky, které mi pomohly ke zpracování této práce.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

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

.....

Podpis autora

OBSAH

1	ÚVOD	13
	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
2.1	Úvod do tribologie	14
2.1.1	Úvod do biotribologie	14
2.1.2	Umělé klouby	15
2.2	Synoviální kloub	16
2.2.1	Stavba synoviálního kloubu	16
2.2.2	Chrupavka	17
2.2.3	Lubricin	19
2.2.4	Synoviální kapalina	19
2.3	Přehled studií zaměřených na měření tření	20
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	27
3.1	Analýza problému	27
3.2	Cíl práce	28
4	MATERIÁL A METODY	29
4.1	Experimentální zařízení	29
4.2	Metodika odběru vzorků	32
4.3	Volba experimentálních podmínek	33
4.3.1	Validace	33
4.3.2	Podmínky měření	33
4.4	Metodika experimentů	34
4.5	Metodika vyhodnocování dat	35
5	VÝSLEDKY	39
6	DISKUZE	45
7	ZÁVĚR	48
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	49
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	52
10	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	53

1 ÚVOD

Bezbolestný pohyb kloubů je pro lidský život velmi důležitý. Zdravé klouby jsou tak podmínkou pro aktivní a bezstarostný život. Bohužel tak jako i ostatní části lidského těla, mohou být i klouby postiženy různými druhy onemocnění. Tato onemocnění pak způsobují poškození a bolestivost kloubů, což v krajním případě vede k nutnosti operace a výměně přírodního kloubu za kloubní náhradu. Příkladem onemocnění velkých kloubů u člověka je např. chondropatie, osteoartróza, artritida, aj. Všeobecným trendem je navyšující se počet jedinců postižených onemocněním kloubů, což implikuje i zvyšující se počet totálních endoprotéz.

Tak jako každá strojní součást, tak i kloubní náhrada podléhá opotřebení materiálu a částice opotřebení se vyplavují do lidského těla, což může způsobit vážné problémy. Životnost kloubních náhrad se pohybuje ve většině případů od 10 do 20 let a záleží na aktivitě, věku a zdravotním stavu pacienta. Z těchto důvodů nelze vyměňovat opotřebenou kloubní náhradu nespočetněkrát. Obecnou snahou je tedy nutnost operace totální endoprotézy co nejvíce oddálit. K tomuto směru se kloní také dnešní výzkumy v této oblasti, kde se objevuje snaha tato onemocnění stabilizovat, nejlépe vyléčit, což by oddálilo, nebo nejlépe úplně odstranilo nutnost operace.

Přírodní lidský kloub vykazuje pohyb s velmi malým odporem, resp. s velmi malým součinitelem smykového tření, což je i pro strojní praxi velmi zajímavým aspektem. Součinitel smykového tření se pohybuje řádově v tisícinách až deseti tisícinách. Je to jeden z dalších důvodů, proč v této oblasti probíhá poměrně aktivní výzkum. Snahou je porozumět principu mazání, který tak zajišťuje nízký součinitel smykového tření. Na základě porozumění těchto principů by bylo možné vyspecifikovat vhodná léčiva pro stabilizaci, resp. léčbu nemocných kloubů, což by eliminovalo operace totálních endoprotéz a problémy s nimi spjaté.

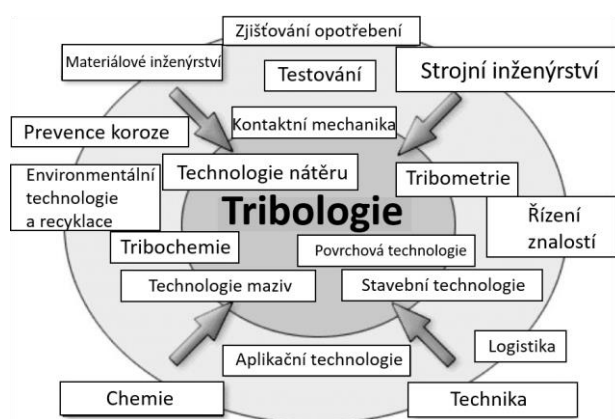
2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Úvod do tribologie

Vědní obor tribologie se zabývá chováním a interakcí mezi dvěma povrchy, tudíž třením a opotřebením mezi povrchy a s tím souvisejícím mazáním. Vzájemný pohyb dvou těles může být různý a ve skutečnosti se uplatňuje dva i více pohybů zároveň [1]. Tribologie je využívána v různých oblastech techniky. V praxi je propojena s problematikou různých oborů a jejich propojení, jako je chemie, fyzika, biologie, viz obr. 2-1. Z tohoto důvodu existuje i oblast biotribologie, atd.

Důležitost tribologie zahrnuje i fakt, že se zabývá lékařskou problematikou zahrnující umělé klouby a zuby, zubní implantáty, kontaktní čočky, umělé končetiny či kardiovaskulární přístroje [2].

Procesy tření mezi povrchy jsou doprovázeny opotřebením a znehodnocováním povrchu. Většinou se zkouška zaměřuje na změnu součinitele smykového tření při určitých podmínkách. Vliv opotřebení souvisí s materiálovými charakteristikami interagujících povrchů, druhem vzájemného pohybu a geometrickým způsobem styku [3].



obr. 2-1 Interakce tribologie s jinými vědními obory [4]

2.1.1 Úvod do biotribologie

Biotribologie je rychle se rozvíjející oblastí tribologie. Zabývá se biologickými systémy, jejich fungováním, vývojem nemocí a možností uplatnění v medicíně i v odvětví technologie [5].

Tribologické principy zde hrají důležitou roli v pochopení fungování kloubů či jejich modelové koncepci. Tribologický výzkum v oblasti živých i neživých kloubů hraje důležitou roli v oblasti jejich onemocnění. Poznatky a závěry získané na základě analýzy tření, opotřebení a mazání v kloubech přispívají k vývoji nových alternativních léčebných přípravků, které mohou vážná onemocnění velkých kloubů u člověka stabilizovat. Objevují se i studie zaměřené výhradně na opotřebení kloubů, což je velmi důležité např. u problematiky kloubních náhrad. Tyto studie jsou však časově náročné a finančně nákladné, tudíž se kombinují s ostatními studii zaměřenými i na tření a mazání kloubů [3].

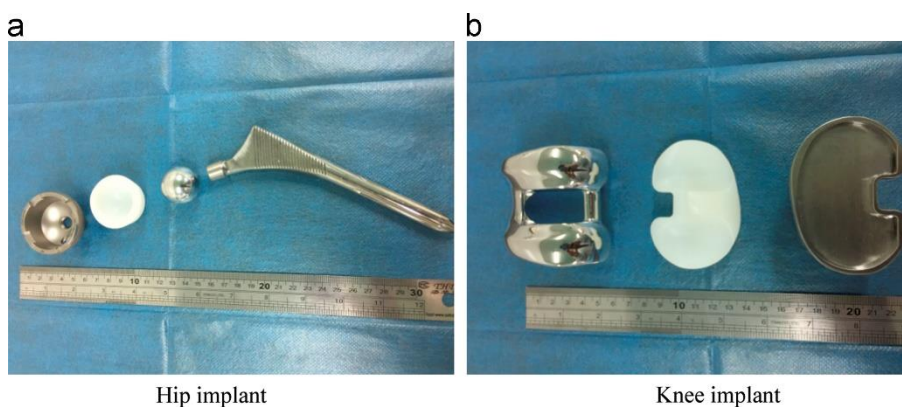
V kloubech existují různé druhy mazání v závislosti na interakci mezi dvěma povrchy. Jejich tribologické vlastnosti se liší a závisí například na typu lubrikantu, jeho tloušťce, či drsnosti povrchů. Rozlišujeme mazání mezní, smíšené, hydrodynamické, atd [6].

2.1.2 Umělé klouby

Umělé klouby jsou jedním z nejúspěšnějších lékařských implantátů používaných v lidském těle. Nejčastěji nahrazované klouby jsou kyčelní, kolenní či ramenní, provádí totiž komplexní pohyb a také přenáší velkou zátěž. Počet implantovaných umělých kloubů postiženým je odhadován na více než 1 milion každý rok [2].

Nejpočetnější skupinu materiálů používanou k výrobě umělých náhrad tvoří kovy a jejich slitiny. Důvodem jsou dobré mechanické vlastnosti, které lze modifikovat podle potřeby a druhu aplikace technologie výroby [1].

Na obrázcích můžeme vidět: (a) umělý kloub kyčelní (b) umělý kloub kolenní



obr. 2-2 Umělý kloub a) kyčelní b) kolenní [2]

2.2 Synoviální kloub

Kloub jako celek funguje jako spojení dvou či více kostí a zároveň slouží k zajištění jejich vzájemného pohybu, jehož rozsah je v různých částech těla jiný. Z tohoto důvodu rozeznáváme klouby:

- pohyblivé (synoviální)
- pevné (vazivové) [7]

Z kinematického hlediska lze pohyb ještě dělit na úhlový a translační [8].

Synoviální klouby mají své charakteristické vlastnosti, a to zejména schopnost únosnosti a přenášení velkého zatížení s velmi malým třením. To umožňuje velmi snadný pohyb, odolnost a dobrou životnost kloubu i v místech většího zatížení jako je kyčel, koleno, či loket [6].

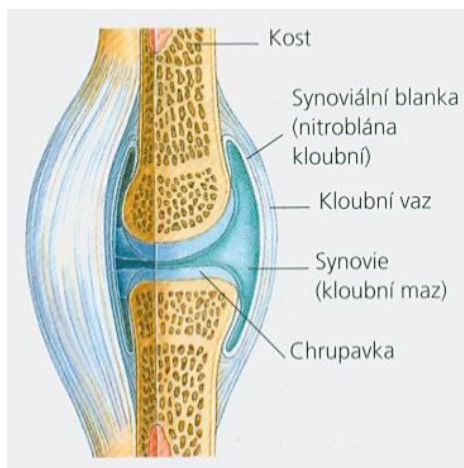
2.2.1 Stavba synoviálního kloubu

Složení synoviálního kloubu je velice komplexní, avšak jeho hlavními složkami jsou:

- hyalinní chrupavka
- synoviální membrána
- vazy
- kloubní pouzdro

Tyto složky spolu tvoří jeho charakteristický tvar a biomechanickou funkci [9].

Chrupavka, jakožto silný elastický materiál, povléká kloubní konce kostí a téměř kopíruje jejich tvar. Navíc pomáhá redukovat jeho namáhání díky nízkému součiniteli tření. Vazy jsou tvořeny svazky vláken, které spojují sousedící kosti a umožňují vytvořit kloubní pouzdro, které slouží jako obal kloubu a je složeno z vnější fibrózní membrány a z vnitřní synoviální membrány. Membrána produkuje mazivo (synoviální kapalinu) bránící jeho oschnutí [8].



obr. 2-3 Stavba kloubu [10]

2.2.2 Chrupavka

Chrupavka je houbovitý materiál v kloubu spojující ne příliš hladké konce kostí tak, aby nedošlo k jejich přímému styku, usnadňuje totiž jejich vzájemný pohyb.

Není rovnoměrně silná, její tloušťka se pohybuje mezi 0,5 - 6 mm, silnější bývá hlavně v centrech kloubních ploch. U menších kloubů (mezičlánkové klouby prstů) bývá chrupavka tlustá přibližně 1 mm, naopak nejtlustší bývá u česky kolenního kloubu, kde má tloušťku 7 – 8 mm. Významná je i absence krevních a mízních cév a nervů [8]. Modul pružnosti chrupavky se pohybuje mezi 2 – 20 MPa.

Rozlišujeme 5 základních typů chrupavky: [13]

- hyalinní - klouby
- fibroelastická - meniskus
- vazivová - spoj kostí a vazů nebo šlach
- elastická - hrtan, průdušnice
- fyseální - růst kostí

Tribologické vlastnosti chrupavky

Její primární funkcí je podpora, rozložení kontaktních sil v kloubu, redukce tření a opotřebení [14]. Nízké tření a opotřebení je přisuzováno smíšenému mazání díky synoviální kapalině, kterou obsahuje, a meznímu mazání od různých buněk [15]. Z biomechanického hlediska je kloubní chrupavka velmi porézní a svým chováním se podobá houbě schopné zadržet velké množství tekutin [8].

Je odolná, pevná a zároveň i pružná. Její dvě základní části jsou buňky (chondrocyty) a extracelulární matrice [13]. Schopnost odezvy chrupavky na tah, tlak a smykové síly závisí právě na kompozici a struktuře extracelulární matrice [16]. Chrupavka je však odolnější na tah než tlak. Tento jev je nazýván jako nelinearita tahu a tlaku [15]. Struktura je také důležitá z hlediska mazání a reakci na zatížení. Typ kolagenu, který je v ní přítomen určuje typ chrupavky a její vlastnosti [17]. Degenerativní choroba nebo osteoartróza vede ke snížení její celistvosti a eventuální destrukci části, či dokonce celé chrupavky [18].

Experimentálně bylo zjištěno, že se intersticiální kapalina v chrupavce značně stlačuje během zatížení, a tím část tohoto zatížení pozitivně redukuje [5].

Zároveň se kapalina dostane i díky porezitě chrupavky na povrch, čímž zajistí mazání a menší součinitel tření. Tento jev je nazýván „fluid load support“ (podpora zatížení kapalinou). Čím větší podporu této kapaliny chrupavka dostane, tím menší bude součinitel smykového tření [15].

Stavba kloubní chrupavky

Chrupavka je obecně popsána jako dvoufázový model proto, že obsahuje pevnou a tekutou fázi. Pevnou fází je již zmíněná extracelulární matrice a chondrocyty. Matrice navíc obsahuje kolagen typu II a je bohatá na proteoglykany [3]. Ty na sebe vážou vodu a s pomocí přítomné kyseliny hyaluronové výrazně zvyšují viskozitu prostředí chrupavky [8].

