



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# VLIV SLOŽENÍ SYNOVIÁLNÍ KAPALINY A TOPOGRAFIE TŘECÍCH POVRCHŮ NA MAZÁNÍ KLOUBNÍCH NÁHRAD

EFFECT OF SYNOVIAL FLUID COMPOSITION AND SURFACE  
TOPOGRAPHY MODIFICATION ON LUBRICATION OF JOINT  
REPLACEMENTS

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Pavel Hekrle

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2018



## Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Bc. Pavel Hekrle**  
Studijní program: Strojní inženýrství  
Studijní obor: Konstrukční  
inženýrství  
Vedoucí práce: **doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**  
Akademický rok: 2017/18

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:

### **Vliv složení synoviální kapaliny a topografie třecích povrchů na mazání kloubních náhrad**

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

Vlivem artikulace kyčelní náhrady dochází k opotřebení stykových ploch, přičemž množství uvolněných otěrových částic do okolí kloubu má zásadní vliv na vznik osteolýzy následované aseptickým uvolněním komponent náhrady. Aby bylo možné studovat procesy opotřebení, je zapotřebí pochopit mechanismy utváření mazacího filmu v kontaktu mezi hlavicí a jamkou náhrady. Aktuální výzkumné práce však naznačují, že zásadní vliv na formování mazacího filmu má nejen složení synoviální kapaliny, ale také topografie třecích povrchů. Znalost uvedených závislostí může výrazně přispět k dalšímu vývoji náhrad při snaze zabránit jejich selhávání a následné nutnosti revizních operací.

Typ práce: výzkumná

Projekt: MŠMT

## **Cíle diplomové práce:**

Hlavním cílem je objasnit mechanismus utváření mazacího filmu mezi hlavicí a jamkou kloubní náhrady v závislosti na složení synoviální kapaliny a na modifikaci topografie třecích povrchů. Jedná se o experimentální práci založenou na využití optických měřicích metod a simulátoru kyčelního kloubu.

Dílčí cíle diplomové práce:

- analyzovat současný stav poznání,
- definovat podmínky experimentů,
- experimentálně popsat vývoj mazacího filmu v závislosti na definovaných vstupních parametrech,
- posoudit vliv jednotlivých složek synoviální tekutiny na procesy mazání,
- posoudit vliv modifikace topografie třecích povrchů náhrady na procesy mazání,
- připravit publikaci výsledků do odborného článku.

Požadované výstupy: publikace, průvodní zpráva.

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

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2) 18.pdf

## **Seznam doporučené literatury:**

VRBKA, M., I. KRUPKA, M. HARTL, T. NAVRAT, J. GALLO a A. GALANDAKOVA.

In situ

measurements of thin films in bovine serum lubricated contacts using optical interferometry.

Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.

2014, 228(2), 149-158. DOI: 10.1177/0954411913517498. ISSN 0954-4119.

VRBKA, M., D. NEČAS, M. HARTL, I. KŘUPKA, F. URBAN a J. GALLO. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. *Biotribology*. 2015, 1-2, 61-65. DOI: 10.1016/j.biotri.2015.05.002. ISSN 23525738.

GALANDÁKOVÁ, A., J. ULRICHOVÁ, K. LANGOVÁ, A. HANÁKOVÁ, M. VRBKA, M. HARTL a J.

GALLO. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for

biotribological experiments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*.

2017, 105, 1422- 1431. DOI: 10.1002/jbm.b.33663. ISSN 15524973.

NEČAS, D., M. VRBKA, F. URBAN, J. GALLO, I. KŘUPKA a M. HARTL. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of diameter, clearance and material. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2017, 69, 66-74. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.12.018. ISSN 15524973.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty



---

## **ABSTRAKT**

Hlavním účelem této diplomové práce je zjistit vliv složení synoviální tekutiny a dále vliv povrchových mikrotextr na mazání kyčelních náhrad. Pro všechny experimenty byl použit kyčelní simulátor fungující na principu kyvadla. Jako kontaktní páry byly použity kovové hlavice (CoCrMo) od firmy B Braun a acetabula z optického skla, která umožňují náhled do kontaktu. Rozměry jamek byly vytvořeny na základě rozměrů skutečných implantátů. Experimenty s povrchovými mikrotextrami simulovaly chůzi po dobu 210 s a byl pozorován vývoj mazacího filmu v závislosti na čase. Výsledky ukázaly, že všechny typy testovaných struktur zlepšily mazání v kontaktní oblasti, přičemž nejlépe dopadly čtvercové a trojúhelníkové struktury. Druhá část experimentů byla provedena na základě faktu, že složení synoviální tekutiny u zdravých lidí a u pacientů s různými stádii osteoartrózy, se liší. V rámci práce byly proto porovnány experimenty s různými modelovými tekutinami, které svým složením odpovídají různým skupinám pacientů. U modelové tekutiny, která odpovídá pacientům s osteoartrózou, byly následně provedeny experimenty s jednotlivými složkami a jejich kombinacemi, aby mohlo být detailněji popsáno, jak tyto složky ovlivňují mechanismus utváření mazacího filmu. Výsledky dokazují, že změna složení synoviální tekutiny u pacientů s osteoartrózou může mít zásadní vliv na tvorbu mazacího filmu uvnitř páru.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

biotribologie, totální endoprotéza kyčle, optická interferometrie, synoviální tekutina, mazání, topografie povrchu

## **ABSTRACT**

The main objective of this diploma thesis is to determine the influence of synovial fluid composition and the influence of surface microtextures on lubrication of hip joint replacements. For all experiments, hip joint simulator based on the pendulum principle was utilized. Metal heads (CoCrMo) manufactured by B Braun company and and tailor made acetabular cups from optical glass were used as contact couples. Acetabulum dimensions were fabricated according to dimensions of real implants. Experiments with surface microtextures simulated walking cycle for 210 s and development of lubrication film over time was observed. Results have shown that all types of tested structures improved lubrication of contact area, where the best results were obtained for square and triangle shapes respectively. Second set of experiments was based on the fact, that the composition of synovial fluid of healthy people differs from the composition of patients with various stages of osteoarthritis. Therefore, experiments with different model fluids were compared, which in their composition correspond to different groups of patients. For the model fluid that corresponds to the largest number of cases, experiments with individual components and combinations thereof were subsequently performed to provide a more detailed description of how these components affect the film-forming mechanism. The results show, that a change in fluid composition of patients with osteoarthritis can have a major negative effect on fluid formation process within the pair.

## **KEY WORDS**

Biotribology, total hip joint replacement, optical interferometry, synovial fluid, lubrication, surface topography

---





---

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

HEKRLE, P. *Vliv složení synoviální kapaliny a topografie třecích povrchů na mazání kloubních náhrad*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 95 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

---



---

## **PODĚKOVÁNÍ**

Chtěl bych poděkovat vedoucímu práce panu doc. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D. za jeho odborné vedení a cenné rady, které mi pomohly při vypracování této diplomové práce. Rovněž bych chtěl poděkovat rodině a přátelům za pomoc a podporu během celého studia.

## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že tuto diplomovou práci Vliv složení synoviální tekutiny a topografie povrchu na mazání kloubních náhrad, jsem vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. a uvedl v seznamu všechny literární, odborné a jiné zdroje.

V Brně dne: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Pavel Hekrl



## OBSAH

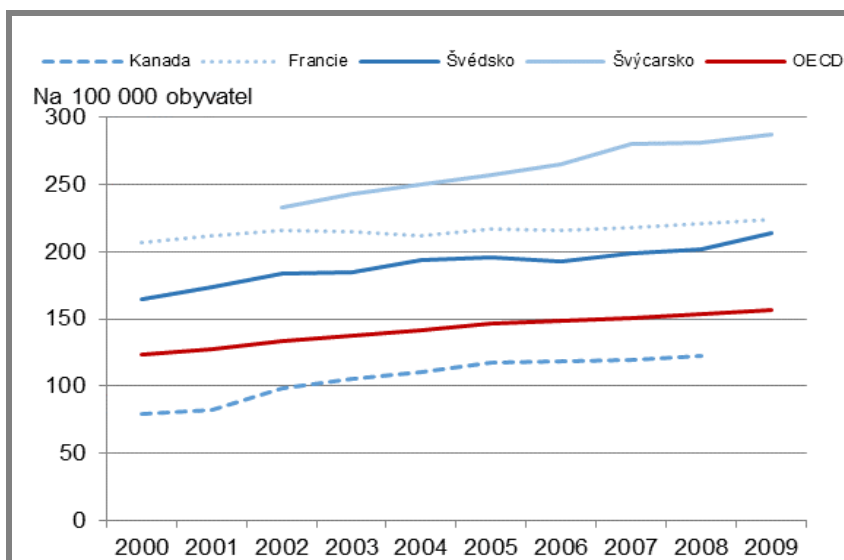
<b>1 ÚVOD .....</b>	<b>15</b>
<b>2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ.....</b>	<b>17</b>
2.1 Historie a vývoj endoprotéz.....	17
2.2 Současný stav .....	18
2.2.1 Kov-na-kov (MoM) .....	18
2.2.2 Keramika-na-keramiku (CoC) / Keramika-na-Polyetylen (CoPE) .....	19
2.2.3 Kov-na-polyetylen (MoPE) .....	19
2.3 Kyčelní kloub .....	19
2.4 Synoviální tekutina .....	20
2.4.1 Složení .....	21
2.5 Procesy mazání .....	22
2.5.1 Maziva .....	22
2.5.2 Typy mazání .....	23
2.6 Predikce tloušťky mazacího filmu.....	24
2.7 Vliv složek maziva .....	27
2.8 Vliv konformity kontaktu .....	33
2.8 Vliv topografie povrchu.....	36
<b>3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE .....</b>	<b>42</b>
3.1 Analýza problému.....	42
3.2 Analýza, interpretace a zhodnocení poznatků z rešerše .....	42
3.3 Podstata a cíle diplomové práce .....	43
<b>4 MATERIÁL A METODY .....</b>	<b>44</b>
4.1 Simulátor kyčelního kloubu .....	44
4.1.1 Konstrukce simulátoru.....	44
4.1.2 Měřicí řetězec .....	45
4.1.3 Upevnění kontaktních dvojic.....	45
4.2 Optická interferometrie.....	46
4.3 Použité materiály a textury .....	46
4.4 Použitá maziva.....	49
4.5 Plán experimentů .....	50
4.6 Podmínky experimentů a postup měření .....	51
4.6.1 Postup měření při zkoumání vlivu textur na chování mazacího filmu .....	52
4.6.2 Postup měření při zkoumání vlivu složek synoviální tekutiny na chování mazacího filmu .....	54
<b>5 VÝSLEDKY .....</b>	<b>56</b>
5.1 Vliv povrchových struktur na chování mazacího filmu .....	56
5.1.1 Tvorba mazacího filmu u hlavice se čtvercovými denty .....	56
5.1.2 Tvorba mazacího filmu u hlavice s eliptickými denty .....	57
5.1.3 Tvorba mazacího filmu u hlavice s trojúhelníkovými denty.....	58
5.1.4 Tvorba mazacího filmu u hlavice bez dentů.....	59
5.2 Vliv složení synoviální tekutiny na chování mazacího filmu – experimenty s komplexními modelovými tekutinami .....	60
5.2.1 Tvorba mazacího filmu u modelové kapaliny odpovídající zdravým osobám.....	60
5.2.2 Tvorba mazacího filmu u modelové kapaliny odpovídající pacientům skupiny K1.....	63

---

5.2.3	Tvorba mazacího filmu u modelové kapaliny odpovídající pacientům skupiny K2/K3 .....	65
5.3	Vliv složení synoviální tekutiny na chování mazacího filmu – experimenty se složkami modelové tekutiny K2/K3 .....	68
5.3.1.	Měření tloušťky filmu u roztoků obsahujících globulin .....	68
5.3.2.	Měření tloušťky filmu u roztoků obsahujících albumin .....	69
5.3.3.	Měření tloušťky filmu u roztoků obsahujících albumin s globulinem ....	71
5.3.4.	Vyhodnocení chování mazacího filmu v průběhu jednoho kyvu. ....	73
<b>6</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>75</b>
6.1	Predikce tloušťky mazacího filmu .....	75
6.2	Vliv topografie povrchu .....	75
6.3	Vliv složení synoviální tekutiny .....	78
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>84</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ .....</b>	<b>86</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN .....</b>	<b>90</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ .....</b>	<b>91</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>94</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>95</b>

## 1 ÚVOD

Pacienti trpící různými nemocemi kyčelních kloubů a s nimi spojenými bolestmi mají různé možnosti léčby. Pokud jsou však tyto nemoci v pokročilém stádiu, a konzervativní léčba nepomáhá, je za nejlepší řešení pro pacienta považována totální endoprotéza kyčelního kloubu. Ta je již v současné době poměrně běžnou operací, která zlepšuje kvalitu života miliónů pacientů. Pacientům je do těla vložen umělý kloub. Po rehabilitaci dochází ke značnému zmenšení bolesti a zlepšení pohyblivosti pacienta, v některých případech téměř do normálního stavu. Jednou z nejčastějších příčin onemocnění kyčelních kloubů je osteoartróza. Tato nemoc se projevuje tím, že dochází k postupnému ubývání a přestavbě kloubní chrupavky a pacienti postižení touto nemocí trpí bolestmi. Je odhadováno, že celosvětově je určitým stádiem této nemoci postihnuto asi 10 % mužů a 18 % žen ve věku nad 60 let. Ze studií vyplývá, že počet totálních endoprotéz ve světě pozvolna roste. Na obrázku 1.1 [2] je vidět, že počet operací mezi lety 2000 a 2009 v uvedených státech vzrostl až o 50 operací na 100 000 obyvatel. To znamená například v případě Francie nárůst až o 25 %. [1]



**Obr. 1.1** Vývoj počtu totálních endoprotéz kyčelních kloubů mezi roky 2000-09 ve vybraných zemích [2]

Je známo, že věk je důležitým faktorem ovlivňujícím vývoj této nemoci. Mezi další faktory patří například obezita, nedostatek fyzické aktivity nebo i naopak nadměrná zátěž například u sportovců, kouření, nadměrné užívání alkoholu či zranění. Právě tyto faktory pravděpodobně spějí k tomu, že kromě celkového počtu operací kyčelních kloubů roste také množství operací u mladších lidí. U pacientů s věkem nižším než 50 let vzrostl počet operací od počátku nového milénia do roku 2009 ze 4,4 % na 5,4 %. Státy s největším počtem operací jsou v současné době Německo, Švýcarsko a Rakousko. [1, 2]

Vzhledem k tomu, že počet operací kyčelních kloubů u mladších lidí roste a zároveň se pozvolna zvedá průměrná délka života obyvatel, zvedají se nároky na životnost endoprotéz. Ta je v současné době omezena na 15 až 20 let, přičemž se tato doba

může zkrátit až na polovinu, pokud pacienti mají aktivní styl života. Pokud je tedy tato operace provedena u mladší osoby, je pravděpodobné, že bude potřebovat reoperaci, která je jednak nákladná a také značně komplikovanější než první operace. [3, 4]

Hlavním důvodem omezené životnosti kloubních náhrad je opotřebení. Opotřebení úzce souvisí se třením a proto je snaha tření omezit vhodnou volbou interagujících materiálu a mazivem. Jako materiál pro hlavice se v současné době nejvíce využívá kov CoCrMo nebo keramika  $Al_2O_3$ , či  $ZrO_2$ . Pro jamky se využívá například vysokomolekulární polyetylen UHMWPE nebo keramika. Ve všech případech však v určité míře vznikají otěrové částice, které mohou způsobovat záněty, osteolýzu, či aseptické uvolnění náhrady a s tím spojené zkrácení životnosti. Z těchto důvodů je snaha zkoumat a popsat procesy tření, mazání a opotřebení v kloubních náhradách a pomocí získaných poznatků přispět ke zvýšení jejich životnosti. Ze tří uvedených oblastí jsou dosud nejméně popsány procesy mazání. To je způsobeno tím, že pro in vivo měření je třeba vidět do oblasti kontaktu a zároveň pomocí vhodné metody vyhodnotit proces utváření mazacího filmu, což je značně komplikované. V současné době se k tomuto vyhodnocení využívají dvě experimentální metody: interferometrie a fluorescenční mikroskopie. [3, 5]

Při zjišťování chování mazacího filmu pro různé případy byla již provedena celá řada experimentů typu ball-on-disc, které však nerespektují konformitu povrchu kloubu a jamky. Proto bylo vyvinuto zařízení, fungující na principu kyvadla, pomocí kterého je možné lépe simulovat reálné podmínky a pozorovat chování maziva v konformním kontaktu. I na tomto zařízení již byla provedena řada měření. Tato měření společně s dalšími aktuálními výzkumnými pracemi naznačují, že zásadní vliv na formování mazacího filmu má jednak složení synoviální kapaliny, ale také topografie třecích povrchů. Znalost uvedených závislostí může výrazně přispět k dalšímu vývoji náhrad při snaze zabránit jejich selhávání a následné nutnosti revizních operací.

V rámci této práce bylo provedeno několik experimentů, které porovnávají vliv různých tvarů povrchových struktur na vývoj mazacího filmu u konformního kontaktu. Bylo dokázáno, že složení synoviální tekutiny u zdravých lidí a u pacientů s různými stádii osteoartrózy, se liší. V rámci práce byly proto porovnány experimenty s různými modelovými tekutinami, které svým složením odpovídají různým skupinám pacientů. U modelové tekutiny, která odpovídá největšímu počtu případů, byly následně provedeny experimenty s jednotlivými složkami a jejich kombinacemi, aby mohlo být detailněji popsáno, jak tyto složky ovlivňují mechanismus utváření filmu.



## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Historie a vývoj endoprotéz

Totální endoprotéza kyčelního kloubu je považována za jeden z nejúspěšnějších ortopedických zákroků své generace. Existuje celá řada osobností, které lze zařadit mezi průkopníky v oblasti endoprotetiky a zde bude uvedeno pouze několik významných jmen. Jedny z prvních pokusů o tuto operaci proběhly v Německu v roce 1891. Profesor Themistocles Glück prezentoval použití slonoviny k náhradě femorálních hlavic u pacientů, jejichž kyčelní klouby byly zničené tuberkulózou. V dalších desetiletích chirurgové experimentovali s používáním různých tkání mezi artikulující povrchy u kloubů s artritidou. Na přelomu 19. a 20. století také došlo k velkému rozvoji endoprotéz a celá řada doktorů z Evropy a Spojených Států se zabývala jejich vývojem. V roce 1925 byl Mariusem Smith-Petersenem představen první model endoprotézy ze skla. To však nebylo schopné odolat velkým silám v kyčelním kloubu a tříštilo se. O několik let později byla pro výrobu totální endoprotézy, která se ke kosti přidělávala šrouby a hřeby, využita nerezová ocel. To uskutečnil Angličan George McKee (Obr.2.1). Ten také vyvinul jamku, která se upevňovala kostním cementem (Obr. 2.2). V té době však neexistoval způsob, jak spolehlivě upevnit implantát do kosti a výsledkem bylo časté uvolňování a selhávání endoprotéz. [6]

Velmi důležitou osobností v oblasti vývoje endoprotéz byl Američan Austin Moore (1899–1963), z jehož protézy se vycházelo i při tvorbě těch současných. Druhou osobou, která položila základy moderním endoprotézám, byl Sir John Charnley. Jeho protézy tvořil femorální stem, polyetylenová acetabulární komponenta a kostní cement. Tato endoprotéza byla představena v roce 1962 a v následujících letech dále inovována. V roce 1972 byla poprvé v Japonsku využita keramická hlavice. Během 80. a 90. let bylo hlavní příčinou selhávání endoprotéz aseptické uvolnění a osteolýza. To vedlo k dalšímu vývoji keramických materiálů, které vykazují menší opotřebení. Další podkapitola bude věnována kombinacím, které se nejvíce využívají v současnosti. [6, 7, 8]



Obr. 2.1 Protéza využívající k fixaci šrouby (George Mckee) [8]



Obr. 2.2 Protéza využívající k fixaci kostní cement (George Mckee) [8]

## 2.2 Současný stav

Jak již bylo zmíněno v úvodu, je v současné době největším problémem životnost endoprotéz. Postupem času se tedy vytrídily takové metody, postupy a kombinace materiálů, které vykazovaly nejlepší výsledky. Od roku 2000 se většinou využívají pouze 4 materiálové kombinace [9, 12].

### 2.2.1 Kov-na-kov (MoM)

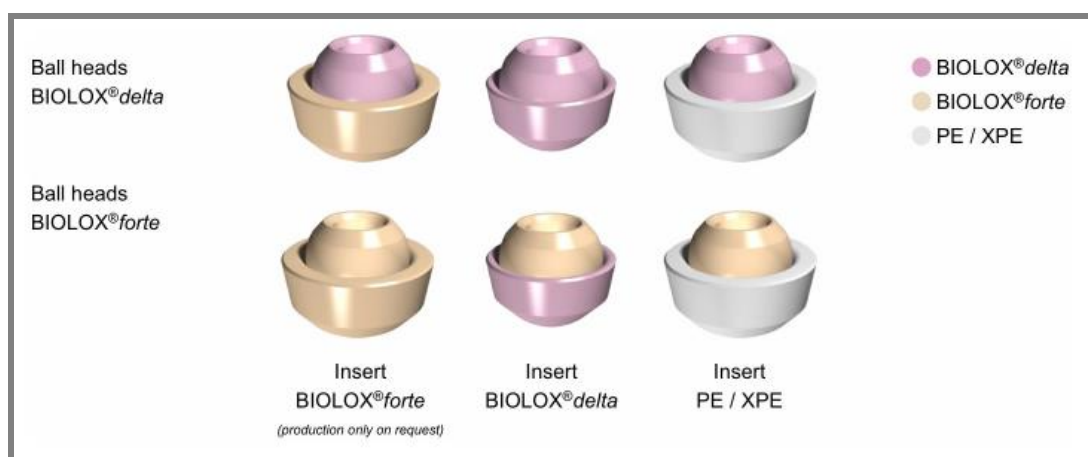
Kombinace MoM nabízí určité výhody, které prokázal Cuckler (2005). Mezi ně patří například menší výskyt zánětů oproti polyetylenu či zvýšená ohebnost a pružnost komponent. Z těchto důvodů je tato kombinace vhodná pro mladé pacienty. Velkým problémem je však vznik velkého množství otěrových částic. Během roku 2010 byly provedeny studie, které upozorňovaly na nebezpečný vliv těchto částic na okolní tkáň a případný vznik takzvaných pseudonádorů. Důsledkem toho kleslo během následujícího roku množství MoM implantátů například ve Spojených státech až o 80%. Od té doby až do současnosti je tedy využití tohoto páru minimální a probíhají výzkumy, které jsou zaměřené na pochopení mechanismů opotřebení a snížení vzniku otěrových částic. [9]



Obr. 2.3 MoM protéza [8]

### 2.2.2 Keramika-na-keramiku (CoC) / Keramika-na-Polyetylen (CoPE)

Keramické materiály začaly být využívány v 70. letech. Keramika má větší tvrdost než jiné materiály a také dobrou odolnost proti poškrábání. Hydrofilní protézy navíc zajišťují dobré mazání, což vede ke zmenšení ke snížení tření a opotřebení. Z těchto důvodů jsou keramické protézy často využívány u mladých pacientů, u kterých je dlouhá životnost endoprotézy důležitá. Nevýhodou je vysoká cena, což brání jejich širšímu využití. Mezi nejmodernější druhy implantátu patří například BIOLOX®*forte*, z materiálu  $\text{Al}_2\text{O}_3$  nebo BIOLOX®*delta*, který z 82 % tvoří opět  $\text{Al}_2\text{O}_3$  a ze 17 %  $\text{ZrO}_2$ . Zbýlé procento pak tvoří oxid strontnatý a oxid chromitý, který zapříčiňuje typické růžové zbarvení. Oba tyto materiály jsou od firmy CeramTec. Hlavice s jamkami lze navzájem kombinovat a je možné použít i jamku z polyetylenu (Obr. 2.4). [7, 10, 11]



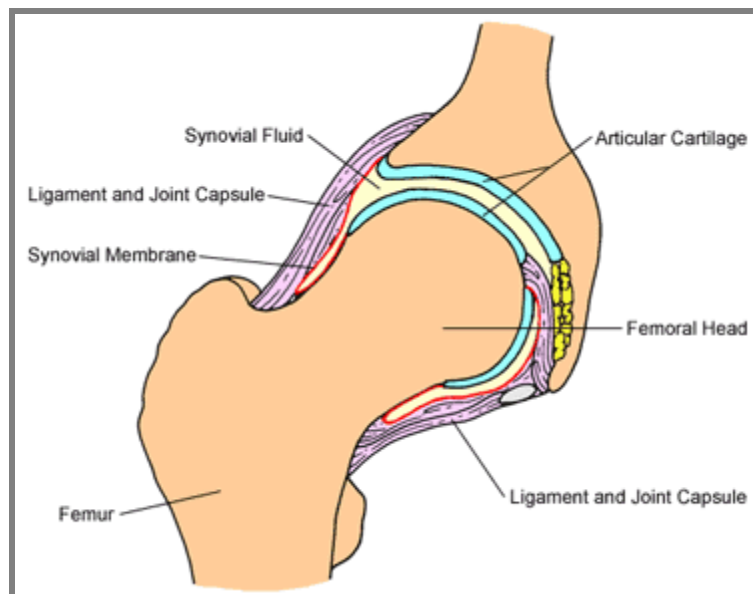
Obr. 2.4 BIOLOX® portfolio materiálových kombinací [11]

### 2.2.3 Kov-na-polyetylen (MoPE)

MoPE páry nejčastější kombinací pro všechny typy protéz. Od 70. let, kdy byly poprvé úspěšně využity, se stále vyvíjely a v současné době nabízejí bezpečnou, předvídatelnou a cenově dostupnou materiálovou kombinaci pro většinu pacientů. Hlavním problémem těchto protéz jsou částice polyetylenu, které způsobují osteolýzu uvolňováním cytokinů a proteolytických enzymů. Částice polyetylenu bývají nejčastější příčinou selhání MoPE endoprotéz. [9]

## 2.3 Kyčelní kloub

Lidský kyčelní kloub je znázorněn na obrázku 2.5. Jedná se v podstatě o kontakt stehenní kosti (femuru) a kosti pánevní. Na sférických artikulujících plochách se nachází chrupavka. Ta je poměrně tuhá, ale zároveň dost pružná na to, aby tlumila otřesy. Další důležitou vlastností chrupavky je hladkost jejího povrchu. Mezi oběma povrchy je synoviální tekutina, která slouží jako mazivo. Celý kloub je obalen v kloubním pouzdře [13].