Kolagen tvoří 10 - 20% chrupavky, proteoglykany 5 - 10% a chondrocyty 2 - 10%. Množství chondrocytů se s věkem snižuje [19].

Tekutá fáze, jakožto intersticiální tekutina, je tvořena vodou (65 - 80%) a malými elektrolyty, a to převážně Na⁺ and Cl⁻ [15].

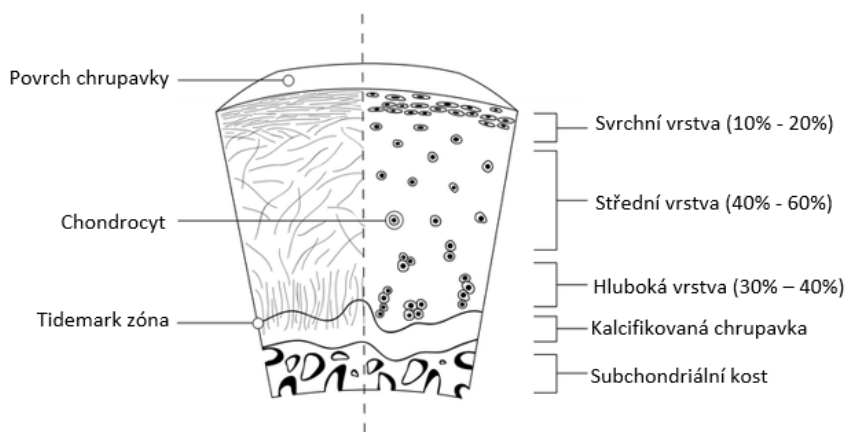
Z většího pohledu je chrupavka dělena na 3 zóny:

- povrchová
- střední (přechodová)
- hluboká (radiální)

Ve svrchní vrstvě tvořící 10-20% chrupavky se nachází kolagen typu II a jeho vlákna jsou rovnoběžná s povrchem chrupavky. Takové uspořádání slouží k odolnosti proti smykovému tření. V této vrstvě se také nachází nejvyšší hustota chondrocytů a s hloubkou klesá. Stejně tak i pórovitost a množství intersticiální kapaliny.

Střední zóna zaujímající 40 - 60% chrupavky obsahuje náhodně spojitá vlákna kolagenu v okolí buněk [19].

Zbýlých 30% zaujímá hlubší část, kde jsou vlákna kolagenu kolmo k povrchu chrupavky. Oproti chondrocytům se množství proteoglykanu s hloubkou zvyšuje, tudíž zde nacházíme jeho nejvyšší hustotu. V této vrstvě se také nachází tzv. tidemark zóna, která odděluje mineralizovanou a nemineralizovanou část hluboké vrstvy. Mineralizovaná část plní především mechanickou funkci [15, 19].



obr. 2-4 Stavba chrupavky [6]

2.2.3 Lubricin

Lubricin je aktivní glykoprotein vylučovaný v synoviálním kloubu. Hraje důležitou roli v udržení celistvosti chrupavky a také snižuje součinitel tření. Ve zdravých kloubech se lubricin nachází v synoviální kapalině a na povrchu chrupavky, kde jí poskytuje mezní vrstvu a buněčnou přilnavost. Z nedávných studií vyplývá, že slouží jako prevence před jejím poškozením ve svrchní části a zároveň chrání přítomné chondrocyty. Dostatečná výživa může být tím pádem u pacientů s jeho deficitem v rámci poškození či artrózy úspěšná [11].

Lubricin plní důležitou funkci nejen v synoviálním kloubu, ale také ve šlachách, a kontroluje růst synoviálních buněk [12].

2.2.4 Synoviální kapalina

Synoviální kapalina má viskózní charakter a nažloutlou barvu. Její složení i množství je velmi proměnlivé. U velkých kloubů, například kolenních, je odhadované množství 2 – 4 ml. Co se týče složení, je tvořena filtrátem plazmy, kyselinou hyaluronovou a buňkami [8]. Její hlavní funkcí je přenos nutričních látek, jako je glukóza a pomoc pohybu kloubu mazáním [13].

Tato kapalina zajišťuje výměnu látek v chrupavce. Může být do chrupavky vtlačena či vytlačena díky submikroskopickým otvorům velikosti asi 6 nm. Prostup synoviální kapaliny do chrupavky je klíčový a její chování je určeno stupněm nasycenosti touto tekutinou. Při deformaci je kapalina vytlačována a roste hustota mezibuněčné hmoty. Naopak při odlehčení proudí zpět do chrupavky, kam je přitahována osmotickými silami proteoglykanů [8].

2.3 Přehled studií zaměřených na měření tření

[14] GLEGHORN, Jason P. a Lawrence J. BONASSAR. Lubrication mode analysis of articular cartilage using Stribeck surfaces. Journal of Biomechanics [online]. Elsevier, 2008, 41(9), 1910-1918 [cit. 2018-10-17]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.03.043. ISSN 0021-9290.

Tato práce se zabývá určením součinitele tření μ pomocí měření normálové a třecí síly. Práce zjišťuje efekt synoviální kapaliny a její vliv na součinitel tření. Dále se také zabývá Stribeckovou plochou s určením hranic přechodu mazacích režimů. Nechybí ani vykreslení variace této plochy při různém uchycení vzorku chrupavky.

Vzorek chrupavky byl vystaven variabilnímu zatížení při různých rychlostech, což vytvářelo smykové tření. Jako mazání bylo použito PBS, koňská synoviální kapalina ESF a hovězí synoviální kapalina BSF. Výsledky jednotlivých závislostí součinitele tření na typu mazání a na rychlosti a zatížení byly vyneseny do grafů a vykresleny v rámci Stribeckovy plochy.

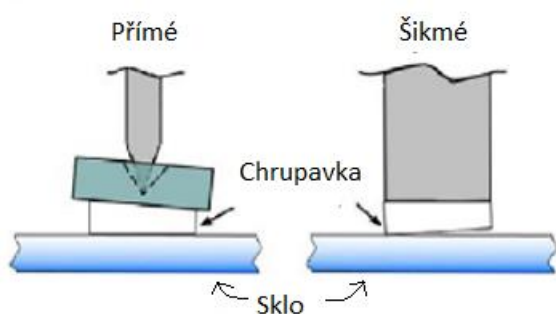
Příprava:

Bylo odebráno několik vzorků hovězí chrupavky o průměru 6 mm z 3 až 10 let starých zvířat. Byly zkontrolovány a zbaveny případných nečistot. Dále byly zmrazeny na $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ na maximálně 3 měsíce před jejich použitím. Před měřením byly rozmrazeny na $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ v roztoku PBS po dobu 1 hodiny.

Experimentální podmínky:

1. Test: $v = 0.33\text{ mm/s}$, zdvih $d = 36\text{ mm}$, $F_n = 10\%, 20\%, 30\%, 40\%$
2. Test: $v = 0.1 - 2\text{ mm/s}$, zdvih $d = 36\text{ mm}$, $F_n = 5\%, 10\%, 20\%, 30\%, 40\%, 50\%$

Zatížení zde není v jednotkách Newton, ale je dáno jako procentuální stlačení tloušťky chrupavky. Testy byly prováděny při různém uchycení vzorku, viz obr. 2-5.

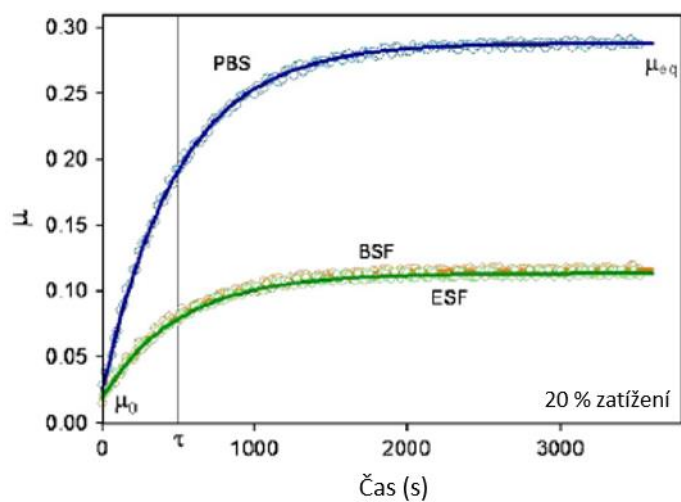


obr. 2-5 Typy uchycení vzorku při experimentu [14]

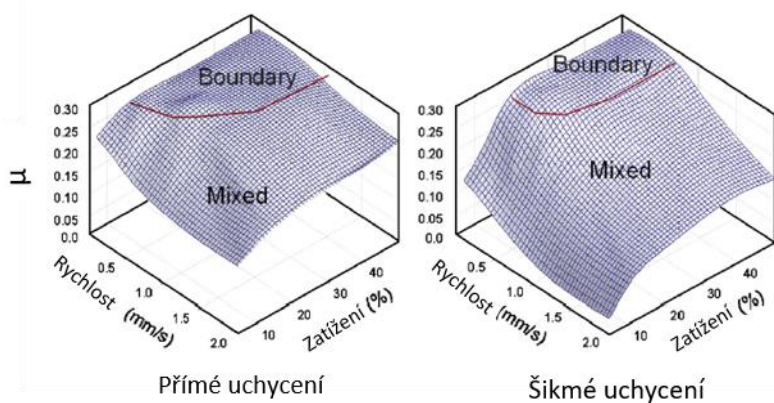
Použité zařízení:

Měření bylo prováděno na tribometru pin-on-plate. Hlavní komponentou tribometru je „custom biaxial load cell“, jenž měří normálovou a třecí sílu. Pro výpočet koeficientu tření μ z naměřených hodnot byl použit skript programu Matlab.

Výsledky:



obr. 2-6 Závislost koeficientu tření na čase s použitím různých roztoků při rychlosti $v = 0,33 \text{ mm/s}$ a zatížení 20% [14]



obr. 2-7 Stribeckova plocha při použití přímého a šikmého uchycení [14]

Zhodnocení:

Jak můžeme vidět, velikost součinitele tření není závislé jen na přitlačné a třecí síle, ale i na použitém lubrikantu. Použití koňské a hovězí synoviální kapaliny vykazuje nižší hodnoty součinitele tření v závislosti na čase než při použití roztoku PBS. Koeficient μ vykazuje hodnotu 0.0147 ± 0.006 na začátku měření a s časem se ustálí na 0.2817 ± 0.011 , viz obr. 2-6.

Jak můžeme vidět na obr. 2-7, čím větší je přitlačná síla, tím větší je μ . Avšak při větším zatížení již není nárůst μ tak výrazný. Větší rychlost neměla negativní vliv na součinitel μ . Co se týče šikmého způsobu uchycení, dosáhneme sice kratší přítomnosti mezního mazání, avšak menšího součinitele tření.

I když je μ pouze poměr přitlačné a třecí síly, závisí na použitém materiálu, operativních podmínkách, vlastností povrchu, přitlačné síle a geometrii styčné plochy.

[5] **MOORE, Ac a DL BURRIS.** New Insights Into Joint Lubrication. Tribology & Lubrication Technology [online]. SOC TRIBOLOGISTS & LUBRICATION ENGINEERS, 2016, 72(5), 26-+ [cit. 2018-10-17]. ISSN 1545-858X

Tato studie se zaměřuje na pochopení mazání kloubní chrupavky a vlivu rehydratace.

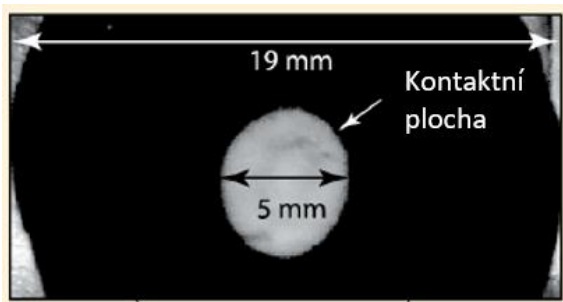
Teorie ukazuje, že úbytek intersticiální kapaliny při zatížení chrupavky zvyšuje normálové napětí, snižuje tlak a zvyšuje tření. Při sezení či stání, kdy je chrupavka bez zátěže, dochází ke ztenčení kloubní mezery. Naopak při určité aktivitě se mezera rozšíří, zhoustne, a tím dojde k obnovení mazacího filmu. Tento fenomén vede k dlouhodobému udržení funkčnosti a zdraví kloubu.

Při experimentu byla rehydratace zajištěna tak, že byl vzorek po dobu 5 minut bez zátěže.

Příprava:

Byly odebrány vzorky o průměru 19 mm, 12 mm a 6 mm z hovězí stehenní kosti a uloženy v roztoku PBS. Po více než hodině byly použity rovnou k měření. Byla však použita i část vzorků předem uchovaných v lednici při 4 °C po dobu maximálně 4 dny. Změny tribologických vlastností takto uchovaných vzorků se ukázaly jako zanedbatelné.

Je však zajímavé dodat, že styčná plocha chrupavky se sklem nemá stejný průměr jako plocha vzorku. V realitě je styčná plocha mnohem menší, což je dáno klasickým zakřivením chrupavky. Například u vzorku průměru 19 mm je reálná styčná plocha pouze 5 mm.



obr. 2-8 Snímek styčné plochy chrupavky a skla

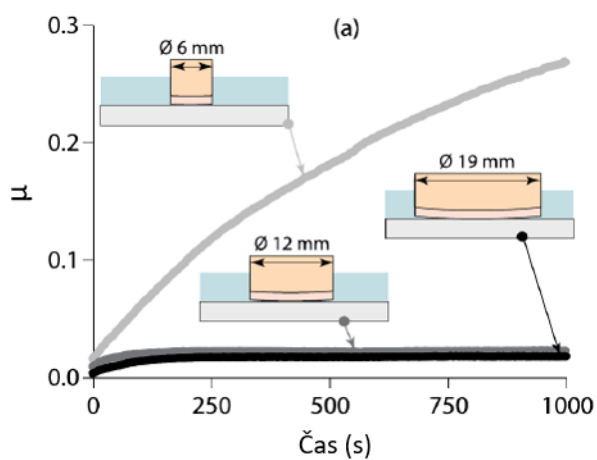
Experimentální podmínky:

Vzorky byly vystaveny zatížení 5 N po dráze 20 mm a rychlosti 60 mm/s po dobu 2 minut. Poté i rychlostí 10 mm/s za stejných podmínek.

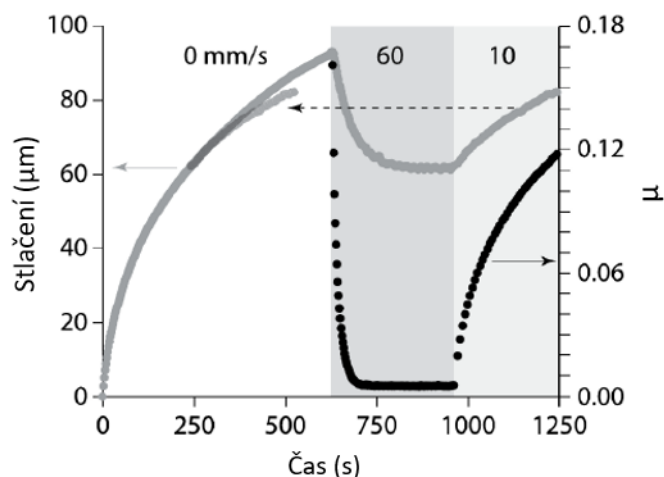
Použité zařízení:

Pro pozorování změn a chování vzorků bylo použito zařízení typu pin-on-plate. Zařízení sestává z translační části, která umožňuje relativní pohyb skla po chrupavce a zátěžového systému umožňujícího kontakt skla s chrupavkou a měření zatížení.

Výsledky:



obr. 2-9 Závislost koeficientu tření na čase s použitím různých průměrů vzorku



obr. 2-10 Závislost koeficientu tření na čase s využitím rehydratace

Zhodnocení:

Jak můžeme vidět na obr. 2-9, u vzorku průměru 19 mm začíná součinitel tření na hodnotě 0,01 a postupně se ustálí na 0,02. U průměru 12 mm nenajdeme výraznější rozdíl, avšak u vzorku o průměru 6 mm vidíme jeho velký nárůst na hodnotu 0,28. Tyto výsledky ukazují, že zmenšení styčné plochy způsobuje úbytek mazání z důvodu menšího množství intersticiální kapaliny.

Při rychlosti 60 mm/s pozorujeme vysoký součinitel tření o ustálené hodnotě 0,16. Po snížení rychlosti na 10 mm/s je již koeficient o něco nižší (obr. 2-10). Mazání vyvolané intersticiální kapalinou je tedy velmi závislé na rychlosti.

Při realizaci rehydratace můžeme vidět, že koeficient tření se během této doby výrazně sníží téměř na nulovou hodnotu a po zatížení znovu vykazuje podobné chování jako předtím (obr. 2-10). Chrupavka v místě styku tedy potřebuje určitý čas pro nasáknutí intersticiální kapaliny. Studie tedy dokazuje schopnost rehydratace chrupavky.

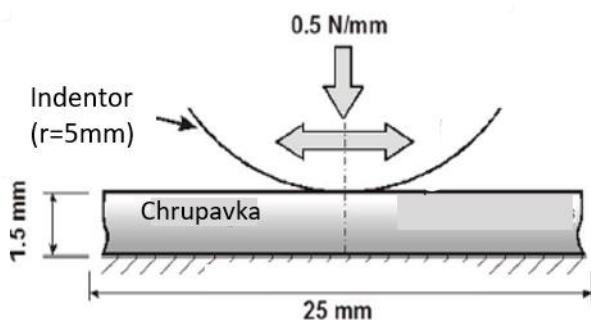
[6] MURAKAMI, Teruo, Seido YARIMITSU, Nobuo SAKAI, Kazuhiro NAKASHIMA, Tetsuo YAMAGUCHI a Yoshinori SAWAE. Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural synovial joints. Tribology International [online]. Elsevier, 2017, 113, 306-315 [cit. 2018-10-17]. DOI: 10.1016/j.triboint.2016.12.052. ISSN 0301-679X.

V této studii je prováděn experimentální výzkum kloubní chrupavky pro objasnění mazacího mechanismu. Zároveň je diskutován vliv stacionárního a měnícího se kontaktu. Měření probíhá zejména při nízké rychlosti, aby nedošlo k velkému vlivu hydrodynamického mazání.

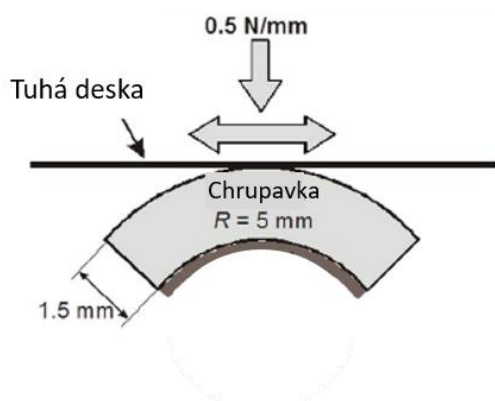
Zdravá chrupavka si dokáže udělat tenkou vrstvu lubrikantu s kluznou rychlostí od 25,4 mm/s do 76,2 mm/s. Nezdravá pórovitá, propustná a málo tuhá chrupavka si ji nedokáže zachovat. Koeficient tření μ_{eq} pro kontakt mezi indentorem a chrupavkou byl uveden na hodnotu 0,2.

Experiment 1:

Princip experimentu spočívá ve vyšetření dvoufázového chování pro 2 typy modelů. U prvního se zatěžující kontakt mezi tuhým indentorem o poloměru 5 mm a vzorkem mění (obr. 2-11), u druhého však zůstává kontakt nehybný (obr. 2-12).



obr. 2-11 Měnicí se kontakt

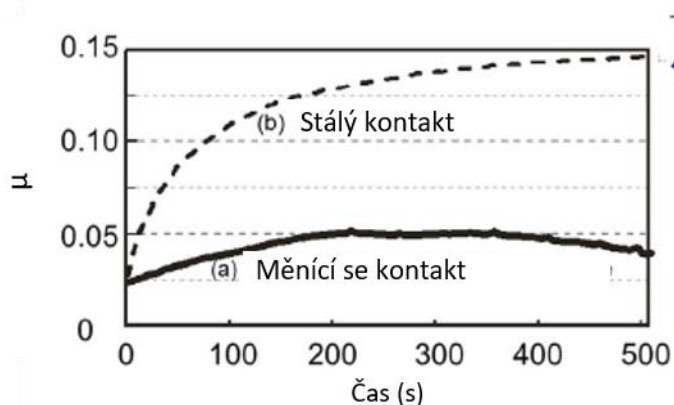


obr. 2-12 Stálý kontakt

Experimentální podmínky:

Rychlost posuvu 4 mm/s po dráze 8 mm s konstantním zatížením 0,5 N/mm po dobu 508 s.

Výsledky:



obr. 2-13 Třecí chování chrupavky v obou typech modelů

Zhodnocení:

Koeficient tření byl vypočten jako podíl třecí a normálové síly, jelikož:

$$F_T = \mu F_a$$
$$\mu = F_T / F_a \quad (1)$$

kde μ je součinitel smykového tření (bez jednotky), F_T je třecí síla udávaná v N, F_a je normálová síla udávaná v N.

Při zachování stejného kontaktu je podpora intersticiální kapaliny pouze 27%, což znamená, že tuhá fáze podporuje 73% a součinitel tření je tedy odhadován na $0,2 \times 0,73 = 0,146$. Oproti tomu při měnícím se kontaktu je podpora tekutiny 83%, což znamená menší tření a podporu tuhé fáze 17%. Koeficient tření je tedy odhadován na $0,2 \times 0,17 = 0,034$, viz obr. 2-11.

Studie tedy došla k závěru, že při měnícím se kontaktu se zachovává podpora intersticiální kapaliny, která je schopna redukovat tření. Při zátěži stejného místa vykazuje μ nižších hodnot.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Jak již bylo popsáno v rešeršní části, biotribologie je důležitým oborem zabývajícím se také tribologickými principy, které řeší stavbu a fungování živých i umělých kloubů. Do této části oboru spadá analýza tření, opotřebení a mazání kloubů. Jejich výsledky jsou v oblasti výzkumu velice důležité, jelikož pomáhají k pochopení principů tření a mazání v živých kloubech a následně i ke zdokonalení či vývoji nových alternativních léčebných prostředků, které umožní oddálení či eliminaci nutnosti totálních endoprotéz. Nejdůležitějším aspektem živých kloubů je kloubní chrupavka, která umožňuje přenos velkého zatížení a pohybu s velmi malým třením. Chrupavka tedy disponuje výbornými tribologickými vlastnostmi a je v hledáčku zájmů vědeckých studií. Studie jsou nejčastěji zaměřeny na sledování změn smykového součinitele tření za různých podmínek, kdy může být zkoumán například vliv zatížení, mazacích režimů či rehydratace.

Ve studii [14] bylo zjištěno, že součinitel μ narůstal se zvětšujícím se zatížením, naopak zvyšující rychlost naznačuje vliv opačný. Nicméně hodnoty μ se liší i při různém typu uchycení vzorku chrupavky. Je zde tedy pozorován nejen vliv zatížení, ale i vliv geometrie styčné plochy. Ve studii [5] vyšel najevo vliv velikosti průměru vzorku chrupavky, kdy byl při použití průměru 6 mm naměřen mnohem vyšší součinitel μ než při průměrech 12 mm či 19 mm. Ukazuje se tedy, že zmenšení průměru vzorku, kdy je kontaktní oblast srovnatelná s průměrem vzorku, způsobuje změnu geometrie kontaktu, což vede k úbytku intersticiální kapaliny, která tento součinitel tření redukuje. Závěrem tedy je, že pokud je kontaktní oblast srovnatelně velká s průměrem vzorku, dojde k řádovému nárůstu součinitele smykového tření. Oproti studii [14] zde byl ukázán vliv rychlosti, kdy byly naměřeny nižší hodnoty součinitele μ při zmenšení kluzné rychlosti. Byla zde také dokázána schopnost rehydratace chrupavky, kdy při krátkém „odpočinku“ od zatížení dokáže chrupavka nasáknout intersticiální (synoviální) kapalinu, kterou následně postupně uvolňuje do kontaktu, což způsobuje obnovení nízkého součinitele smykového tření po každé rehydrataci chrupavky. Tento fenomén také snižuje μ . Ve studii [6] je ukázán vliv kontaktu styčné plochy. Při zátěži, a zároveň při zachování stejného kontaktního místa, dochází ke zvětšení μ . Avšak pokud se styčná plocha mění, vykazuje μ nižší hodnoty (díky podpoře synoviální kapaliny).

3.2 Cíl práce

Z uvedené rešerše vyplývá, že problematika tření a mazání živých kloubů je nyní často diskutované téma, které přispívá k pokroku v oblasti léčby onemocněním poškozených kloubů. Na pracovišti ÚK bylo pro tento účel sestaveno nové zařízení, které však zatím nebylo nijak ověřeno ani testováno. Je nutné nové zařízení verifikovat s ohledem na ostatní publikované práce a ověřit tak jeho funkčnost. Hlavním cílem práce je tedy objasnit vliv provozních podmínek na tření kloubní chrupavky. Práce je zaměřena na srovnání vlivu kluzné rychlosti, zatížení a rehydratace. Ke splnění hlavního cíle je tedy nutné splnit následující cíle dílčí:

- Zmapovat aktuální vědecké studie zabývající se danou problematikou
- Navrhnout parametry experimentů s ohledem na podmínky v lidských kloubech
- Provést verifikaci měřící metody
- Provést sadu experimentů zaměřených na vliv rychlosti, zatížení a rehydratace
- Analyzovat naměřená data a stanovit požadované závislosti mezi součinitelem smykového tření a provozními parametry
- Popsat vliv jednotlivých parametrů na součinitel smykového tření

4 MATERIÁL A METODY

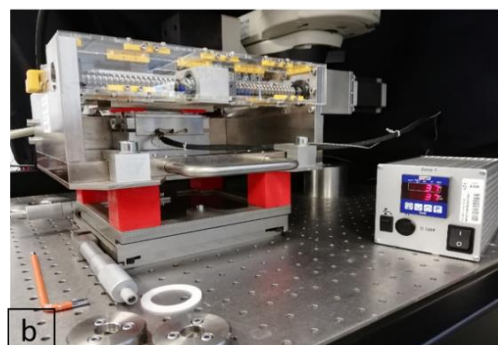
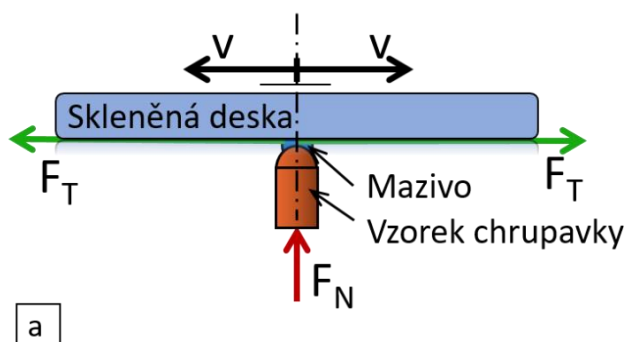
4.1 Experimentální zařízení