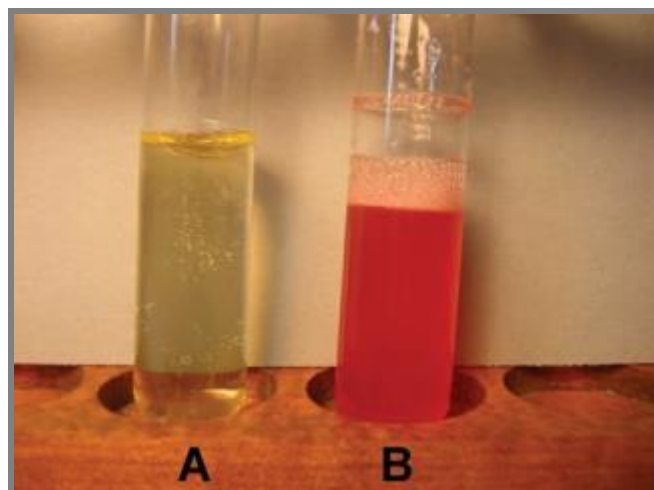


Obr. 2.5 Schéma kyčelního kloubu [14]

## 2.4 Synoviální tekutina

Synoviální tekutina je plasmový dialyzát upravený složkami, které vylučuje kloubní tkáň. Hlavním rozdílem mezi synoviální tekutinou a dalšími tělními tekutinami na bázi plazmy je vysoký obsah kyseliny hyaluronové [14].

Synoviální tekutina má dvě hlavní funkce. Jednak pomáhá při výživě kloubní chrupavky tím, že slouží jako transportní médium pro výživové látky jako je například glukóza a dále slouží jako mazivo mezi artikulujícími povrchy. Snížený obsah glukózy v synoviální tekutině může být spojen s různými nemocemi, jako je například artritida [15]. Objem synoviální tekutiny se liší kloub od kloubu. Například kolenní kloub obvykle obsahuje okolo 4 ml [16]. pH tekutiny se pohybuje od 7,0 do 7,8. Na základě experimentů se psy je pH snižováno cvičením a stoupá při odpočinku. Viskozita synoviální tekutiny se odvíjí od viskozity hyaluronové kyseliny. Mazací schopnosti kyseliny jsou občas srovnávány s její viskozitou, avšak bylo dokázáno, že experimentálně vyvolané trávení hyaluronové kyseliny poruší mazací schopnosti synoviální tekutiny, ale nemění její viskozitu. Stejně tak bylo prokázáno, že depolymerizováním lze změnit její viskozitu bez změny lubrikačních vlastností. Normální synoviální tekutina se nesráží, ale může vykazovat thixotropii. Srážlivost může vyvolat fibrinogen, který se do tekutiny dostane v případě poškození membrány. Tekutina je bezbarvá, avšak v případě zánětu nebo artrózy se může zbarvit do žluta nebo do červena (Obr. 2.6) [16].



Obr. 2.6 Synoviální tekutina A) Zdravého člověka B) S příměsí krve [16]

#### 2.4.1 Složení

Téměř všechny složky synoviální tekutiny jsou odvozeny z krevní plasmy. Obsah těchto složek může být ovlivněn, kromě již zmíněné artritidy, ovlivněn také například záněty. To souvisí se změnou propustnosti synoviální membrány, která při zánětu propouští jiné množství proteinů. [17]

#### Proteiny

Synoviální tekutina obsahuje téměř všechny proteiny obsažené v plazmě. Mezi ty patří zejména albumin a globulin [17]. Výjimkami jsou fibrinogen, beta 2 makroglobulin a alfa 2 makroglobulin, které mohou, ale nemusí být v malých množstvích přítomné. Obvyklý obsah proteinů je asi 1-3 g/dl [16].

#### Lipidy

Synoviální tekutina obsahuje stopové množství fosfolipidů. Ty společně s proteiny tvoří tzv. lubricin, který výrazně přispívá ke snížení tření.

#### Kyselina hyaluronová

Kyselina hyaluronová je linární polysacharid, který se skládá z pravidelně se opakujících disacharidových jednotek, kdy každá z těchto jednotek obsahuje kyselinu D-glukuronovou a N-acetylglukosamin [15]. V současnosti se předpokládá, že zdrojem této složky jsou fibroblasty a synoviální membránové buňky.

#### Glukóza

Obsah glukózy v normální synoviální tekutině by měl být menší než 10 mg/dl. V případě výskytu infekce však může stoupnout až na hodnoty mezi 20-100 mg/dl. U jiných než infekčních poruch tento obsah naopak klesá [16].

#### Kyselina močová

Obsah této kyseliny se pohybuje v rozmezí od 6 do 8 mg/dl. Její přítomnost v synoviální tekutině je užitečná k diagnostikování nemoci Dna. [17]

**Kyselina mléčná**

Další složkou synoviální tekutiny je kyselina mléčná. Její obsah je asi 20 mg/dl, ale u kloubu postiženého artrózou může stoupnout až na 1000 mg/dl. [17]

**Laktátdehydrogenáza (LD)**

Laktátdehydrogenáza je enzym, který se podílí na přeměně pyruvátu na laktát, což je poslední krok spalování glukózy v buňkách [18]. Obsah tohoto enzymu zvyšuje artritida či Dna [16].

**Revmatoidní faktor (RF)**

RF je druh protilátky produkované imunitním systémem proti imunoglobulinům. Tuto látku produkuje zejména lymfatická tkáň v zánětem postiženém kloubu, kostní dřevě, lymfatických uzlinách a slezině [18].

**2.5 Procesy mazání****2.5.1 Maziva**

Mazivem obecně lze nazývat tenkou vrstvu plynu, tekutiny či pevné látky vložené mezi dva pohybující se povrchy za účelem dosažení hladšího plynulejšího pohybu a snížení rizika poškození či opotřebení. Tyto vrstvy jsou obvykle v řádech nanometrů až mikrometrů, a proto je velmi náročné je pozorovat. V případě biotribologie se většinou pracuje pouze s kapalnými mazivy a oleji. V kloubech se totiž nachází synoviální tekutina, která již byla popsána v předchozí kapitole a k případným testům nebo měřením se využívá maziv či olejů, které se dají s touto tekutinou porovnat. Nebo obsahují její složky. [20]

Každé mazivo má několik důležitých parametrů. Nezákladnější vlastností každé tekutiny je dynamická viskozita. Ta v podstatě udává odpor, který kladou dvě sousední vrstvy kapaliny proti vzájemnému pohybu. Jinými slovy se jedná o vnitřní tření kapaliny [20]. Vzorec pro výpočet viskozity je následující:

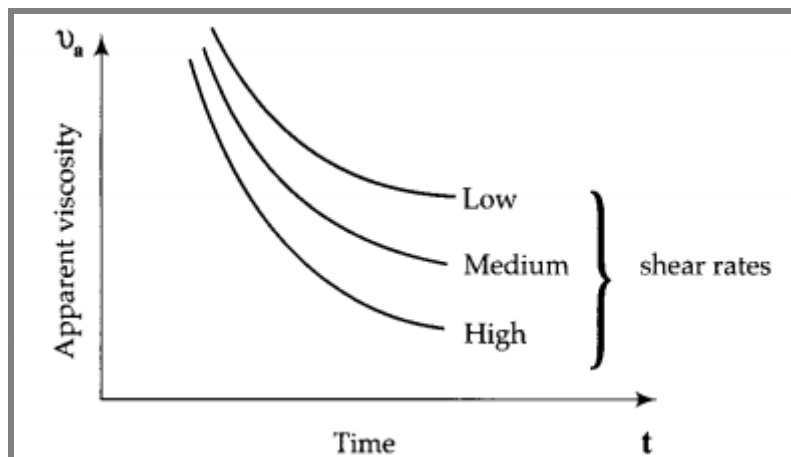
$$\eta = \frac{\tau}{\frac{u}{h}} \quad (2.1)$$

Kde  $\tau$  je smykové napětí dané tekutiny a  $u/h$  je rychlostní gradient kolmý ke smykovému napětí. Podílem kinematické viskozity a hustoty kapaliny je dána tzv. dynamická viskozita:

$$v = \frac{\eta}{\rho} \quad (2.2)$$

Jedním z velkých problémů při různých predikcích a výpočtech mazacího filmu je, že dynamická viskozita není konstanta, ale je závislá na různých parametrech, jako je například tlak nebo teplota. Synoviální tekutina navíc vykazuje tzv. thixotropní chování. To znamená, že kapalina při smykovém namáhání s postupem času ztrácí svojí viskozitu až na určitou mez (Obr. 2.7). [20]



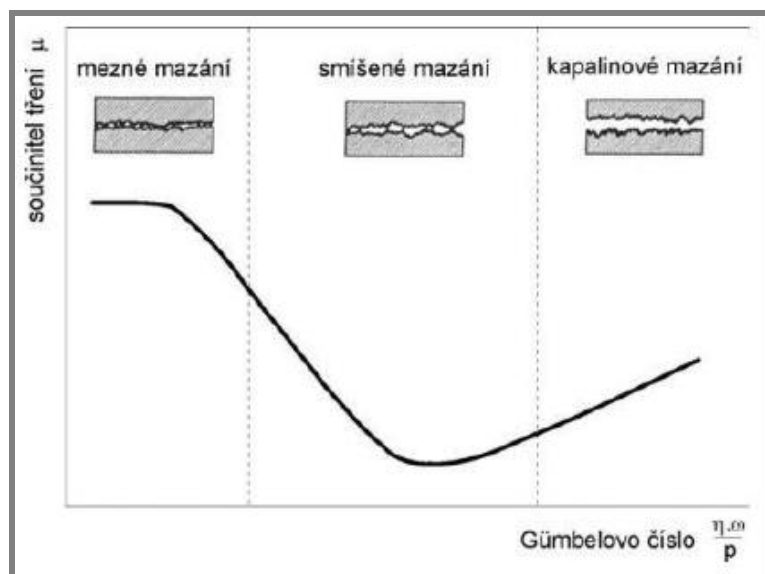


Obr. 2.7 Thixotropní chování [19]

### 2.5.2 Typy mazání

V závislosti na tom, jak jsou od sebe třecí povrchy odděleny, se rozlišuje několik typů mazání. U mazání kapalinového dochází ke kompletnímu oddělení třecích povrchů souvislým mazacím filmem [5]. Kapalinové mazání lze dále dělit na hydrodynamické a elastohydrodynamické. U elastohydrodynamického mazání dochází k elastickým deformacím třecích povrchů. Tyto deformace jsou srovnatelné s tloušťkou mazacího filmu a nastává obvykle u nekonformně zakřivených povrchů. U hydrodynamického mazání k takovýmto deformacím nedochází [3]. U dalších typů mazání dochází ke vzájemnému dotyku třecích povrchů. Jedná se o mazání smíšené a mezné. K mazání meznému dochází zejména při vysokých zatíženích a nízkých rychlostech. Třecí povrchy se nacházejí v bezprostřední blízkosti a dochází k vzájemné interakci povrchových nerovností. Mezný film vzniká chemickými a fyzikálními reakcemi mezi mazivem a třecími povrchy. V případě smíšeného mazání se některé části povrchu vzájemně dotýkají a deformují. Na těchto částech dochází k mazání meznému, zatímco na zbylém povrchu dochází k mazání kapalinovému [5].

Jednotlivé režimy mazání lze přehledně znázornit pomocí Stribeckovy křivky (Obr. 2.8). Tato křivka udává závislost součinitele tření  $\mu$  na tzv. Gümbelově čísle, jež je vyjádřeno jako součin dynamické viskozity maziva  $\eta$  a úhlové rychlosti čepu  $\omega$  podělený tlakem  $p$  [5]. U TEP kyčlí dochází v závislosti na provozních podmínkách k meznému, smíšenému i elastohydrodynamickému mazání.