Všechna měření budou realizována na recipročním tribometru typu pin-on-plate, který byl navržen a sestaven na ÚK. Tribometr byl navržen pro účely vizualizace kontaktní oblasti se souběžným měřením třecích sil v kontaktu. Tato práce je však zaměřena pouze na jednu část, a to na měření třecích sil v kontaktu modelu synoviálního kloubu, resp. kontaktu vzorku chrupavky a skleněné desky. Tribometr umožňuje následující provozní podmínky:

Regulovatelné veličiny	Rozsah	Jednotky
Reciproční pohyb	Amplituda	1–25
	Celková dráha	2–50
	Rychlost	1–50
	Zrychlení	10–150
Zatížení	0,1–30	N
Třecí síly	0,01–10	N
Vyhřívání mazací lázně	0–150	°C
Objem maziva	22	ml

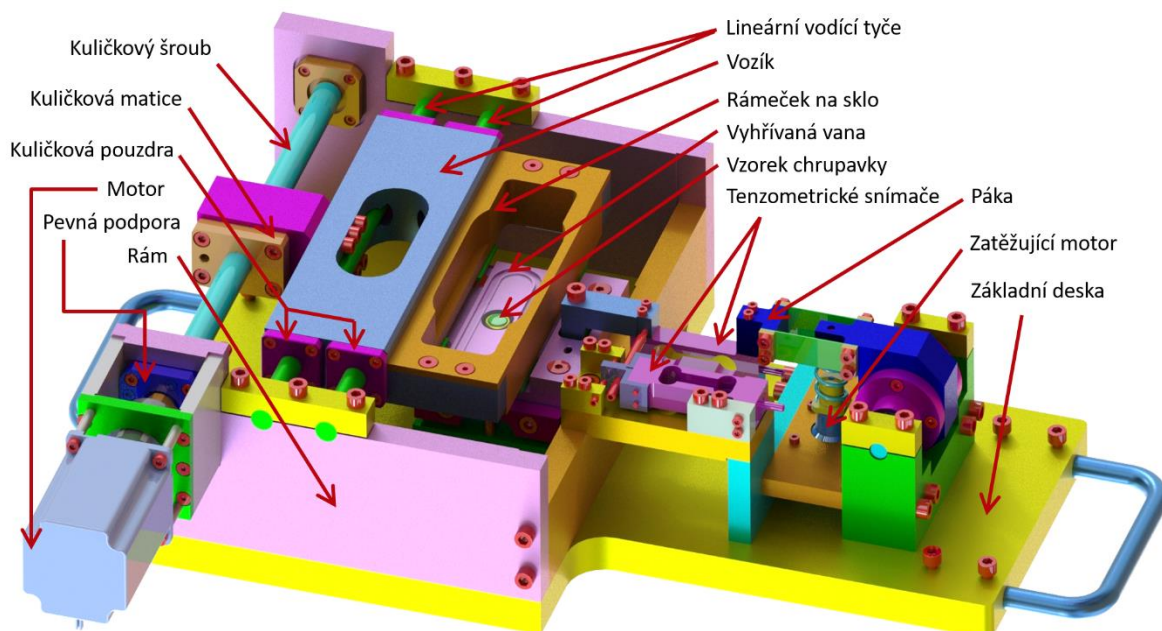
obr. 4-1 Provozní podmínky tribometru

Celá konstrukce tribometru, jež se skládá z několika základních celků, je postavena v tuhém rámu. Hlavními částmi jsou zejména pohybový systém, zatěžující systém a vyhřívaná vana. Pohyb je zajištěn pomocí kuličkového šroubu, který je poháněn krokovým motorem. Jeho pohyb je přenášen na vozík připevněný k broušeným tyčím a uložený na kuličkových pouzdrech. Rámeček se sklem tvořící kontaktní dvojici se vzorkem kloubní chrupavky je upnut do vozíku. Vzorek chrupavky je pomocí držáku připevněn na konec zatěžující páky. Tato její část je ponořena v mazací lázni, kterou udržuje vyhřívaná vana. Vana také zajišťuje zaplavení kontaktu včetně těsnění a vytápění mazací lázně.

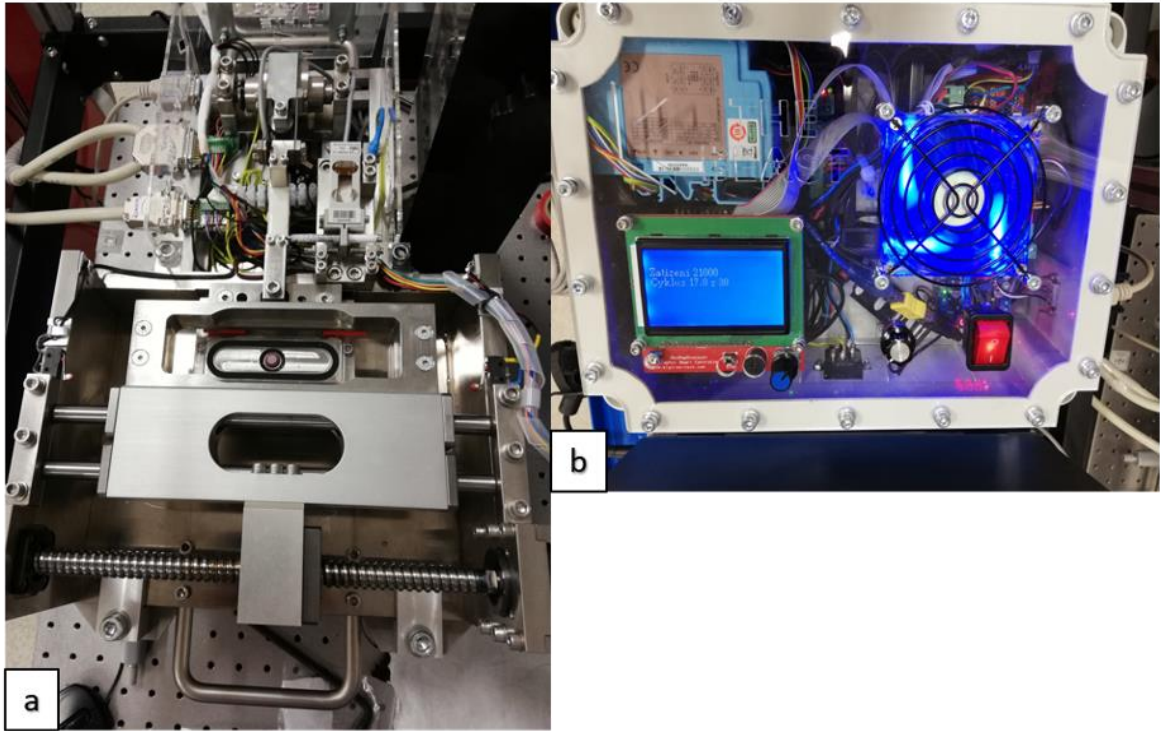


obr. 4-2 (a) kontaktní dvojice (b) vyhřívání vany

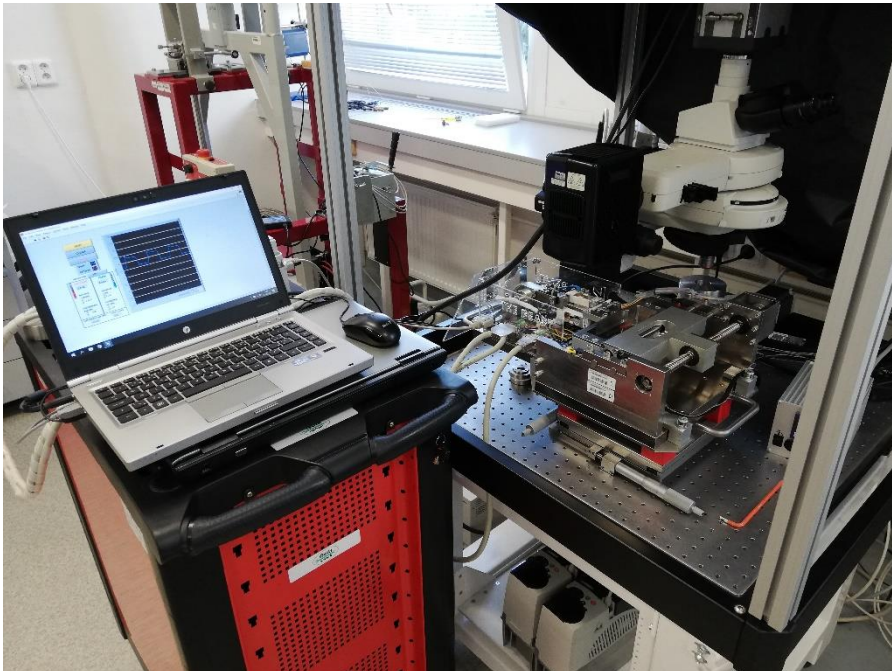
Ve dvou mezi sebou předepnutých kuličkových ložiscích, která zaručují pohyb bez vůlí, je uložena zatěžující páka. Ta obsahuje deformační člen, který umožňuje její dostatečně velké deformace ve směru kolmém na zatížení, a tím i zachytávat velmi malé třecí síly. Tenzometrické vážní čidlo, jež snímá zatížení, je k páce připojeno sériově. Pro měření třecích sil je použit stejný typ vážního čidla, avšak je k páce připojen paralelně tak, aby jej bylo možné při demontáži páky odpojit. Má totiž menší rozsah a tudíž je při manipulaci větší riziko poškození. Zatížení je aplikováno přes lineární krokový motor. Toto zatížení i pohyb vozíku je řízen přes mikropočítač Arduino a vstupní hodnoty jsou zadávány pomocí enkodéru a grafického displeje, viz obr. 4.3. Data získaná ze snímačů jsou vyčítána pomocí měřicí karty National Instruments. Dále jsou v reálném čase zpracovávána skriptem v LabVIEW a exportována do xls souboru. Tento soubor je dále zpracován dle postupu uvedeného v kapitole 4.5.



obr. 4-3 Tribometr a jeho části



obr. 4-4 a) Systémy tribometru b) Ovládací zařízení Arduino



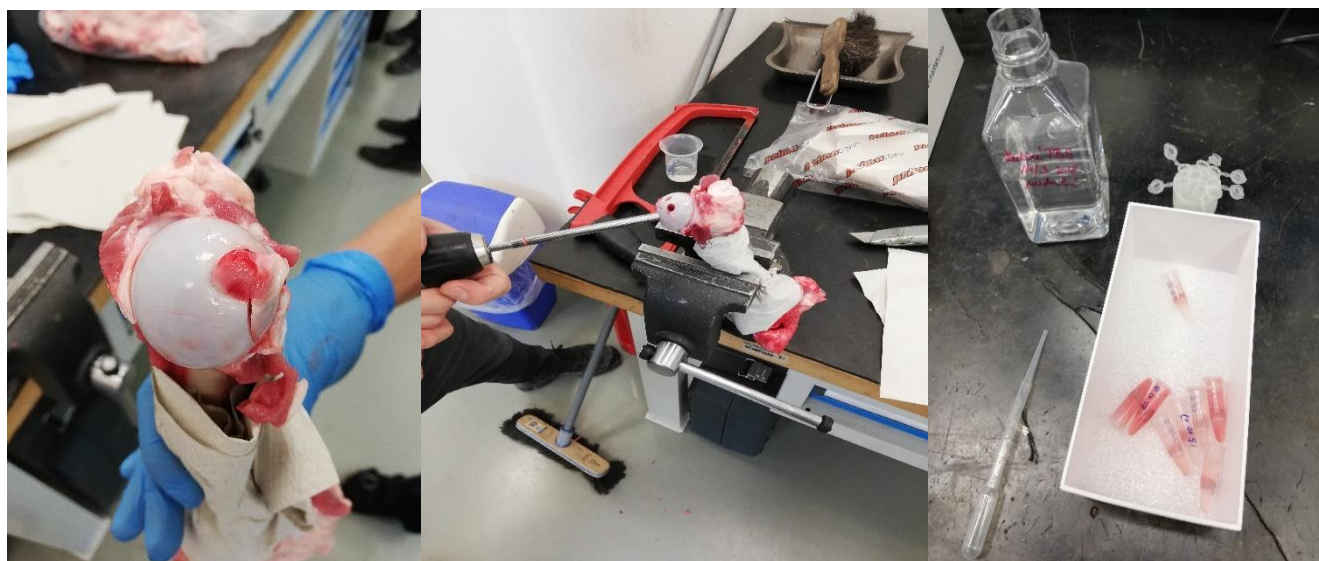
obr. 4-5 Měřící technika laboratoře ÚK

4.2 Metodika odběru vzorků

Použitá metodika odběru vzorků a jejich skladování je založena na podobném principu jako v pracích, které jsou zmíněny již v rešerši. S ohledem na postupnou degradaci chrupavky, jakožto biologického materiálu, je třeba použít vzorek co nejdříve po porážce zvířete z důvodu zachování tribologických vlastností chrupavky a správnosti naměřených dat. Avšak pokud nelze vzorek využít ihned, můžeme ho zmrazit a uchovat v chladu. Bylo zjištěno, že při použití rozmrazených vzorků oproti čerstvým (v den porážky) jsou změny tribologických vlastností minimální [1, 13]. Odběr vzorku bývá realizován nejčastěji ze stehenní kosti, a to konkrétně z kyčelního kloubu [5, 15], výjimečně z kolenního [20]. Důvodem je velké a časté zatížení v těchto místech, a s tím související nejlepší tribologické i mechanické vlastnosti (modul pružnosti). Chrupavka, která přichází do kontaktu nejčastěji pod větším zatížením, má lepší vlastnosti než chrupavka, která je mimo kontakt [21].