Obr. 2.8 Stribeckova křivka [5]

## 2.6 Predikce tloušťky mazacího filmu

Tlaky, které vznikají v kloubních náhradách, způsobují elastické deformace 10-100 krát větší než je průměrná tloušťka mazacích filmů. Z toho důvodu je třeba uvažovat elastohydrodynamický efekt. Smykové rychlosti jsou velmi vysoké ( $10^6$ - $10^7$  1/s) a při takových podmínkách se viskozita synoviální tekutiny pohybuje na hodnotách mezi 0,0009 až 0,002 Pa\*s. Na těchto předpokladech jsou postaveny různé predikce tloušťky filmů [9]. Jednu z takových predikcí pro ustálený stav vytvořili **Hamrock a Dowsen** [20] v roce 1978:

$$H_{min} = \frac{h_{min}}{R_x} = 7.43(1 - 0.85e^{-0.3k})U^{0.65}W^{-0.21} \quad (2.3)$$

Kde  $R_x$  je efektivní poloměr ve směru pohybu a lze ho vypočítat následovně:

$$R_x = \frac{d^2}{2c_d} \left(1 + \frac{c_d}{d}\right) \quad (2.4)$$

e je míra elipticity (1 pro kruh), U je bezrozměrný parametr rychlosti:

$$U = \frac{\eta u}{E' R_x} \approx \frac{\eta \Omega c_d}{2E' d} \quad (2.5)$$

Posledním parametrem je W, což je bezrozměrný parametr zatížení:

$$W = \frac{w}{E' R_x^2} \approx \frac{4w c_d^2}{E' d^4} \quad (2.6)$$

S tímto zjednodušením lze výraz pro výpočet tloušťky mazacího filmu zapsat následovně:



$$h_{min} = 1.40 \frac{d^2}{c_d} \left( \frac{\eta \Omega c_d}{2E'd} \right)^{0.65} \left( \frac{4w c_d^2}{E'd^4} \right)^{-0.21} \quad (2.7)$$

Nebo v přehlednějším tvaru:

$$h_{min} = 0.66685 \frac{d^{2.19}}{c_d^{0.77} w^{0.21}} \eta^{0.65} \Omega^{0.65} (E')^{-0.44} \quad (2.8)$$

Z tohoto výrazu plyne, že teoretická tloušťka mazacího filmu při ustáleném stavu je silně závislá na průměru hlavice ( $d^{2.19}$ ), inverzně závislá na průměrové vůli ( $c_d^{0.77}$ ) a pouze málo ovlivněna zatížením ( $w^{0.21}$ ).  $\eta$  je dynamická viskozita zkoumaného maziva, která má stejný vliv jako úhlová rychlost ( $\Omega$ ). Posledním parametrem je  $E'$ , což je v podstatě Yongův modul pružnosti se zahrnutím úhlové rychlosti pro simulovaný cyklus chůze. Ta se většinou volí jako 1 Hz. Jelikož se jak zatížení, rychlost a pravděpodobně i viskozita mění v průběhu každého cyklu, slouží tento výpočet pouze k počátečnímu odhadu tloušťky filmu. Přesto se však v mnoha případech ukázaly tyto vzorce užitečné. [20]

Další, kdo se zabýval predikcí tloušťky mazacího filmu, byl **Wang, D. et al.** [21]. Ten vytvořil rovnice pro odhad minimální a centrální tloušťky filmu. Vycházel přitom z modelu „ball-on-plane“, do kterého zahrnul vliv konformity povrchů. Rovnice vypadají následovně:

$$H_{min} = 1.47 M^{(38M^{-2.20} + 0.0045 \log M - 0.214)} * U^{2/5} \quad (2.9)$$

$$H_{cen} = 2.22 M^{(38M^{-2.20} + 0.0082 \log M - 0.274)} * U^{2/5} \quad (2.10)$$

$M$  je tzv. Moesovo zatížení dané vzorcem:

$$M = \frac{W}{U^{4/5}} \quad (2.11)$$

Dále  $W$  a  $U$  jsou bezrozměrné parametry zatížení a rychlosti:

$$W = \frac{1 - 2\nu}{(1 - \nu)^2} \frac{D}{R} \frac{w}{E'' R^2} \quad (2.12)$$

$$U = \frac{1 - 2\nu}{(1 - \nu)^2} \frac{D}{R} \frac{\eta u}{E'' R} \quad (2.13)$$

$E''$  je ekvivalentní Yongův modul se zahrnutím poissonova poměru ( $\nu_p$ ):

$$E'' = \frac{E}{1 - \nu_p^2} \quad (2.14)$$

Posledními neznámými parametry jsou  $D$ , což je tloušťka acetabula a efektivní rádius ( $R$ ):

$$R = 2R_1R_2/c_d \quad (2.15)$$

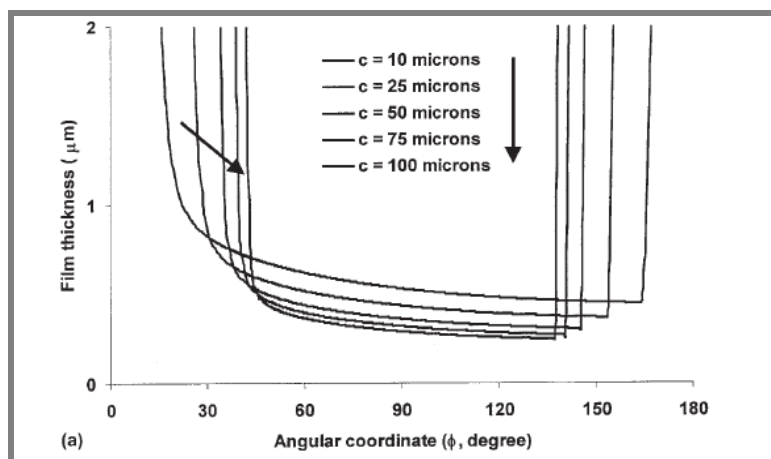
$R_1$  a  $R_2$  jsou poloměry hlavice a jamky. Zbylé parametry jsou označením shodně s předchozí predikcí.

Kromě těchto predikcí se začaly také využívat odhady na principu numerických metod. **D Jalali-Vahid et al.** [22] vytvořili v rámci studie numerickou metodu, která řeší Reynoldsovu rovnici společně s rovnicí elasticity. Na základě predikcí z upraveného modelu „ball-on-plane“ popsaného výše a polovině kontaktního úhlu byly vytvořeny predikce chování mazacího filmu jak pro skutečné kyčle, tak pro kyčelní náhrady s UHMWPE jamkou.

V rámci této studie byla predikována centrální tloušťka mazacího filmu v celé oblasti kontaktu podél centrální linie v závislosti na zatížení a na radiální vůli (Obr. 2.). Zvolené parametry byly následující:

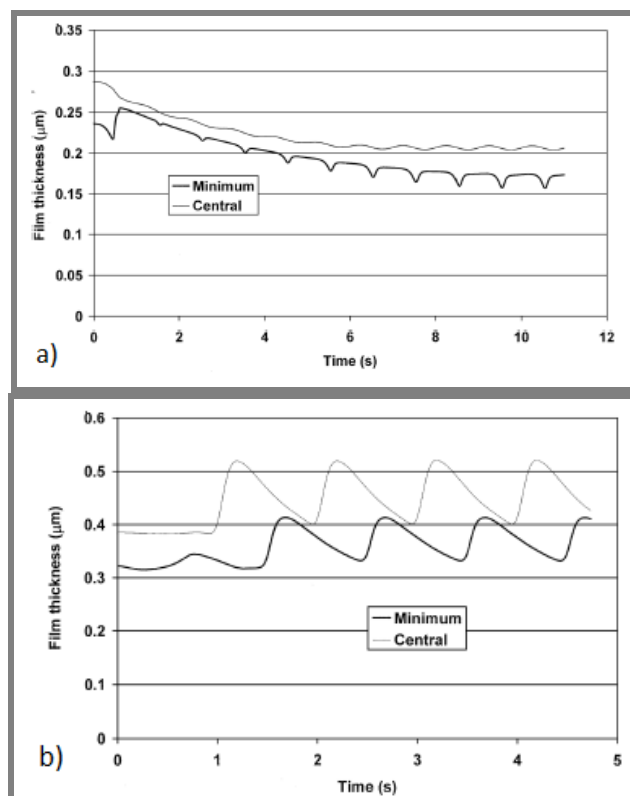
parametr	$\omega$	w	$R_1$	d	$\eta$	E
hodnota	2 rad/s	2500 N	14 mm	7 mm	0.01	1000 MPa

Tab. 2.1 Tabulka parametrů zvolených pro výpočet predikce



Obr. 2.9 Stribeckova Predikované profily tloušťky filmu podél centrální linie ve směru pohybu pro model „ball-in-socket“ s různými radiálními vůlemi [22]

O rok později **D. Jalali-Vahid a Z. M. Jin** [23] na stejné univerzitě vydali článek, ve kterém prezentují vylepšení předchozí numerické metody. Je v ní zahrnuta jednak změna zatížení, tak změna úhlové rychlosti v průběhu cyklu, a ačkoliv byly oba průběhy zjednodušeny, odpovídají reálným podmínkám při chůzi více. Na obrázku 2.10a se nachází predikovaná minimální a centrální tloušťka filmu pro proměnnou rychlost a konstantní zatížení v závislosti na čase a na obrázku 2.10b stejná závislost pro konstantní rychlost a proměnné zatížení.



**Obr. 2.10** Predikovaná minimální a centrální tloušťka filmu v závislosti na čase pro a) proměnou rychlost a konstantní zatížení b) konstantní rychlost a proměnné zatížení [23]

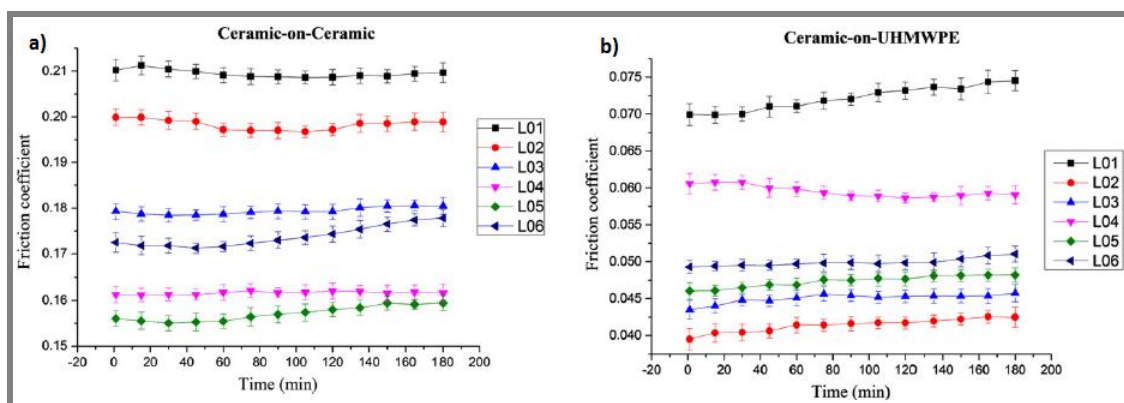
## 2.7 Vliv složek maziva

Vlivem složek maziva na tření a opotřebení se zabývá ve svém článku například **Subir Ghosh et al.** [24]. Článek vychází z toho, že obsah složek synoviální tekutiny se velmi liší u zdravých jedinců a u lidí postižených osteoartrózou. Cílem studie tedy bylo posoudit, jaký vliv mají tyto rozdíly na koeficient tření a rychlost opotřebení v simulovaném kyčelním kloubu. K tomu účelu byl využit pin-on-disc simulátor a testovanými páry byly CoC a CoPE. Testovanými složkami byli kyselina hyaluronová a albumin získané z hovězí synoviální tekutiny. Dále byl testován mucin získaný z prasečího žaludku. Ten měl nahradit lubricin, který má podobné vlastnosti, ale je velmi obtížné ho extrahovat. Z těchto jednotlivých složek bylo vyrobeno 6 typů lubrikantu popsanych v tabulce 2.2. Měření opotřebení bylo provedeno, jak již bylo zmíněno, na recipročním tribometru typu pin-on-disc, přičemž rozměr pinů byl 6 x 6,35mm. Teplota byla nastavena na 37°C tak, aby odpovídala teplotě těla a rychlost recipročního pohybu byla 20 mm/s. Koeficient byl naměřen pro různé kontaktní tlaky, které se pohybovaly v rozmezí 180 – 255 MPa pro pár CoC a 12 – 17 MPa pro CoPE pár. Celkový čas experimentu pro každý tlak byl stanoven na 180 minut. Opotřebení bylo vyhodnoceno elektronovou mikroskopií. Vzorky byly prozkoumány před a po testech. Dále byly spektroskopicky vyhodnoceny částice, které se po testu nacházely ve vzorku použitého maziva. Rovněž byla provedena analýza úbytku materiálu na disku během testu a z toho vypočítána rychlost opotřebení. Kromě těchto parametrů byly také vyhodnoceny rozdíly viskozity a kontaktního úhlu před, během a po testu.

Maziva L05 a L06 vykazovaly menší opotřebení i koeficient tření u páru CoC, zatímco mazivo L02 mělo nejmenší tření u páru CoPE. Oproti tomu vykazovalo nejhorsí výsledky pro oba páry mazivo L01, jelikož špatně snášelo zatížení. L02, L05 a L06, které dopadly nejlépe z hlediska opotřebení a tření obsahovaly lubricin. Výsledky dále ukázaly, že viskozita maziv byla větší u lubrikantů obsahujících kyselinu hyaluronovou. Tato zvýšená viskozita se zároveň ukázala jako neefektivní pro snížení tření v případě, kdy mazivo neobsahuje současně fosfolipidy. Měření kontaktního úhlu odhalilo, že jeho růst a tudíž růst hydrofobicity napomáhá adsorbci proteinů.

Lubricant	Albumin (mg ml <sup>-1</sup> )	Globulin (mg ml <sup>-1</sup> )	Mucin (mg ml <sup>-1</sup> )	HA (mg ml <sup>-1</sup> )	Other	Viscosity (cP)	pH value
Lubricant 01	—	—	—	—	water	1.14	7.5
Lubricant 02	—	—	—	—	BSF	3.44	7.44
Lubricant 03	31.2	—	—	—	—	1.17	7.20
Lubricant 04	—	31.2	—	—	—	1.17	7.22
Lubricant 05	18	13.1	0.2	—	—	1.35	7.10
Lubricant 06	18	13.1	0.2	1.5	—	1.31	7.22

Tab. 2.2 Složení, viskozita a pH testovaných lubrikantů při teplotě 25°C [24]

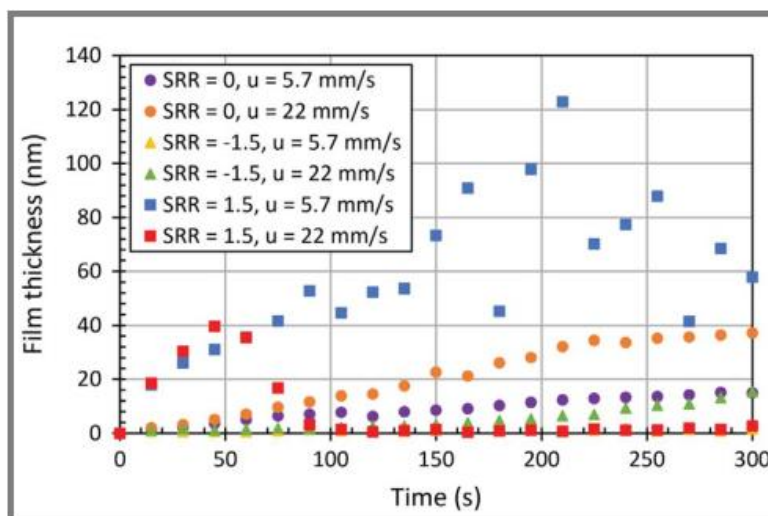


Obr. 2.11 Závislost koeficientu tření na čase pro různá zatížení a) CoC pár b) CoPE pár [24]

Z této studie vyplývá, že jednotlivé komponenty synoviální tekutiny mají individuální vliv jak na koeficient tření, tak na opotřebení. Při volbě materiálů kloubních náhrad by mělo být zvažováno, jaké složení má synoviální tekutina pacientů trpících osteoartrózou, jelikož některé páry mohou pro daná složení vykazovat lepší výsledky.

Problematikou vlivu složek maziva na mechanismy utváření mazacího filmu se zabýval **D. Nečas et al.** [25]. Cílem jejich studie bylo popsat podíl jednotlivých proteinů, obsažených v synoviální tekutině, na utváření mazacího filmu. K tomu autoři využili kolorimetrickou interferometrii v kombinaci s fluorescenční mikroskopií. Jako kontaktní dvojice byla zvolena kovová hlavice o průměru 28 mm a skleněný disk. Testovacím mazivem byl solný roztok albuminu a  $\gamma$ -globulin v poměru 2:1. Měření proběhala při rychlostech 5,7 a 22 mm/s a to jak pro podmínky čistého valení, tak i pro částečný pozitivní a negativní skluz. Kontakt byl zatížen silou 5 N, což odpovídá tlaku 180MPa.

Při podmínkách čistého valení tloušťka mazacího filmu v průběhu experimentu rostla bez ohledu na rychlost valení. Zároveň se ukázalo, že za těchto podmínek je v podstatě celá vrstva filmu tvořena albuminem. Jediným rozdílem bylo, že u vyšší rychlosti tloušťka vrstvy rostla o něco rychleji. V případě, kdy byla kulička rychlejší než disk (negativní skluz), vytvořila se při nižší rychlosti pouze velmi tenká vrstva maziva. Při vyšší rychlosti byla vrstva o něco vyšší a pomalu rostla. Na rozdíl od podmínek čistého valení byla nyní téměř celá tvořena  $\gamma$ -globulinem. V posledním případě, kdy rychlejší disk (pozitivní skluz), se mazací vrstva chovala velmi komplexně a oba proteiny prodělaly během testu určité kvalitativní změny. Bylo však prokázáno, že větší efekt má v tomto případě albumin. [25]



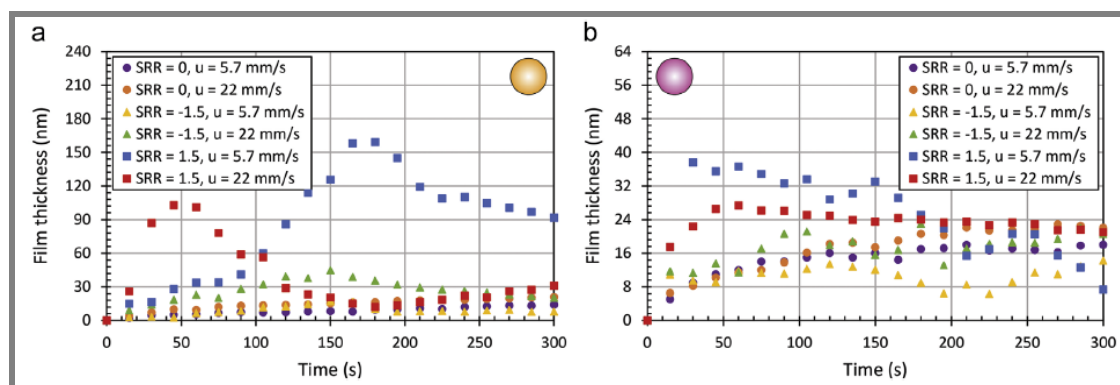
**Obr. 2.12** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro různé kinematické podmínky [25]

Tato studie prokázala, že při zkoumání mazacích mechanismů proteinových roztoků je nezbytné zvažovat zvlášť všechny složky testovaného maziva. Jednoduchý roztok proteinu s jedinou složkou nemůže vypovídat o chování komplexní tekutiny. Autor dále vyslovuje názor, že  $\gamma$ -globulin nejprve formuje velmi tenkou vrstvu proteinu, která umožňuje adsorpci vrstvy albuminu a nárůst tloušťky celého filmu. [25]

V další studii se stejní autoři zabývali podobnou studií se stejnými kinematickými podmínkami [26]. Místo kovové hlavice však byly použity hlavice keramické, konkrétně Sulox<sup>TM</sup> a BIOLOX<sup>®</sup>delta.

Pro podmínky čistého valení tloušťka pozvolna rostla pro obě rychlosti a stejně jako u předchozí studie byla většina mazacího filmu tvořena albuminem. V případě záporného skluzu byl mazací film závislý na čase, vzdálenosti i rychlosti. Při nižší rychlosti přispívaly k celkové tloušťce filmu oba proteiny, zatímco při vyšší rychlosti byl výsledný efekt  $\gamma$ -globulinu minimální. Ve třetím případě, kdy docházelo k pozitivnímu skluzu, bylo utváření mazacího filmu odlišné u každého typu keramiky. V případě keramiky Sulox se mazací film choval podobně jako u kovové hlavice, zatímco BIOLOX zapříčinil lehce odlišný průběh tloušťky filmu. Po

rychlém nárůstu na začátku docházelo k pozvolnému poklesu. U obou materiálů však s rostoucí rychlostí vzrostl příspěvek  $\gamma$ -globulinu. [26]



**Obr. 2.13** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro různé kinematické podmínky a) Sulox b) BIOLOX [26]

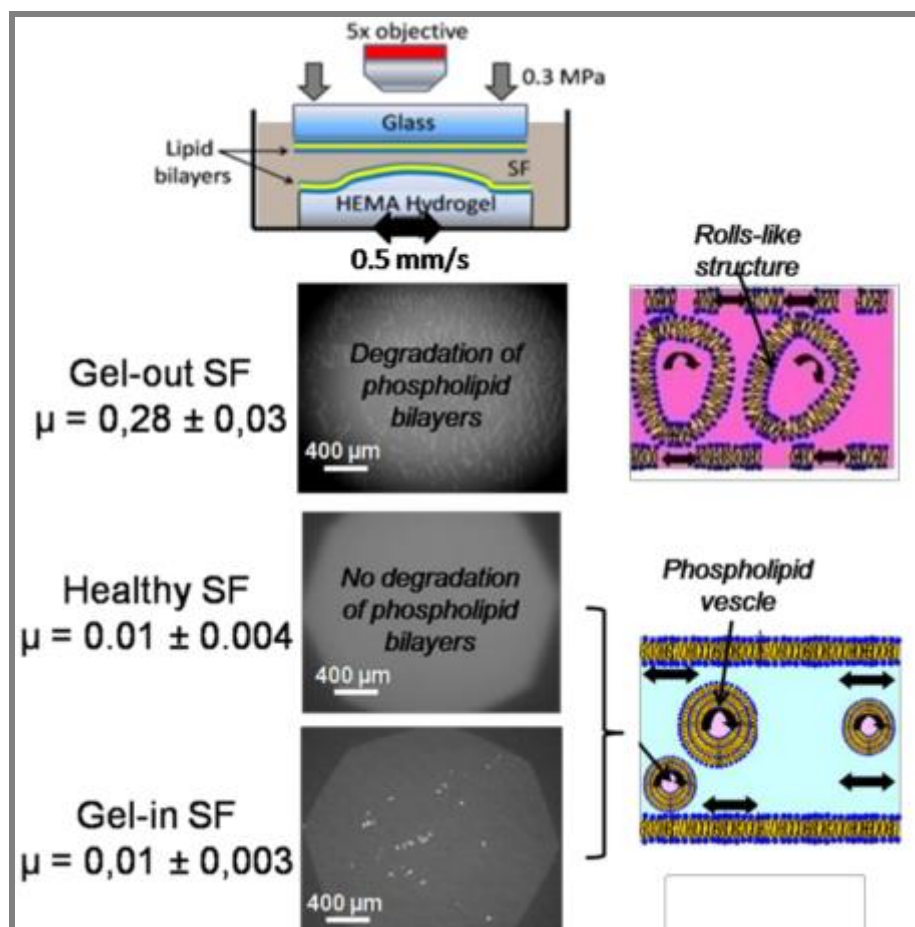
Bylo dokázáno, že Sulox přispívá při většině podmínek k tvorbě silnějšího mazacího filmu než BIOLOX. Stejně jako u předchozí studie je chování mazacího filmu silně závislé na kinematických podmínkách. Dále bylo potvrzeno, že na tvorbu filmu mají oba proteiny důležitý vliv a není tedy vhodné studovat pouze jednoduché roztoky. [26]

V rámci fyzikálně chemických studií bylo zjištěno, že molekulární struktura synoviální tekutiny vede k separaci lipidových a glykoproteinových složek a tvorbě váčků. Průměr těchto váčků je stanoven na několik mikrometrů, což je podstatně více, než je tloušťka odhadována hydrodynamickými modely, či různými experimenty. **M. M. Sava et al.** [27] se zabývali tribologickou analýzou zdravé synoviální tekutiny a jejím porovnáním se dvěma typy biomimetické synoviální tekutiny. První z nich tzv. Gel-out obsahovala lipidové váčky obalené v glykoproteinovém gelu. U druhé byl naopak gel uvnitř lipidových váčků a nazývá se tudíž Gel-in. Synoviální tekutina byla odebrána od dvou zdravých dospělých koňů.

Ke zkoumání glykoproteinových struktur a váčků byl použit konfokální mikroskop ve spojení s fluorescencí. K simulaci realistických podmínek byl využit po domácku vyrobený tribometr s recipročním pohybem. Jako kontaktní dvojice sloužil skleněný disk a měkká hydrofilní čočka HEMA (Hydroxyl Ethyl Methacrylate). Oba tyto povrchy byly pokryty vrstvičkou fosfolipidů a ponořeny do zmíněných typů synoviálních tekutin. [27]

Nejprve byla fluorescencí ověřena správnost struktur „Gel-out“ a „Gel-in“. Poté již následovala tribologická analýza. Ta ukázala, že koeficient tření u struktur „Gel-out“, kde váčky nebyly přítomné nebo měly průměr menší než 50 nm, byl koeficient tření okolo 0,3. Během testu pravděpodobně docházelo k formování kruhových struktur a postupné destrukci fosfolipidových dvouvrstev na artikulujících površích. U zdravé a „Gel-in“ synoviální tekutiny se rovina kluzu pravděpodobně nacházela mezi váčky a fosfolipidovými dvouvrstevami. V těchto případech k žádné degradaci dvouvrstev nedocházelo a výsledný koeficient tření byl mnohonásobně nižší (0,01). [27]





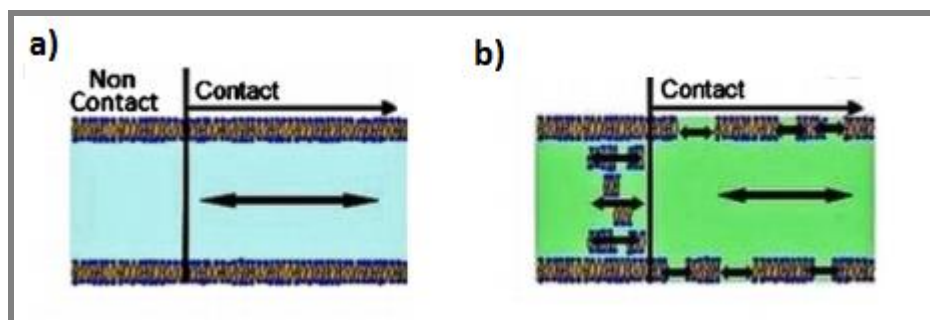
Obr. 2.14 Průměrné hodnoty koeficientů tření během 60minutového testu a korespondující obrázky z fluorescence [27]

V rámci této studie bylo prokázáno, že fosfolipidové váčky ve zdravé synoviální tekutině mají veliký vliv na výsledný koeficient tření. Zároveň bylo prokázáno, že uměle vytvořená tekutina „Gel-in“ je dobrým modelem pro zdravou synoviální tekutinu. [27]