V experimentu je použita chrupavka z vepřového kyčelního kloubu. Vzorky jsou odebírány sterilizovaným dutým vrtákem o průměru 6 mm a následně uloženy do roztoku PBS. Poté jsou skladovány v mrazničce při teplotě $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Podobnost vlastností vzorků bude experimentálně ověřena.



obr. 4-6 Proces odběru vzorků

4.3 Volba experimentálních podmínek

Podmínky měření jsou založené na předchozích člancích popsaných v rešerši a na měřících možnostech tribometru ÚK. Zprvu budou nadefinované podmínky pro validaci tribometru a ověření opakovatelnosti, poté pro měření bez rehydratace a s rehydratací.

4.3.1 Validace

Tribometr použitý pro experimenty byl nově navržen a postaven na ÚK. Je tedy zapotřebí provést verifikační a kalibrační měření, která zajistí relevantnost výstupních dat. Za tímto účelem byly zvoleny následující podmínky:

tab. 4-1 Podmínky pro verifikační měření

Fn [N]	v [mm/s]	Zdvih [mm]	Počet měření
3	5	20	3
5	10		

Měření realizovaná za těchto podmínek jsou provedena stejným postupem stanoveným v kapitole 4.4 v popisu měření bez rehydratace. Rozdíl je však v použitých vzorcích a mazivu. Po každém měření je totiž vzorek chrupavky vyměněn za nový, a to z důvodu prokázání podobnosti vzorků. Každý z nich je během procesu měření zaplaven roztokem PBS.

Pokud by se nám však za těchto podmínek nepodařilo zařízení verifikovat a zajistit relevantnost výsledků, budou za stejným účelem nadefinovány podmínky nové. Postup měření však zůstane zachován.

4.3.2 Podmínky měření

Jak již bylo řečeno, podmínky měření byly určeny na základě poznatků z kritické rešerše, podmínek v lidských kloubech a experimentálních možnostech tribometru. Měření budou prováděna při 4 různých zatíženích a 3 různých rychlostech. Bude jich tedy provedeno 12 bez rehydratace a 3 s využitím rehydratace (vyznačena červeně).

tab. 4-2 Podmínky měření

Fn [N]	v [mm/s]		Cykly [-]			Zdvih [mm]	
3,0	3,0	9,0	15,0				
5,0	3,0	9,0	15,0	45,0 (v = 3)	135,0 (v = 9)	225,0 (v = 15,0)	20,0
10,0	3,0	9,0	15,0				
12,5	3,0	9,0	15,0				

U všech měření bude jako mazivo použita modelová kapalina (zdravá fyziologická synoviální kapalina) s následujícím složením:

tab. 4-3 Složení modelové kapaliny

Typ modelové kapaliny	Albumin (mg/ml)	γ -globulin (mg/ml)	Kyselina hyaluronová (mg/ml)	Fosfolipidy (mg/ml)
Fyziologická SK	20	3,6	2,5	0,15

Po vyhodnocení dat bude diskutován vliv zatížení, rychlosti a rehydratace na smykovém součiniteli tření μ .

4.4 Metodika experimentů

Experimenty byly prováděny v laboratoři ÚK na již zmíněném tribometru.

Dle zvolených experimentálních podmínek se měření uskutečnila nejprve bez rehydratace. Až poté byla realizována měření s rehydratací za definovaných podmínek.

Aby byla zaručena opakovatelnost uskutečněných měření, byl stanoven postup, který byl dodržován napříč všemi experimenty. Vzorek chrupavky byl vyjmut z mrazničky a rozmrazen za pokojové teploty. Před každým měřením byla provedena „kalibrace“, resp. ustavení pohyblivých částí tribometru do základní polohy (poloha vozíku se sklem a poloha páky). Vzorek byl upnut do držáku pinu a vložen do vany vyhřívané na teplotu 37 °C z důvodu simulace podmínek v lidském těle. Vzorek byl zaplaven modelovou kapalinou a shora bylo položeno sklo tak, aby dolehlo těsnění a neprolínalo mazivo. Byl kladen důraz na zabránění možné přítomnosti bubliny mezi sklem a vzorkem z důvodu možného ovlivnění dat. Na ovládacím zařízení bylo definováno zatížení, rychlost a zdvih. Před samotným spuštěním měření bylo ještě k páce připojeno tenzometrické čidlo pro snímání tření. Po jeho připojení již bylo spuštěno měření.

Jakmile bylo měření dokončené, bylo odpojeno tenzometrické čidlo třecí síly a byla provedena „kalibrace“. Vzorek se při kalibraci odtíží (páka se ustaví do základní polohy) a vozík je ustaven do základní polohy také (vozík odjede do krajních poloh, kde jsou na rámu umístěny koncové snímače, odečte celkovou vzdálenost a ustaví se na střed). Poté bylo odmontováno sklo a vyčištěno od přítomných proteinů z modelové kapaliny pomocí roztoku SDS (dodecyl síran sodný). Následně bylo měření znovu opakováno stejným postupem.

Při experimentech zaměřených na vliv rehydratace na součinitel tření bylo postupováno stejně, avšak po „kalibraci“ nebylo odděleno sklíčko a vzorek chrupavky byl ponechán bez zatížení po dobu 5 minut, aby znovu nasákl mazivo do své struktury. Takto bylo měření provedeno třikrát za každých nově definovaných podmínek.

Každá měření probíhají maximálně 3 hodiny. Důvodem je kapalina podléhající okolním vlivům, čímž můžeme obdržet nepřesné výsledky.

4.5 Metodika vyhodnocování dat

Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.1, každé měření bylo v reálném čase zpracováno skriptem v LabVIEW a exportováno do xls souboru. Tato obdržená surová data je třeba náležitě zpracovat za účelem získání hodnot smykového součinitele tření v závislosti na čase. Pro ukázkou je vybráno pouze pár hodnot.

Jak můžeme vidět na obr. 4-7, surová data obsahují hodnoty třecí síly F_T a korespondující zatěžující (normálové) síly F_n . Čas zde není zapsán, je však při zpracovávání doplněn v dalším kroku na základě vzorkovací frekvence.

1	Čas	Třecí síla [N]	Zatížení [N]
2	#####	10,378852	2,974655
3	#####	10,378142	2,983517
4	#####	10,394203	2,991872
5	#####	10,408657	2,992901
6	#####	10,411604	2,992048
7	#####	10,411043	2,992351
8	#####	10,40925	2,993764
9	#####	10,404648	2,995731
10	#####	10,40177	2,995466

obr. 4-7 Surová data

Jelikož počítač zaznamenává hodnoty se vzorkovací frekvencí 50 Hz, tudíž je časový krok 0,02 s. S tímto krokem je zapsán, počínaje nulou, jako časová osa pro naměřené síly. Zatěžující síly jsou počítačem měřeny rovnou a jsou tedy po celou dobu zachovány (není nutno je nijak měnit). Oproti tomu je třeba upravit hodnoty naměřených třecích sil, a to kvůli předpětí, se kterým je paralelně připojeno tenzometrického čidlo (většinou kolem 10 N). Správné a požadované hodnoty jsou právě výchylky od síly předpětí způsobeny recipročním pohybovým systémem aparátu. Pro jejich získání je tedy třeba zprůměrovat obdržené hodnoty (zapsané jako „Průměr“) a následně je od tohoto průměru odečíst, čímž je dosaženo posunutí třecí síly na nulovou střední hodnotu. Takto obdržené hodnoty „Třecí síly posunuté“ jsou vykresleny v grafu (viz obr. 4-9), kde už jsou jakožto výchylky položeny vůči nule (stav, kdy se aparát nehýbe). Záporná znaménka jsou pouze důsledkem změny pohybu vozíku v úvratích, kdy je síla v opačném smyslu.

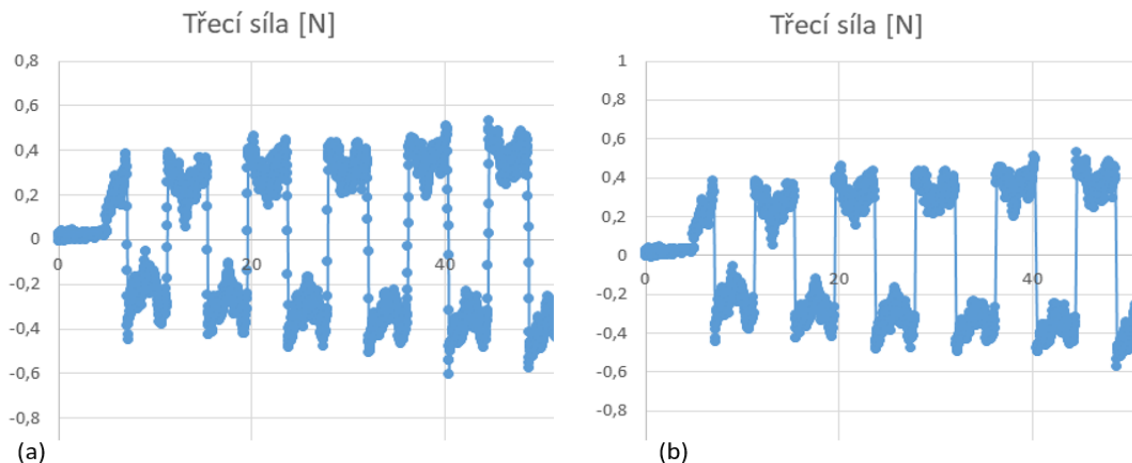
2	Čas [s]	Třecí síla [N]	Zatížení [N]	Třecí síla posunutá [N]	Průměr
3	0	10,378852	2,974655	-0,005986194	10,38483819
4	0,02	10,378142	2,983517	-0,006696194	
5	0,04	10,394203	2,991872	0,009364806	
6	0,06	10,408657	2,992901	0,023818806	
7	0,08	10,411604	2,992048	0,026765806	
8	0,1	10,411043	2,992351	0,026204806	
9	0,12	10,40925	2,993764	0,024411806	
10	0,14	10,404648	2,995731	0,019809806	
11	0,16	10,40177	2,995466	0,016931806	

obr. 4-8 Upravená surová data



obr. 4-9 Graf posunuté třecí síly v závislosti na čase

Jelikož je dále pracováno s těmito hodnotami, budou již popisovány klasicky jako „Třecí síla“. Na řadě je filtrace, kde je třeba odstranit hodnoty získané v úvratích při změně směru pohybujícího se aparátu.



obr. 4-10 Hodnoty třecí síly před filtrací (a) a po filtraci (b)

Nyní je ještě potřeba odstranit nežádoucí hodnoty v krajních oblastech (na začátku a na konci měření) a převést záporné hodnoty na kladné. Přibližně prvních a posledních 5 sekund měření je smazáno a zbytek je na časovou osu posunut k nule. Hodnoty třecích sil jsou převedeny do absolutních hodnot (viz obr. 4-11).

1	Čas [s]	Třecí síla [N]	Zatížení [N]	Ff ABS
2	0	0,179821806	2,800905	0,179822
3	0,02	0,180088806	2,803917	0,180089
4	0,04	0,168488806	2,799959	0,168489
5	0,06	0,175060806	2,792556	0,175061
6	0,08	0,205220806	2,792459	0,205221
7	0,1	0,212398806	2,798335	0,212399
8	0,12	0,193792806	2,800214	0,193793
9	0,14	0,196658806	2,79515	0,196659
10	0,16	0,213087806	2,790502	0,213088
11	0,18	0,200841806	2,797579	0,200842

Hodnoty po filtraci a odstranění krajních oblastí

Hodnoty třecí síly v absolutní hodnotě

obr. 4-11 Odstranění nežádoucích hodnot a převedení třecí síly na kladné hodnoty

Smykový součinitel tření μ je následně vypočítán pomocí vztahu mezi zatěžující (normálovou) a třecí silou, jako to bylo například v [6]:

$$F_T = \mu F_a$$

$$\mu = F_T / F_a$$

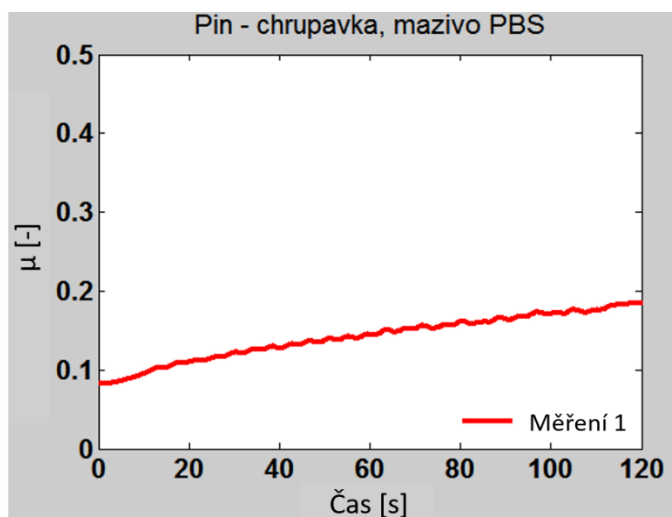
V tomto případě jsou za F_T dosazena data ze sloupce „Ff ABS“. Vypočtené hodnoty smykového součinitele tření jsou zapsány a následně vykresleny v grafu v závislosti na čase.

	μ [-]
1	0,064201
2	0,064228
3	0,060175
4	0,062688
5	0,073491
6	0,075902
7	0,069206
8	0,070357
9	0,076362
10	0,071791



obr. 4-12 Výsledné hodnoty součinitele tření v závislosti na čase

Z důvodu usnadnění celého procesu byl vytvořen skript programu Matlab, který provádí všechny tyto operace pro vložená surová data. Hodnoty jsou nakonec ještě proloženy polynomem vhodného řádu pro přesnější vizualizaci, viz obr. 4-12.