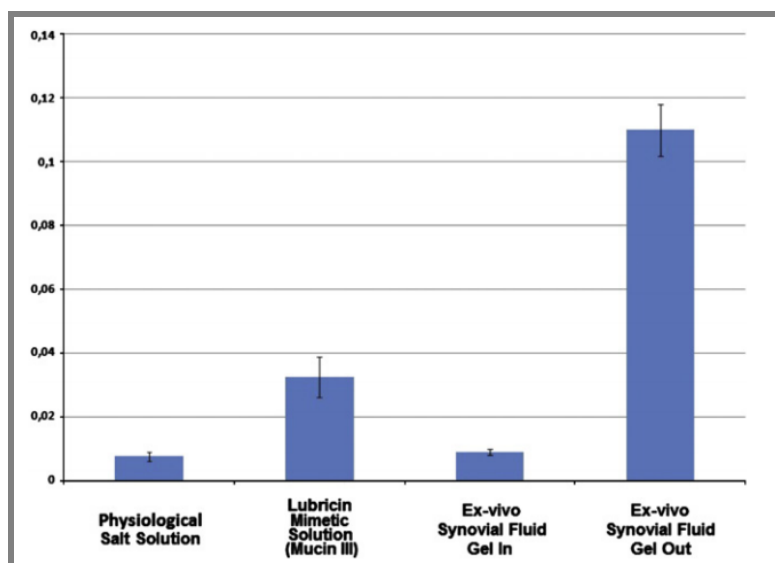
Podobnou problematikou se zabývali také **D. A. Mirea et al.** [28] Ti ve své studii provedli morfologickou analýzu, molekulární interakce a chování při mezním mazání u různých modelových tekutin. Dále se zabývali, stejně jako u předchozí studie, analýzou „Gel-in“ a „Gel-out“ struktur. Součástí studie bylo také mikroskopické prozkoumání skutečné krysí synoviální tekutiny. Ke studii morfologie byla využita elektronová mikroskopie a pro zkoumání molekulárních interakcí tzv. AFM silová spektroskopie. Simulace byla stejně jako v předchozím případě provedena po domácku vyrobeným tribometrem s možností měření koeficientu tření. K pozorování kontaktu byl opět použit konfokální mikroskop ve spojení s fluorescencí a kontaktními povrchy byly také stejné s nanosenými fosfolipidovými dvouvrstvami.

Článek obsahuje detailnější popis výroby jednotlivých struktur a procesy získávání jednotlivých složek modelové tekutiny. Měření molekulárních interakcí bylo

provedeno pro CMA (karboxymethylamylóza), albumin,  $\gamma$ -globulin, kyselinu hyaluronovou a mucin. Výsledky tribologické analýzy pro Gel-in a Gel-out struktury korespondovaly z předchozích studií. Dále byla tribologická analýza provedena pro fyziologický roztok soli s hodnotou pH 7,4. V tomto případě nedošlo k žádnému poškození nanosených lipidových vrstev. Výsledný koeficient tření byl v průběhu celého testu ustálený na hodnotě okolo 0,008. Poslední testovanou tekutinou byl roztok obsahující mucin. Zde došlo k částečnému poškození lipidových vrstev. S tím je také spojen o něco vyšší koeficient tření (0,035). [28]



Obr. 2.15 Schémata mechanismu v kontaktní oblasti a) fyziologický roztok b) roztok obsahující mucin [28]



Obr. 2.16 Koeficienty tření pro různé modelové tekutiny [28]

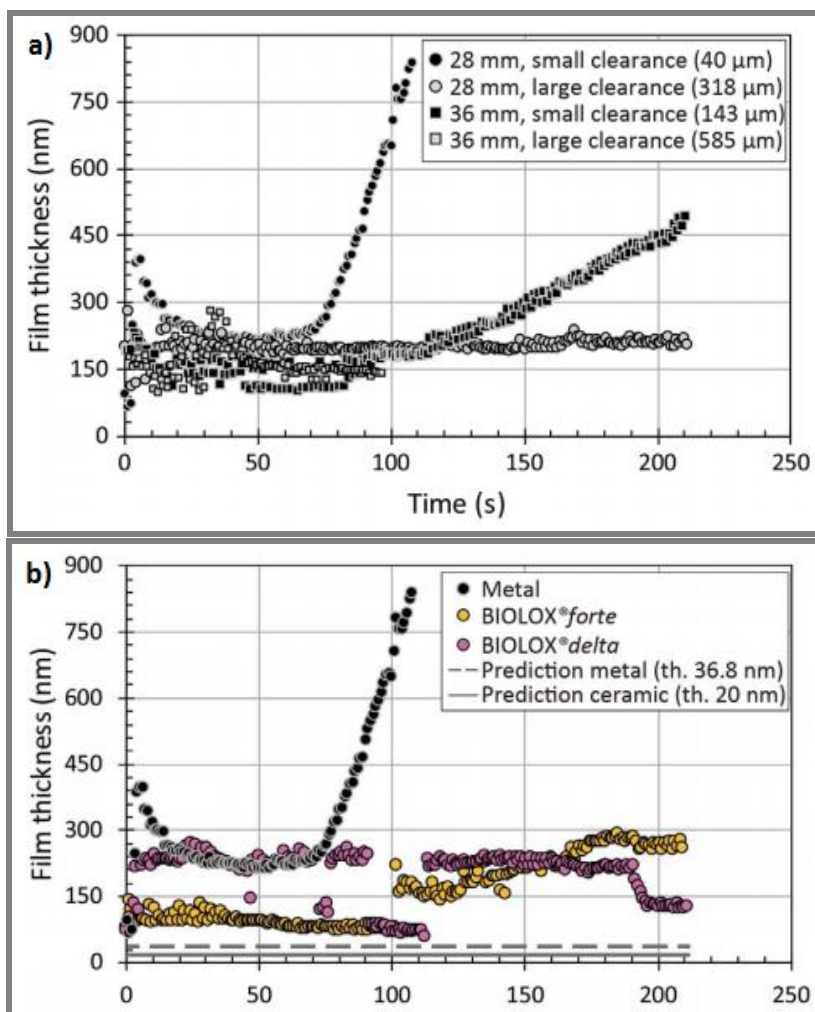
Studie dokazuje existenci nespojitostí v synoviální tekutině. Mikroskopicky byla potvrzena přítomnost váčků o průměrech několik set nanometrů v krysí synoviální tekutině. Tyto váčky byly tvořeny 3-7 vrstvami lipidů. Studie dále podporuje teorii z předchozí studie o tom, že ve skutečné synoviální tekutině se v objemu synoviální tekutiny uvnitř lipidových váčků nachází glykoproteinový gel. To je podpořeno jak výsledky tribologické analýzy, tak i výsledky ze silové spektroskopie. Na povrchu chrupavek je podle autorů vrstva proteinů podporována lubricinem. [28]



## 2.8 Vliv konformity kontaktu

Předchozí studie se sice zabývaly vlivem, jednotlivých složek maziva na tvorbu mazacího filmu, avšak testy byly prováděné na nekonformním kontaktu typu ball-on-disc. Stupeň konformity přitom může výrazně ovlivnit tvorbu mazacího filmu stejně jako reciprocita pohybu, ke které dochází při chůzi. Tím se ve studii z roku 2017 zabývá opět **D. Nečas et al.** [29]. Cílem této studie byla analýza mechanismu utváření mazacího filmu v totálních endoprotézách kyčle se zvážením reálné konformity a reciprocit pohybu. Hlavní pozornost byla věnována zkoumání vlivu průměru hlavice a jamky, vŕle a materiálu. Byly také testovány různé modelové kapaliny, jejichž složení je popsáno v tabulce (tab. 2.3). K měření byl využit simulátor kyčelního kloubu, který je schopný simulovat flexi a extenzi, a bude blíže popsán v další části této práce. Jako materiál pro hlavice byly použity CoCrMo, BIOLOX®forte a BIOLOX®delta. Jamka byla vyrobena z optického skla podle rozměrů skutečných jamek. Byly zkoumány dva různé průměry 28 a 36 mm a různé vŕle. Před dynamickým měřením byl nejprve s průměrem 36 mm proveden statický test zaměřený na adsorbci proteinů na třecí povrchy. Jako modelová kapalina sloužil 25% roztok hovězího séra.

Statickým testem, který byl následně potvrzen i testem dynamickým, bylo zjištěno, že vývoj adsorbované vrstvy proteinů je daleko výraznější a stabilnější u kovových hlavic. Dynamický test dále dokázal, že tvorba mazacího filmu je výrazně ovlivněna vŕlí mezi jamkou a hlavicí s tím, že při menší vŕlí byl vytvořený film výrazně silnější. Oproti tomu byl vliv velikosti implantátu pouze nepatrný, ačkoliv u většího implantátu byla naměřená vrstva o něco tenčí. Jak již bylo zmíněno, byla adsorpce proteinů a s tím spojená tloušťka mazacího filmu silnější u kovových hlavic, avšak to mohlo být způsobeno částečně i tím, že u keramických hlavic byla vŕle mezi jamkou a hlavicí více než dvakrát větší. [29]



**Obr. 2.17** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru v závislosti na čase a) vliv velikosti a vůle b) vliv materiálu [29]

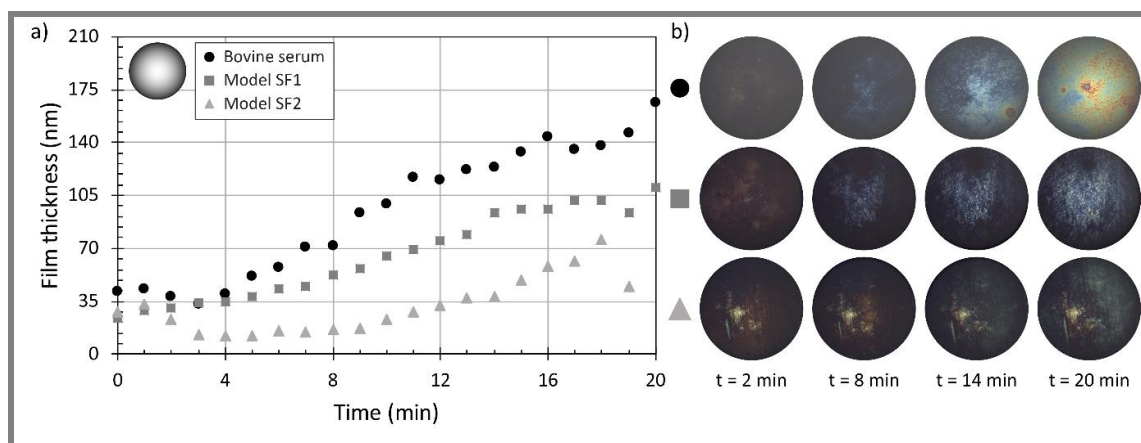
Kromě výše zmíněných faktů bylo touto studií zjištěno, že výsledná tloušťka mazacího filmu byla při daných podmínkách výrazně vyšší, než tloušťka vypočítaná na základě predikce. Prvním důvodem je, že modelová synoviální tekutina vykazuje thixotropní vlastnosti. Dále je také obzvláště obtížné zahrnout do predikce roli proteinů obsažených v modelové kapalině a predikce nezahrnuje ani reciprocitu pohybu. Z toho plyne, že teoretické predikce, které v současné době existují, pravděpodobně nejsou vhodným nástrojem pro odhady chování mazacího filmu v kyčelních náhradách [29].

V novější studii se **D. Nečas et. al** [30] zabýval vlivem složení synoviální tekutiny na mazání kloubních náhrad. V rámci této studie již byly zkoumány dvě modelové synoviální tekutiny a několik jednoduchých roztoků proteinů a kyseliny hyaluronové, které jsou popsány v tabulce 2.3

Test fluid	Albumin (mg/ml)	$\gamma$ -globulin (mg/ml)	HA (mg/ml)	Phospholipids (mg/ml)	Total protein concentration (mg/ml)	Volume (ml)
25% BS	Unknown	Unknown	-	-	22.4	12
Model SF1	28	11	1.1	0.17	40.27	
Model SF2	28	9.4	1.9	0.31	39.61	
Albumin	28	-	-	-	28	
$\gamma$ -globulin	-	11	-	-	11	
HA1	-	-	5	-	5	
HA2	-	-	20	-	20	

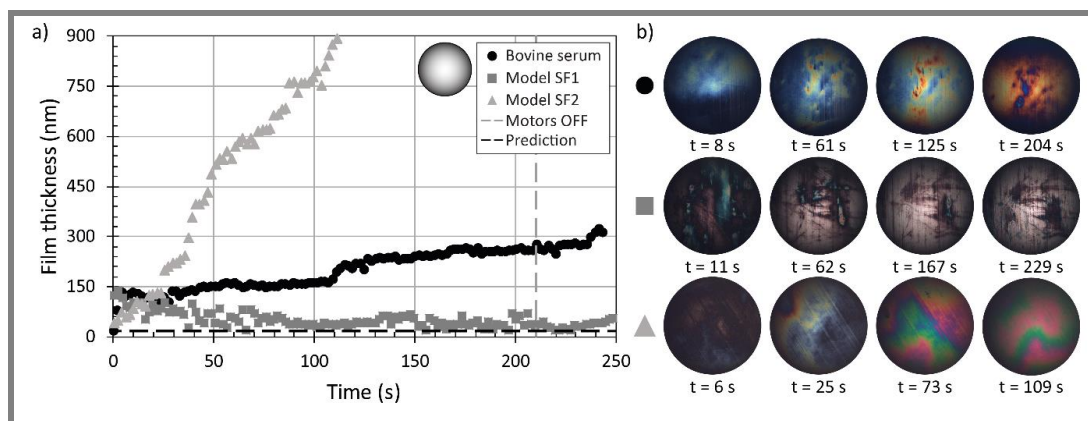
Tab. 2.3 Použitá maziva a jejich složení [29]

Testy byly prováděny na stejném simulátoru, který byl využit v předchozí studii, a jež byl využit i v rámci této práce. Jako vyhodnocovací metoda byla také použita metoda optické interferometrie. Pro experimenty byly použity kovové (CoCrMo) a keramické ((*BIOLOX®forte*, *BIOLOX®delta*) hlavice a jamky z optického skla. Na kyvadle byly provedeny dva typy experimentů – statický a dynamický. Statický experiment, při kterém byl kontakt v pravidelných intervalech zatěžován, byl zaměřen na adsorpci proteinů. Průběh dynamického experimentu byl stejný, jako u předchozí studie. Výsledky statických experimentů jsou zobrazeny v grafu (Obr. 2.18a), k nimž jsou na obrázku 2.19b doplněny odpovídající interferogramy.