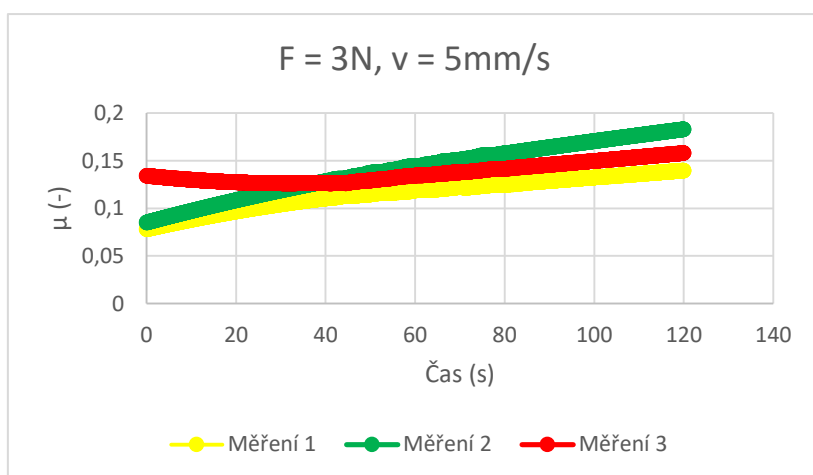


obr. 4-13 Vizualizace hodnot součinitele tření

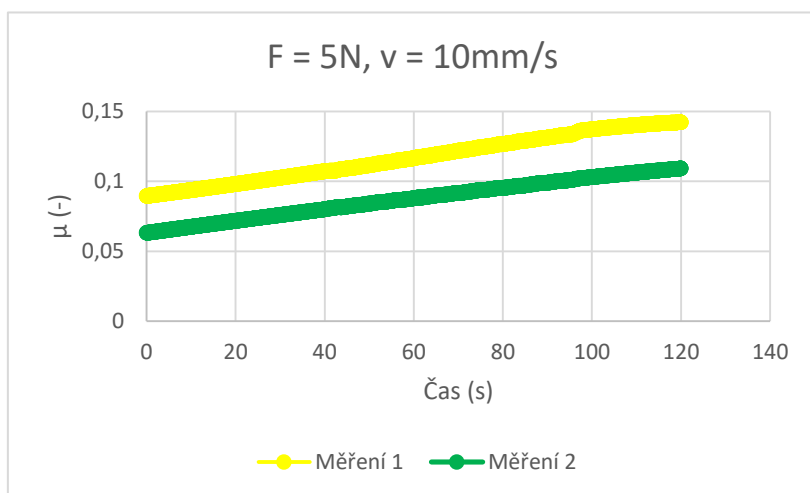
5 VÝSLEDKY

Validace

V první fázi byla provedena dvě měření, při zatížení 3 N a 5 N a rychlostech 5 mm/s a 10 mm/s. Na obr. 5-1 a 5-2 lze vidět rostoucí trendy součinitele tření v závislosti na čase, kdy μ naroste z hodnot cca 0,1 až na 0,2 (obr. 5-1) a při větším zatížení (obr. 5-2) je μ u počínajících hodnot (ve srovnání s obr. 5-1) menší, cca 0,07 – 0,09 a konečné hodnoty se pohybují cca okolo 0,15.

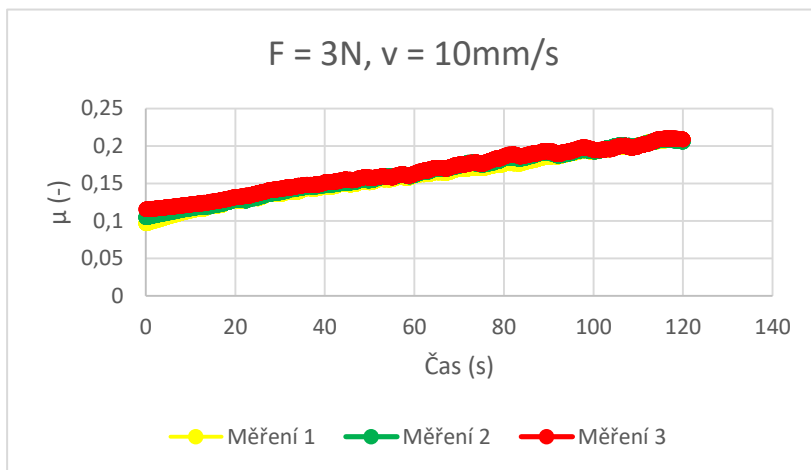


obr. 5-1 Nezajištěná opakovatelnost za daných podmínek

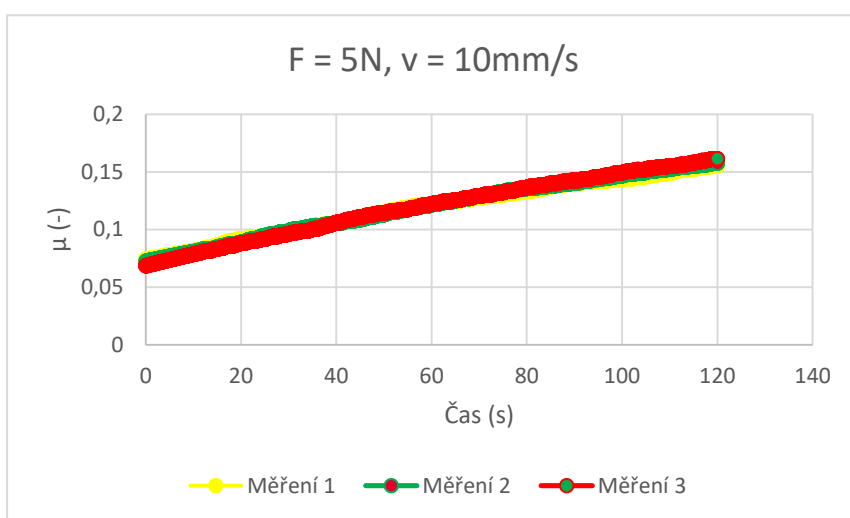


obr. 5-2 Nezajištěná opakovatelnost za daných podmínek, bez 3. měření

V druhé fázi byla provedena další validační měření při rychlosti 10 mm/s a zatíženích 5 N a 10 N (obr. 5-3 a 5-4). Zdůvodnění dalších validačních měření je uvedeno v kapitole 6. Opět je znatelný pokles μ při vyšším zatížení (obr. 5-4). Při zatížení 3 N se počáteční hodnoty μ pohybují okolo 0,1 a konečné okolo 0,2, avšak v případě vyššího zatížení jsou počáteční hodnoty nižší – okolo 0,07 a konečné 0,15.



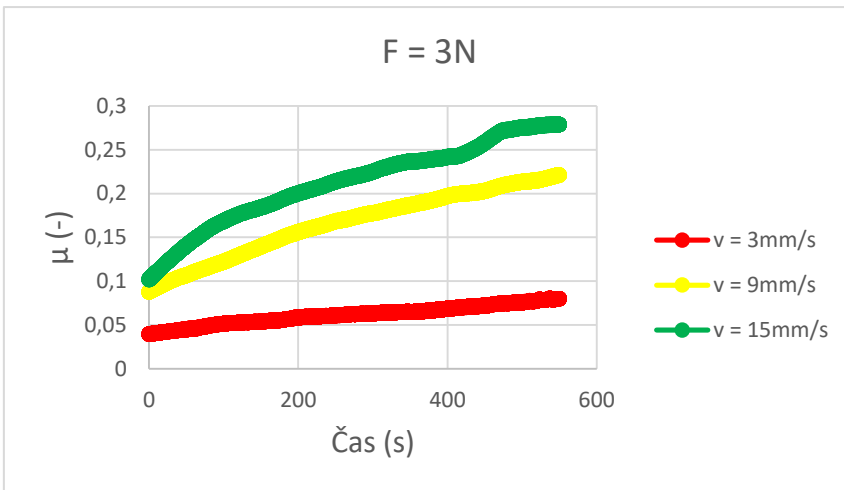
obr. 5-3 Zajištěna opakovatelnost za nově definovaných podmínek (1)



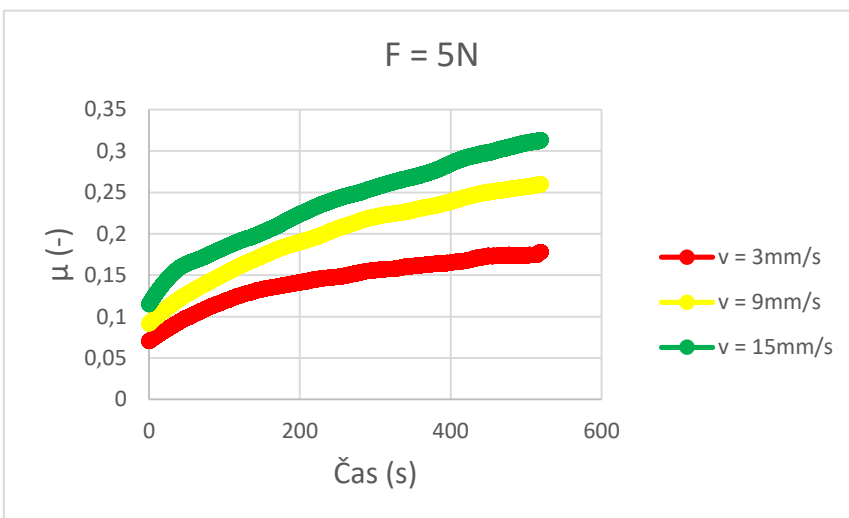
obr. 5-4 Zajištěna opakovatelnost za nově definovaných podmínek (2)

Vliv rychlosti

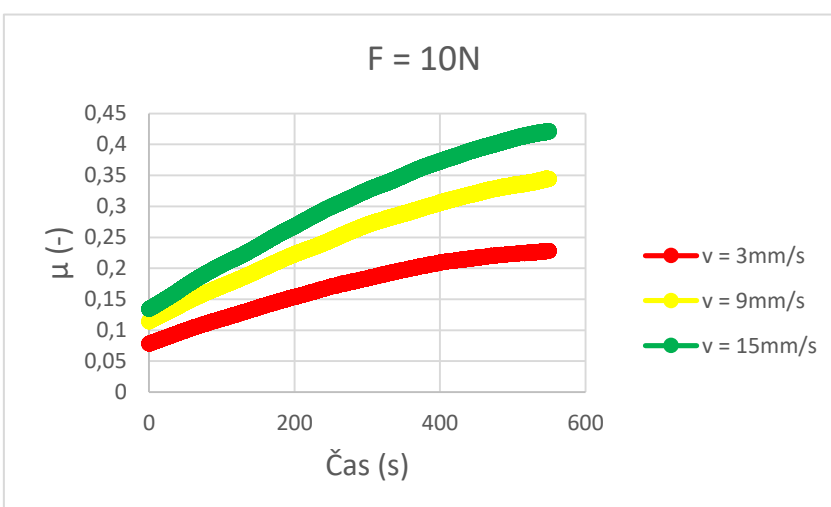
Byla provedena čtyři měření, při kterých byl zkoumán vliv rychlosti 3 mm/s, 9 mm/s, 15 mm/s při konstantních hodnotách zatížení. U všech jsou vidět rostoucí trendy μ v závislosti na čase. Při nižší rychlosti 3 mm/s jsou startovací hodnoty μ v rozmezí od 0,05 do 0,08 (obr. 5-5) a končí na hodnotách mezi 0,15 – 0,25. Při rychlostech vyšších je startovní hodnota vždy kolem hodnoty 0,1, konečné hodnoty se však liší. Často končí cca mezi 0,25-0,35 (obr. 5-5 a 5-6), při extrémních podmínkách dokonce i na hodnotě 0,4 (obr. 5-7, 5-8).



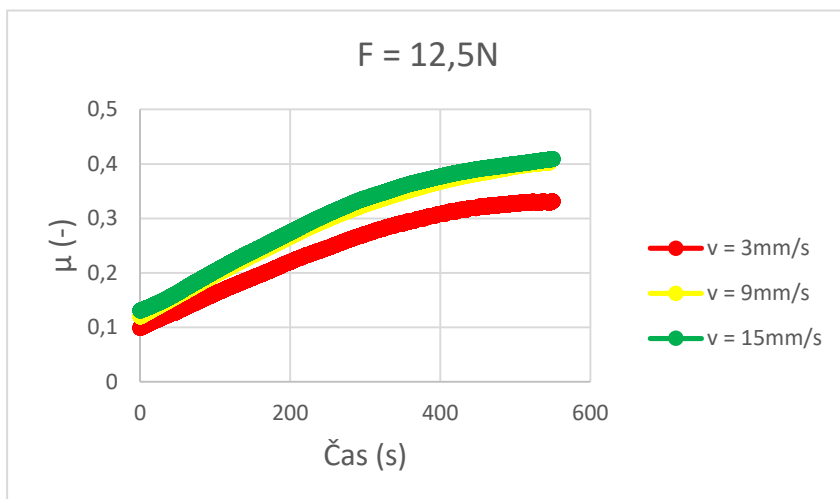
obr. 5-5 Vliv rychlosti při zatížení 3 N



obr. 5-6 Vliv rychlosti při zatížení 5 N



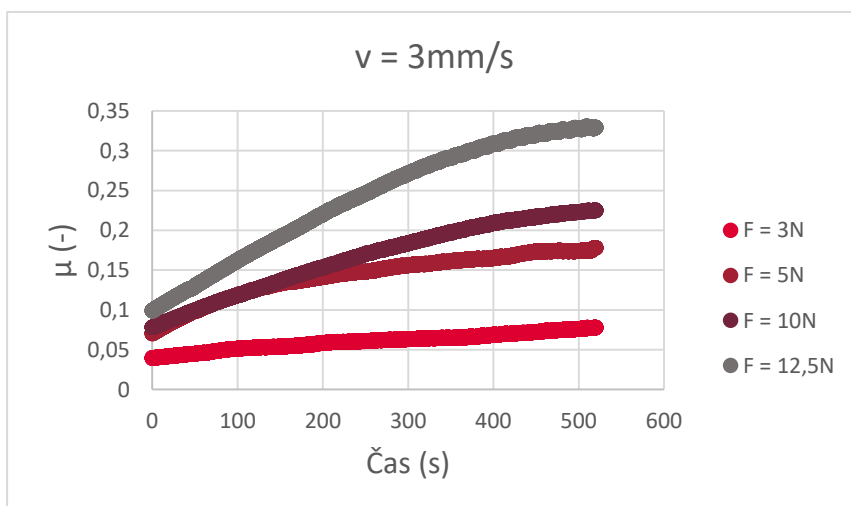
obr. 5-7 Vliv rychlosti při zatížení 10 N



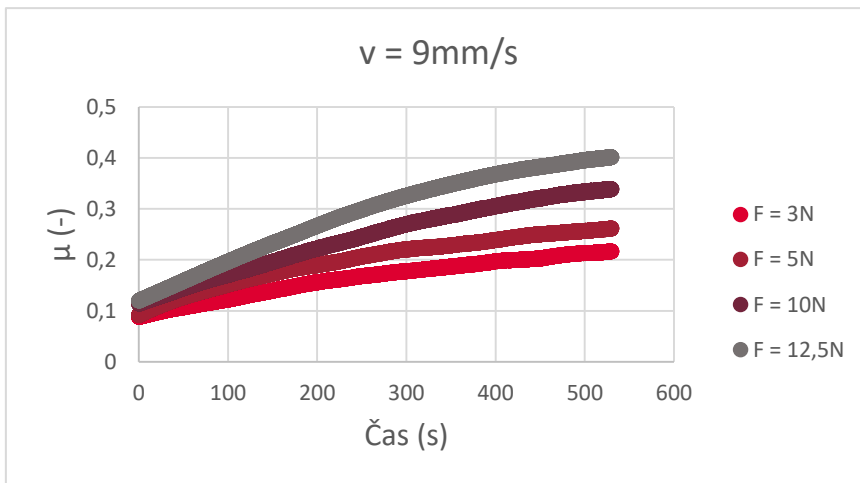
obr. 5-8 Vliv rychlosti při zatížení 12,5 N

Vliv zatížení

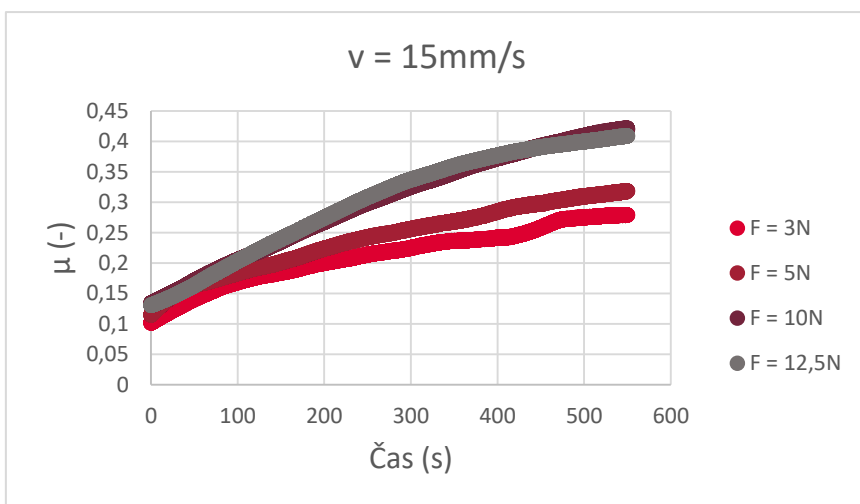
Byla provedena 3 měření při konstantních rychlostech na zjištění vlivu zatížení 3 N, 5 N, 10 N a 15 N. Můžeme sledovat trendy růstu součinitele v čase. Hodnoty μ začínají téměř vždy na 0,12 s výjimkou velmi nízkých zatěžujících podmínek (obr. 5-9), kde hodnoty začínají na cca 0,07 a konečné hodnoty jsou okolo 0,2. Na obr. 5-10 a 5-11 se konečné hodnoty pohybují mezi 0,25-0,4 – při větším zatížení je konečná hodnota vyšší.



obr. 5-9 Vliv zatížení při rychlosti 3 mm/s



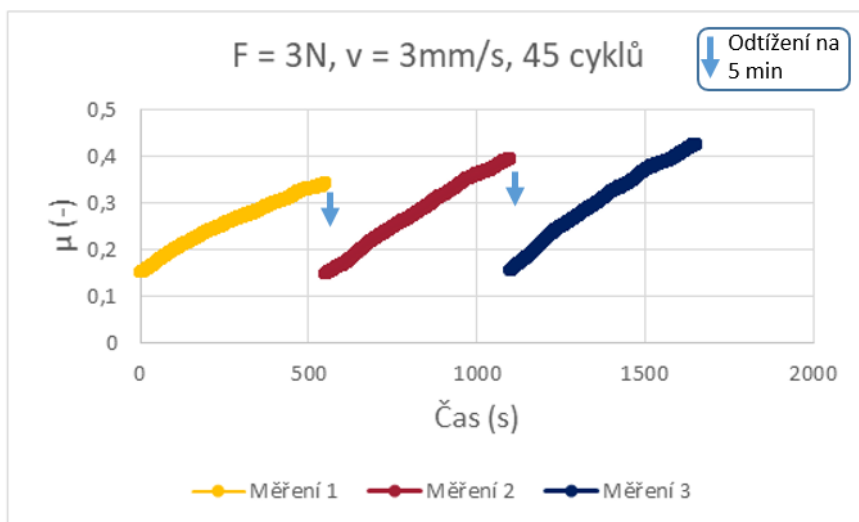
obr. 5-10 Vliv zatížení při rychlosti 9 mm/s



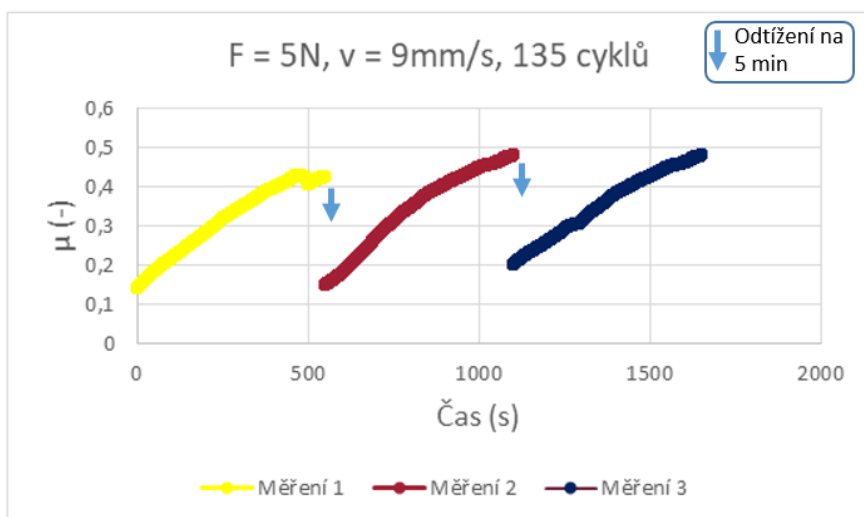
obr. 5-11 Vliv zatížení při rychlosti 15 mm/s

Vliv rehydratace

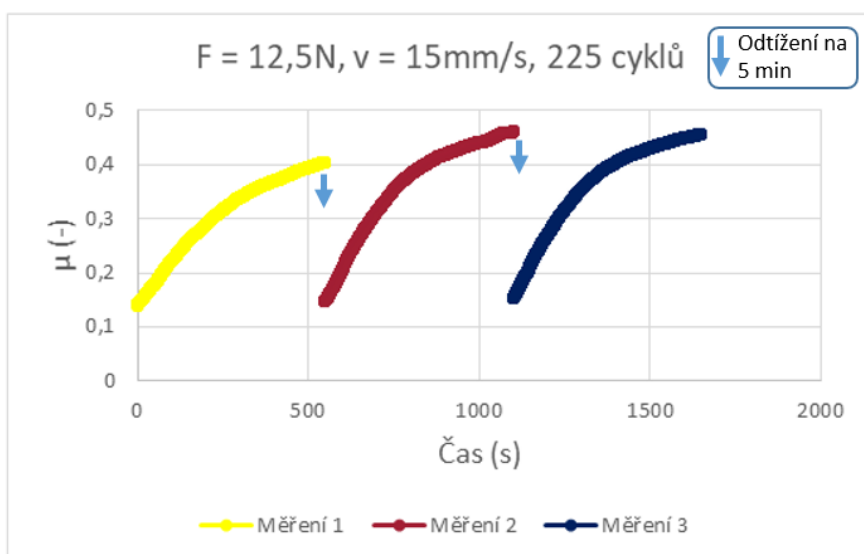
Na obrázcích lze pozorovat pozitivní vliv rehydratace chrupavky. Po odtížení chrupavky a jejím následném zatížení vykazuje součinitel μ vždy stejné startovací hodnoty, a to 0,15. Můžeme zde vidět klasickou časovou závislost, kdy se konečné hodnoty μ pohybují většinou mezi 0,4 – 0,45.



obr. 5-12 Vliv rehydratace při zatížení 3 N a rychlosti 3 mm/s



obr. 5-13 Vliv rehydratace při zatížení 5 N a rychlosti 9 mm/s



obr. 5-14 Vliv rehydratace při zatížení 12,5 N a rychlosti 15 mm/s

6 DISKUZE

Validace

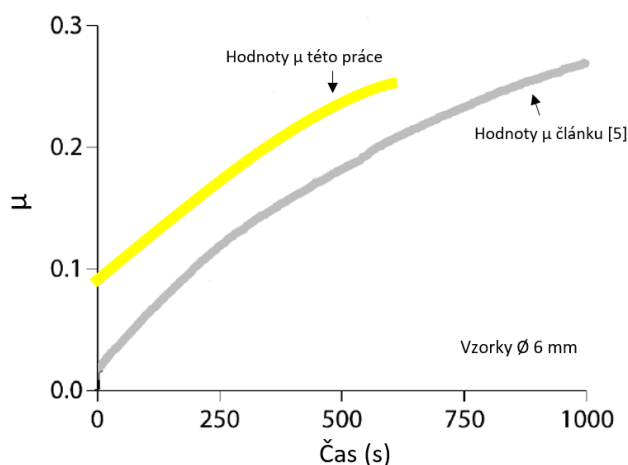
Jak můžeme vidět v grafu na obr. 5-1 a 5-2, nepodařila se nám zajistit opakovatelnost hodnot součinitele tření za podmínek definovaných v kapitole 4.3.1. Nebyla tím pádem prokázána podobnost vzorků, kdy byl po každém měření vzorek chrupavky vyměněn za nový. Proces při zatížení 5 N a 10 mm/s byl ukončen již po druhém měření, jelikož by byla realizace třetího měření zbytečná, viz obr. 5-2. Důvodem nerelevantních výsledků těchto měření mohl být špatně upnutý vzorek v pinu či přítomnost vzduchové bublinky v okolí kontaktní dvojice, avšak nejpravděpodobnější příčina je rozdílnost jednotlivých vzorků jak v mechanických, tak i v geometrických a tribologických vlastnostech.

Z tohoto důvodu byly definovány nové zatěžující podmínky a měření proběhla se stejným vzorkem (tím jsou zajištěny stejné geometrické a mechanické vlastnosti napříč všemi měřeními). Tentokrát se nám již podařilo zajistit opakovatelnost a relevantnost obdržených výsledků, a tím verifikovat zařízení, viz obr. 5-3, 5-4. Bylo tedy možné přistoupit k dalším měřením, kdy byl použit jeden a tentýž vzorek chrupavky.

Vliv rychlosti

Z experimentálně obdržených výsledků můžeme vidět hodnoty součinitele tření, který roste se zvyšující se rychlostí. Největší rozdíl můžeme vidět při nižších rychlostech, naopak menší rozdíly jsou převážně při rychlostech vyšších (jak na začátku, tak na konci měření). Konkrétně v grafu na obr. 5-8 můžeme vidět téměř konstantní hodnoty součinitele μ při rychlostech 9 mm/s a 15 mm/s. Tato skutečnost je zdůvodněna v článku [5], kdy při extrémních zatěžujících podmínkách (velké zatížení a rychlost) je synoviální kapalina z chrupavky již úplně uvolněna na povrch. Udržuje tím stálé tření a v kontaktu hraje roli elastohydrodynamický (EHD) tlak, který do něj tlačí mazivo.

Křivky popisující časovou závislost μ na změně rychlosti mají po celou dobu velmi podobný tvar (trend). Srovnání s experimentem článku [5], kde byl také měřen vzorek průměru 6 mm za podobných podmínek, můžeme vidět v grafu na obr. 6-1. Trend křivek je téměř stejný, avšak hodnoty nejsou úplně srovnatelné. Roli zde hraje mnoho faktorů, jako například rozdílnost přístrojů, jiná geometrie vzorků (jiný druh zvířete) nebo složení modelové kapaliny.



obr. 6-1 Srovnání vzorků průměru 6 mm při podobné zátěži

Vliv zatížení

S rostoucím zatížením roste i součinitel tření μ . Rozdíly zde celkově nejsou sice tak markantní jako u změn rychlosti, avšak při změně zatížení za konstantní rychlosti 3 mm/s ano (obr. 5-9). Při větších zatíženích není nárůst μ tak výrazný, stejně jako ve studii [14]. Tuto skutečnost můžeme vidět i na začátku měření, kdy součinitel startuje vždy okolo hodnoty 0,12.

Stejně jako předtím můžeme při extrémních podmínkách sledovat konstantní hodnoty součinitele, a to v grafu na obr. 5-11 při zatížení 10 N a 12,5 N. Důvodem je zřejmě plně „vymáčknuté“ mazivo ze struktury chrupavky a funkce EHD tlaku v kontaktu [5].