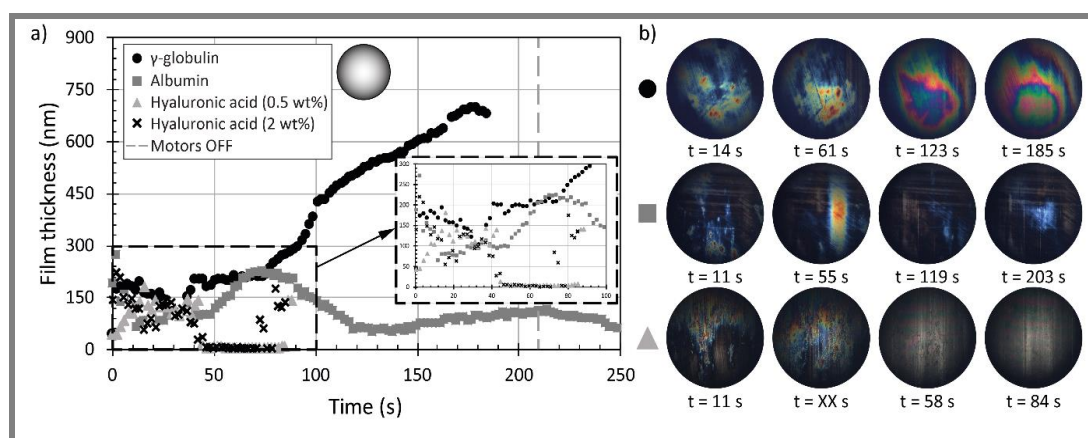


Obr. 2.18 Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru u různých modelových tekutin v závislosti na čase (statické zatěžování)

Na dalších obrázcích, jsou výsledky a interferogramy z dynamických testů pro modelové tekutiny (Obr. 2.19a,b) a jednotlivé složky (Obr. 2.20a,b).



**Obr. 2.19** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru u různých modelových tekutin v závislosti na čase (dynamické zatěžování)



**Obr. 2.20** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru u jednoduchých roztoků v závislosti na čase (dynamické zatěžování)

Výsledky statických experimentů dokazují, že bez ohledu na použitou modelovou tekutinu se tloušťka adsorbovaného proteinu u kovových hlavice zvyšuje, přičemž vyšší koncentrace kyseliny hyaluronové a fosfolipidů snižuje míru adsorbce. Dynamické experimenty ukázaly, že nejsilnější mazací film vytváří modelová tekutina s vyšším obsahem kyseliny hyaluronové a fosfolipidů, jejíž složení mělo odpovídat zdravým jedincům. Oproti tomu druhá modelová tekutina se složením odpovídajícím pacientům s osteoartrózou vykazovala podstatně horší výsledky a tloušťka filmu se pohybovala mezi hodnotami pouhých 20-100 nm.

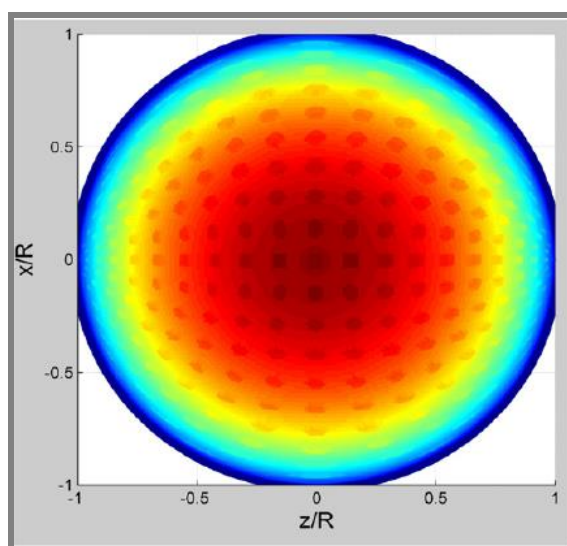
Jednoduché roztoky proteinů vykazovaly obecně menší tloušťku mazacího filmu než 2. modelová tekutina. Samostatný roztok kyseliny hyaluronové navíc vytvořil pouze krátkodobý a velmi nestabilní mazací film, což vedlo autora k závěru, že je nutné zvažovat vzájemné interakce jednotlivých složek uvnitř komplexnějších tekutin.

## 2.8 Vliv topografie povrchu

Jedním z dalších faktorů, které mohou ovlivnit chování mazacího filmu v kyčelních náhradách, jsou různé textury na povrchu implantátů. Tyto textury by měly podporovat mazání tím způsobem, že se chovají jako mikro EHD ložiska a zároveň

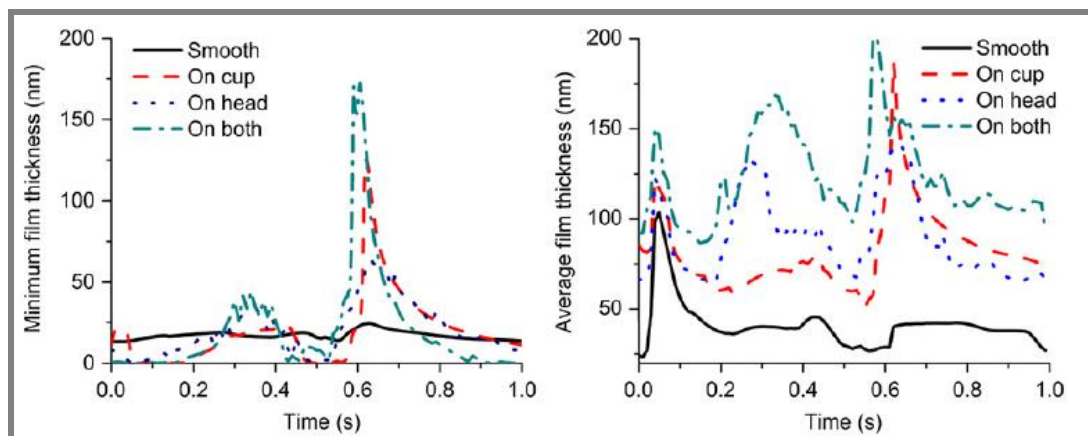
jako drobné zásobárny maziva. Při pohybu by denty zároveň měly zamezit tomu, aby se částice opotřebení pohybovaly v místě kontaktu a způsobovaly abrazi.

Článek, který napsal **Gao** [30] se zabýval touto problematikou v numerické podobě. Na základě reálných rozměrů, materiálu implantátu, průběhu zatížení byl vytvořen numerický model. Jako simulovaný pár byl použit pár MoM, na který byly umístěny sférické textury o průměru 0,2 mm a hloubce 1  $\mu\text{m}$ . Vzdálenost středů jednotlivých dentů byla 2 mm (Obr. 2.21).



Obr. 2.21 Rozložení simulovaných kruhových dentů na povrchu implantátů [30]

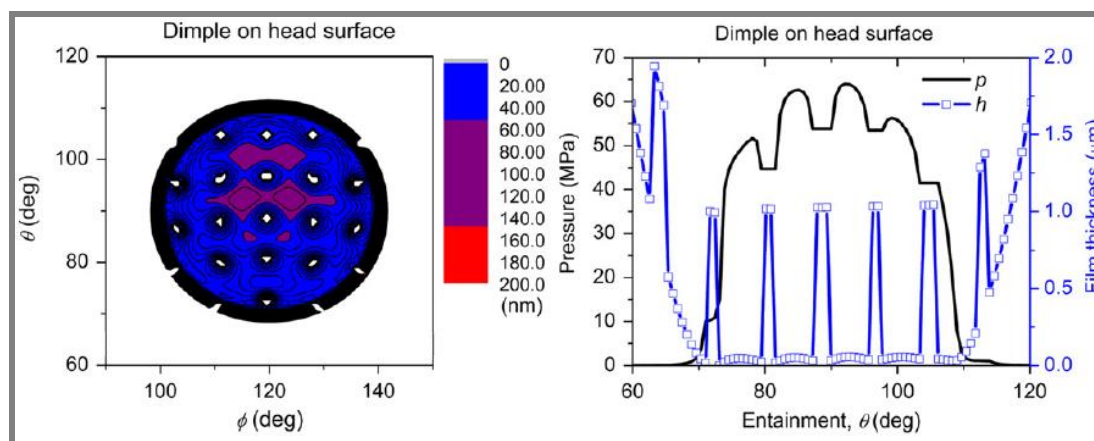
Výsledkem simulace byly mimo jiné také minimální a průměrná tloušťka mazacího filmu v průběhu jednoho cyklu. Na grafech (Obr. 2.22a,b) jsou zobrazeny průběhy minimální a průměrné tloušťky mazacího filmu pro pár bez dentů (černá), s denty na acetabulu (červená), s denty na hlavici (modrá) a s denty na obou komponentách (zelená). Je možné pozorovat, že podle numerického modelu přispěly denty ke zvýšení průměrné tloušťky mazacího filmu až o 30 % na hodnoty mezi 60-200 nm. Na druhou stranu klesla minimální tloušťka mazacího filmu až na hodnoty pouhých 3 nm a to v místech na okrajích dentů.



Obr. 2.22 Graf a) minimální b) průměrné tloušťky mazacího filmu v průběhu jednoho cyklu [30]



Na obrázku 2.20 lze vidět rozložení tlaku a tloušťky filmů v celé kontaktní oblasti v případě dentů na hlavici v čase 0,5s. Z těchto grafů plyne, že nárůst průměrné tloušťky filmu je způsoben hlavně ukládáním maziva do dentů. V těchto místech dosahuje tloušťka filmu hodnot až 1000 nm. V ostatních místech mazací film nepřekračuje hodnoty 140 nm a jak již bylo zmíněno na okrajích dentů tloušťka filmu klesá téměř k nule.



**Obr. 2.23** Rozložení tloušťky mazacího filmu a kontaktního tlaku v místě kontaktu [30]

Ze studie vyplynulo, že textury povrchu mohou potenciálně mít kladný efekt na mazání MoM kyčelních náhrad obzvláště v případě mezního mazání. V případě, že by v implantátu docházelo ke kapalinovému mazání by denty na povrchu mohly naopak snižovat tloušťku mazacího filmu, což by mohlo vést ke zvýšení opotřebení.

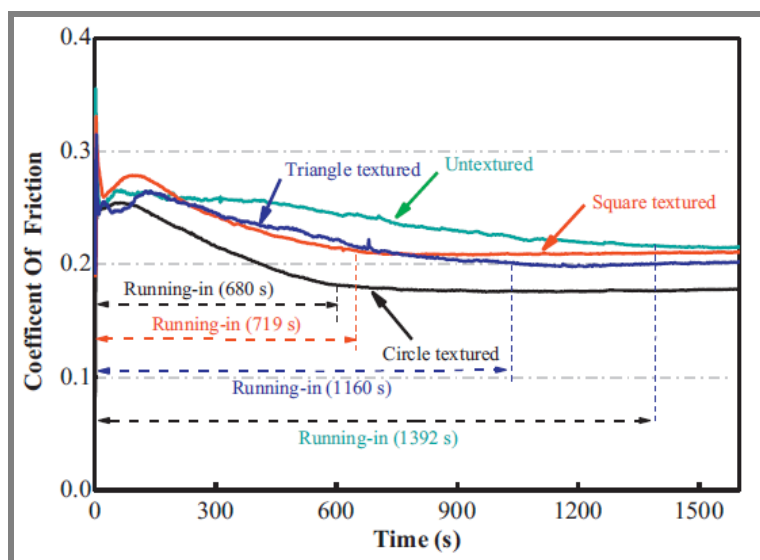
Další z článků zabývající se mikrostrukturami na povrchu kontaktních párů publikoval **Liguo** [31]. Článek se zabývá zejména vlivem mikrotextur na smáčivost povrchu náhrad, ale součástí je také testování koeficientu tření pro různé tvary textur. V rámci studie byly na tribometru pin-on-disc testovány tři druhy dentů a to konkrétně trojúhelníkové, čtvercové a kruhové. K vytvoření takovéto topografie byl využit laser. Po odtavení byly zbytky materiálu z dentů vyčištěny pulzy. Na obrázcích 2.24 a, b, c je možné vidět jednotlivé struktury.