Důležitým poznatkem je větší μ s rostoucím zatížením. Obecně je to totiž v trendech naopak, kdy s rostoucí normálovou silou součinitel klesá, a to například ve studiích [13, 21, 22]. Důvod je podobný jako ve studii [5], kdy je na povrch vytlačeno více maziva, které pomáhá redukovat tření. Najdou se však i případy, kdy se zatížením součinitel roste, jako třeba v této experimentální práci nebo ve studii [6, 14]. Důvodem může být narůstající podpora tuhé fáze chrupavky (místo tekuté), která již negativně ovlivňuje tření, případně nevhodně odebrané vzorky, které nejsou příliš geometricky vhodné, a jejich vrchlík je příliš málo zakřiven.

Vliv rehydratace

Výsledky ukazují, že je chrupavka skutečně schopna rehydratace – jev, při kterém nasákne synoviální kapalinu do své struktury a následně ji pak při zatížení uvolňuje do kontaktu. Tuto skutečnost můžeme pozorovat při odtížení chrupavky na určitou dobu a následném zatížení. Součinitel μ klesne během „odpočinku“ na svoji startovací hodnotu a poté znovu vykazuje podobné chování jako předtím. Chrupavka tedy potřebuje určitý čas pro nasáknutí intersticiální (synoviální) kapaliny.

Stejné chování ukazují i ve studiích [5, 6]. Tyto studie vykazují velmi podobné trendy vývoje součinitele tření jako v této práci, i skutečnost, že po odtížení kontaktu, a opětovném zatížení, součinitel tření opět nabývá startovních hodnot, avšak hodnoty jsou rozdílné. Rozdíl může být dán jinou konfigurací tribometru, použitím jiného maziva, jiným uchycením i druhem vzorku, apod.

Z tvaru křivek lze vidět téměř lineární průběh μ při menších zatěžujících podmínkách (obr. 5-12), naopak při větších již vykazuje klasický parabolický nárůst (obr. 5-14), což je zřejmě způsobeno rychlejším uvolňováním kapaliny ze struktury chrupavky do kontaktu.

7 ZÁVĚR

Práce se zabývá problematikou tření v lidských kloubech v rámci oboru biotribologie. Na pracovišti ÚK byl v minulých letech postaven unikátní reciproční tribometr, který umožňuje provádět třecí experimenty a souběžně vizualizovat kontakt pomocí optických metod. Uvedené zařízení však doposud nebylo nijak ověřeno ve vztahu k ostatním publikovaným pracím v tomto oboru. Hlavním cílem práce bylo tedy provést verifikační měření přístroje a provést sadu experimentů zaměřených na vliv rychlosti, zatížení a rehydratace a výsledky následně porovnat s dostupnými pracemi. Za tímto účelem byly navrženy parametry měření s ohledem na podmínky v lidských kloubech.

V první části byla provedena kritická rešerše s popisem vědeckých studií zaměřených na danou problematiku. Ze získaných poznatků byly nadefinovány experimentální podmínky a byla určena metodika měření. Naměřená data byla zpracována a byly vyneseny časové závislosti součinitele smykového tření. Výsledky ukazují, že je součinitel velmi závislý na rychlosti, zatížení a rehydrataci chrupavky. Se zvětšující se rychlostí součinitel μ roste. Se zvětšujícím se zatížením také roste hodnota μ , avšak u některých studií tomu bývá naopak, záleží zejména na „kvalitě“ odebraného vzorku (mechanické vlastnosti, tloušťka chrupavky na subchondrální kosti, geometrie odebraného vzorku). Byla také dokázána schopnost rehydratace chrupavky, která výrazně pomáhá redukovat tření a obnovuje mazací film v kloubu při každém uvolnění kontaktu. Hodnoty naměřených μ nejsou vždy úplně srovnatelné s ostatními pracemi, ale přesto trend odpovídá. Roli zde hraje mnoho faktorů (rozdílnost přístrojů, geometrické závislosti, použití maziva, ...), které výrazně ovlivňují hodnoty součinitele tření.

Obdrženými výsledky, i v rámci opakovatelnosti, byl tribometr ověřen a díky jejich relevantnosti je ho tedy možné nadále používat pro další měření, která mohou posloužit v dalších výzkumných činnostech. Všechny dílčí cíle této práce byly splněny.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. *Tribologické vlastnosti oxidovaných a nitridovaných povrchů*. Praha, 2017. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, Ústav materiálového inženýrství. Vedoucí práce Vladimír Starý.
2. JIN, Z.M., J. ZHENG, W. LI a Z.R. ZHOU. Tribology of medical devices. *Biosurface and Biotribology* [online]. 2016, 2(4), 173-192 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.bsbt.2016.12.001. ISSN 24054518. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451816300472>
3. ZHOU, Z.R. a Z.M. JIN. Biotribology: Recent progresses and future perspectives. *Biosurface and Biotribology* [online]. 2015, 1(1), 3-24 [cit. 2019-01-30]. DOI: 10.1016/j.bsbt.2015.03.001. ISSN 24054518. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451815000082>
4. Tribology. In: *Assignment point* [online]. 2018 [cit. 2019-01-25]. Dostupné z: <http://www.assignmentpoint.com/science/physics/tribology.html>
5. MOORE, Ac a DL BURRIS. New Insights Into Joint Lubrication. *Tribology & Lubrication Technology* [online]. SOC TRIBOLOGISTS & LUBRICATION ENGINEERS, 2016, 72(5), 26-+ [cit. 2018-10-17]. ISSN 1545-858X.
6. MURAKAMI, Teruo, Seido YARIMITSU, Nobuo SAKAI, Kazuhiro NAKASHIMA, Tetsuo YAMAGUCHI a Yoshinori SAWAE. Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural synovial joints. *Tribology International* [online]. Elsevier, 2017, 113, 306-315 [cit. 2018-10-17]. DOI: 10.1016/j.triboint.2016.12.052. ISSN 0301-679X.
7. Lidské tělo: Klouby a vazy. *Anamneza* [online]. [cit. 2019-02-09]. Dostupné z: <http://www.anamneza.cz/Klouby-a-vazy/lidske-telo/25>
8. Biomechanika. *Anatomie: Kloubní spojení* [online]. [cit. 2019-02-10]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/kloub_spojzeni_articulatio.php
9. DECKER, Rebekah S., Eiki KOYAMA a Maurizio PACIFICI. Genesis and morphogenesis of limb synovial joints and articular cartilage. *Matrix Biology* [online]. 2014, 39, 5-10 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.matbio.2014.08.006. ISSN 0945053X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0945053X14001590>
10. O Artróze a lidech: Kosti a klouby. *Orling* [online]. 2015, 2015-12-1 [cit. 2019-02-10]. Dostupné z: <https://www.orling.cz/cs/clanky/o-artroze-a-lidech/kosti-a-klouby/o-kloubech-v-lidskem-tele.html>

11. JAY, Gregory D. a Kimberly A. WALLER. The biology of Lubricin: Near frictionless joint motion. *Matrix Biology* [online]. 2014, **39**, 17-24 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.matbio.2014.08.008. ISSN 0945053X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0945053X14001619>
12. RHEE, David K., Jose MARCELINO, MacArthur BAKER, et al. The secreted glycoprotein lubricin protects cartilage surfaces and inhibits synovial cell overgrowth. *Journal of Clinical Investigation* [online]. 2005, **115**(3), 622-631 [cit. 2019-02-15]. DOI: 10.1172/JCI22263. ISSN 0021-9738. Dostupné z: <http://www.jci.org/articles/view/22263>
13. PRAUS, T. Experimentální studium součinitele tření kloubní chrupavky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 47s. Vedoucí bakalářské práce Ing. David Rebenda.
14. GLEGHORN, Jason P. a Lawrence J. BONASSAR. Lubrication mode analysis of articular cartilage using Stribeck surfaces. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2008, 41(9), 1910-1918 [cit. 2018-10-17]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.03.043. ISSN 0021-9290.
15. ATESHIAN, Gerard A. The role of interstitial fluid pressurization in articular cartilage lubrication. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, **42**(9), 1163-1176 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.040. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009002565>
16. ASANBAEVA, Anna, Johnny TAM, Barbara L. SCHUMACHER, Stephen M. KLISCH, Koichi MASUDA a Robert L. SAH. Articular cartilage tensile integrity: Modulation by matrix depletion is maturation-dependent. *Archives of Biochemistry and Biophysics* [online]. 2008, **474**(1), 175-182 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.abb.2008.03.012. ISSN 00039861. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003986108001513>
17. LEES, Deborah a Paul PARTINGTON. Articular cartilage. *Orthopaedics and Trauma* [online]. 2016, **30**(3), 265-272 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.mporth.2016.04.007. ISSN 18771327. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877132716300409>
18. WORKMAN, Joshua, Ashvin THAMBYAH a Neil BROOM. The influence of early degenerative changes on the vulnerability of articular cartilage to impact-induced injury. *Clinical Biomechanics* [online]. 2017, **43**, 40-49 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2017.01.003. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003317300037>

19. MCNARY, Sean M., Kyriacos A. ATHANASIOU a A. Hari REDDI. Engineering Lubrication in Articular Cartilage. *Tissue Engineering Part B: Reviews* [online]. 2012, **18**(2), 88-100 [cit. 2019-02-17]. DOI: 10.1089/ten.teb.2011.0394. ISSN 1937-3368. Dostupné z: <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/ten.teb.2011.0394>

20. FUJIE, H. a K. IMADE. Effects of low tangential permeability in the superficial layer on the frictional property of articular cartilage. *Biosurface and Biotribology* [online]. 2015, **1**(2), 124-129 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.bsbt.2015.06.001. ISSN 24054518. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451815000306>

21. CHAN, S.M.T., C.P. NEU, K. KOMVOPOULOS a A.H. REDDI. The role of lubricant entrapment at biological interfaces: Reduction of friction and adhesion in articular cartilage. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2011, **44**(11), 2015-2020 [cit. 2017-03-02]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.015. ISSN 00219290.

22. KATTA, J, S. S. PAWASKAR, Z. M. JIN, E INGHAM a J FISHER. Effect of load variation on the friction properties of articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2007, **221**(3), 175-181 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1243/13506501JET240. ISSN 1350-6501. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/13506501JET240>

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

PBS Fosfátový fyziologický roztok

ÚK Ústav konstruování

F_n, F_T normálová a třecí síla

μ součinitel smykového tření

10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

obr. 2-1	Interakce tribologie s jinými vědními obory.....	14
obr. 2-2	Umělý kloub a) kyčelní b) kolenní.....	15
obr. 2-3	Stavba kloubu.....	16
obr. 2-4	Stavba chrupavky.....	19
obr. 2-5	Typy uchycení vzorku při experimentu.....	20
obr. 2-6	Závislost koeficientu tření na čase s použitím různých roztoků při rychlosti $v = 0,33$ mm/s a zatížení 20%.....	21
obr. 2-7	Stribeckova plocha při použití přímého a šikmého uchycení.....	21
obr. 2-8	Snímek styčné plochy chrupavky a skla.....	23
obr. 2-9	Závislost koeficientu tření na čase s použitím různých průměrů vzorku.....	23
obr. 2-10	Závislost koeficientu tření na čase s využitím rehydratace.....	24
obr. 2-11	Měnicí se kontakt.....	25
obr. 2-12	Stálý kontakt.....	25
obr. 2-13	Třecí chování chrupavky v obou typech modelů.....	26
obr. 4-1	Provozní podmínky tribometru.....	29
obr. 4-2	(a) kontaktní dvojice (b) vyhřívání vany.....	29
obr. 4-3	Tribometr a jeho části.....	30
obr. 4-4	a) Systémy tribometru b) Ovládací zařízení Arduino.....	31
obr. 4-5	Měřicí technika laboratoře ÚK.....	31
obr. 4-6	Proces odběru vzorků.....	32
obr. 4-7	Surová data.....	35
obr. 4-8	Upravená surová data	36
obr. 4-9	Graf posunuté třecí síly v závislosti na čase.....	36
obr. 4-10	Hodnoty třecí síly před filtrací (a) a po filtraci (b).....	37
obr. 4-11	Odstranění nežádoucích hodnot a převedení třecí síly na kladné hodnoty.....	37
obr. 4-12	Výsledné hodnoty součinitele tření v závislosti na čase.....	38
obr. 4-13	Vizualizace hodnot součinitele tření.....	38
obr. 5-1	Nezajištěná opakovatelnost za daných podmínek.....	39

obr. 5-2	Nezajištěná opakovatelnost za daných podmínek, bez 3. měření.....	39
obr. 5-3	Zajištěna opakovatelnost za nově definovaných podmínek (1).....	40
obr. 5-4	Zajištěna opakovatelnost za nově zadaných podmínek (2).....	40
obr. 5-5	Vliv rychlosti při zatížení 3 N.....	41
obr. 5-6	Vliv rychlosti při zatížení 5 N.....	41
obr. 5-7	Vliv rychlosti při zatížení 10 N.....	41
obr. 5-8	Vliv rychlosti při zatížení 12,5 N.....	42
obr. 5-9	Vliv zatížení při rychlosti 3 mm/s.....	42
obr. 5-10	Vliv zatížení při rychlosti 9 mm/s.....	43
obr. 5-11	Vliv zatížení při rychlosti 15 mm/s.....	43
obr. 5-12	Vliv rehydratace při zatížení 3 N a rychlosti 3 mm/s.....	44
obr. 5-13	Vliv rehydratace při zatížení 5 N a rychlosti 9 mm/s.....	44
obr. 5-14	Vliv rehydratace při zatížení 12,5 N a rychlosti 15 mm/s.....	44
obr. 6-1	Srovnání vzorků průměru 6 mm při podobné zátěži	46

11 SEZNAM TABULEK

tab. 4-1	Podmínky pro verifikační měření.....	33
tab. 4-2	Podmínky měření.....	34
tab. 4-3	Složení modelové kapaliny.....	34