**Obr. 2.24** a) čtvercová, b) trojúhelníková, c) kruhová struktura [31]

Měření koeficientu tření byly provedeny pro všechny druhy textur a jejich doba trvání byla 1600 s. Jako mazivo byl použit albumin z hovězího synoviální tekutiny

a kontakt byl zatížen na kontaktní tlak 0,24 MPa. Výsledky tohoto testu je možné pozorovat na obrázku 2.25.



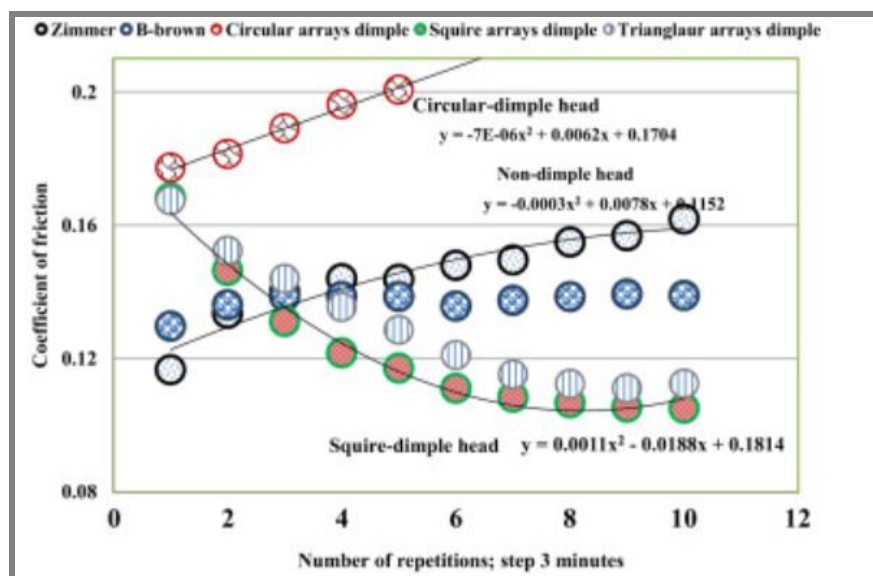
**Obr. 2.25** Koeficienty tření v závislosti na čase pro různé textury povrchu hlavic [31]

Je možné vidět, že všechny texturované povrchy mají menší koeficient tření než netexturovaný vzorek, přičemž nejlépe dopadly textury kruhového tvaru. Zároveň se také koeficient ustálí po nejkratší době a to po zhruba 680 sekundách. Právě doba ustálení přitom velmi výrazně ovlivňuje životnost endoprotéz, jelikož při neustáleném stavu je opotřebenání značně vyšší.

V roce 2017 publikoval **Choudury** [32] studii, ve které byl mimo jiné také testován vliv mikrotextr na koeficient tření u 28mm a 36mm protézách a několika materiálových kombinací. Využit byl kyčelní simulátor na principu kyvadla, který byl již zmíněn u několika předchozích studií. Byl zjištěn pozitivní vliv použitých struktur na redukci koeficientu tření a snímky pořízené během pohybu kyvadla prokázaly, že v okolí textur dochází k nárůstu mazacího filmu. Právě nárůst mazacího filmu byl uveden jako hlavní příčina sníženého koeficientu tření.

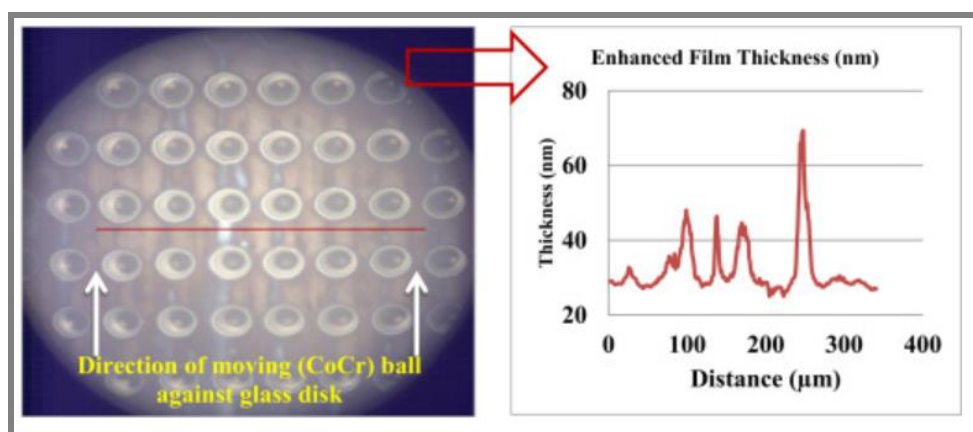
V rámci studie byly na povrchu hlavic mikro-vrtáním vytvořeny kruhové textury, které byly uspořádány do čtvercové, trojúhelníkové a kruhové sítě. Hloubka dentů ve čtvercové síti byla od 5,5  $\mu\text{m}$  a jejich průměr 100  $\mu\text{m}$ . U trojúhelníkové sítě byla hloubka také 5,5  $\mu\text{m}$ . Největší rozměry měly denty v kruhové síti (hloubka - 30  $\mu\text{m}$  a průměr 250  $\mu\text{m}$ ). Jako mazivo byl zvolen 25% roztok hovězího séra. Kontakt byl zatížen silou 2 kN. Frekvence kývání daná konstrukcí kyvadla byla 0,5 Hz a maximální výchylka kyvadla 16°.

V grafu (Obr. 2.26) lze vidět jaký vliv měly vytvořené struktury na vývoj koeficientu tření během testu trvajících 12 minut pro kovové páry. Kromě mikrotextr v kruhové síti, jejichž rozměry a hloubka byly zřetelně větší než u zbylých dvou hlavic, a mohlo tak docházet ke hladovění v kontaktní oblasti, došlo ke zřetelnému snížení koeficientu tření (o 24 % až 35 %) oproti náhradám bez textur.



Obr. 2.26 Vliv dentů na koeficient tření u páru kov na kov [32]

Aby mohla být prokázána souvislost mezi snížením koeficientu tření a nárůstem mazacího filmu, byly provedeny i experimenty se skleněným acetabulem, které umožnilo pozorování kontaktu a vyhodnocování tloušťky mazacího filmu metodou optické interferometrie. Na obrázku 2.27 je na kovové hlavici s denty ve čtvercové síti vyznačený úsek, pro který je v grafu vykreslena tloušťka mazacího filmu. Lokální maxima tloušťky filmu v grafu se nachází v místech za texturami, což podporuje teorii o tom, že mikrostruktury napomáhají tvorbě mazacího filmu a slouží jako zásobárny maziva. Zároveň je podpořena teorie, že zde dochází k tzv. mikroelastohydrodynamickému mazání.



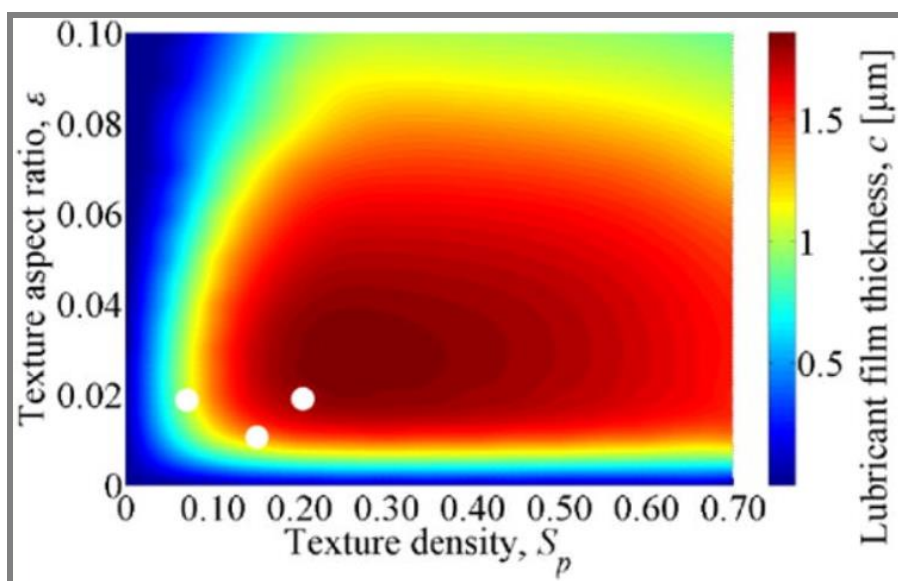
Obr. 2.27 vliv kruhových textur uspořádaných do čtvercové sítě na mazání páru kov (hlavice) na sklo (jamka) [32]

Problematicke spjaté se zjištěním optimálních rozměrů a tvaru povrchových struktur se věnoval **Qiu** [33]. V rámci jeho studie byl vytvořen model elastohydrodynamického mazání, který měl s určitými zjednodušeními simulovat tvorbu mazacího filmu uvnitř kolenního kloubu. Tento model měl sloužit pro optimalizování dvou následujících parametrů dentů:



- $S_p$  - poměr plochy dentů k ploše bez dentů  
 $\varepsilon$  - poměr hloubky dentů, k jejich průměru

V rámci ověření správnosti modelu bylo vytvořeno několik vzorků s různými parametry, u kterých byl testován jejich vliv na koeficient tření. V grafu (Obr. 2.28) je vyobrazeno, jaká je závislost zvolených parametrů na výsledné tloušťce filmu v kontaktu koleního kloubu podle vytvořeného modelu. Z tohoto modelu tedy vychází, že ideální hustota dentů  $S_p$  by měla být mezi hodnotami 0,2 až 0,4 a poměr hloubky k průměru dentů 0,02 až 0,04. Bílými tečkami jsou v grafu znázorněné testované textury.



**Obr. 2.28** Simulovaná minimální tloušťka filmu u kloubu v závislosti na hustotě dentů  $S_p$  a poměru hloubky dentů k jejich průměru  $\varepsilon$  [33]

---

## 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

### 3.1 Analýza problému

V posledních letech se stále výzkum tribologických procesů souvisejících s problematikou kloubních náhrad stále více rozvíjí. Procesy opotřebení a tření v náhradách jsou již poměrně dobře prozkoumané, avšak studií, které se zabývají mazacími procesy v náhradách, je podstatně méně, ačkoliv je jim věnována stále větší pozornost. Bylo navíc dokázáno, že veliký vliv na výsledky má konformita kontaktu a velká řada studií se věnuje nekonformním kontaktům, které lze obzvláště v případech experimentů s různými modelovými tekutinami, vykazujícími newtonské chování, jen těžko aplikovat. Je tedy vhodné ideálně provádět experimenty s reálnými páry, případně alespoň reálnou konformitou.

V jedné ze studií [31] bylo publikováno, že složení synoviální tekutiny u zdravých lidí a pacientů s různými stádii osteoartrózy je odlišné. Tyto změny mohou mít výrazný vliv na formování mazacího filmu uvnitř kloubních náhrad pacientů a tím ovlivňovat jejich životnost. Většina dosavadních studií využívá jako modelové tekutiny hovězí séra nebo jednoduché roztoky obsahující pouze jednu nebo dvě složky synovie. Podrobnější znalost vlivu změn ve složení na chování mazacího filmu a také znalost interakcí jednotlivých složek v synoviální tekutině mezi sebou by měla přispět k lepšímu pochopení procesů uvnitř kloubních náhrad a potažmo k vývoji náhrad.

Jednou z případných možností jak prodloužit životnost náhrad je opatření povrchu hlavic či jamek povrchovými strukturami. Tyto mikrostruktury se již využívají například u některých ložisek a některé studie [30, 31] prokázaly, že tento způsob ošetření párů může mít do určité míry pozitivní vliv na tření či opotřebení. Mikrotextury v povrchu totiž způsobují tlakové spády v kontaktu a tím podporují efekt zvaný mikroelastohydrodynamické mazání. Mimo to mohou tyto denty částečně sloužit jako zásobárny maziva a zároveň uchovávat otěrové částice čímž zabrání jejich dalšímu šíření po kontaktu.

### 3.2 Analýza, interpretace a zhodnocení poznatků z rešerše

V rešerši je popsáno, jaké složky má zdravá synoviální tekutina i synoviální tekutina člověka trpícího různými nemocemi či infekcemi. Je zde vysvětleno, které složky synoviální kapaliny mají podle současných studií největší vliv na chování mazacího filmu a jakým způsobem ho ovlivňují. Kromě proteinů, které adsorbují na kontaktních površích, a kyseliny hyaluronové jsou to také lipidy, které společně s některými proteiny tvoří tzv. lubricin. Ten má velmi výrazný vliv jak na tření, tak i na opotřebení a bývá pro experimenty často nahrazován mucinem, který má podobnou strukturu a lze ho snadněji získat.

Z rešerše dále plyne, že ačkoliv existuje celá řada analytických i numerických predikcí pro výpočet tloušťky filmu v kontaktu, mohou v případě modelových synoviálních tekutin sloužit pouze k počátečním odhadům. Problémem těchto predikcí je, že většinou nezahrnují reciprocitu pohybu a zejména vliv výše uvedených adsorbujících složek.

Důležitým poznatkem z rešerše je také nutnost zkoumat vliv jednotlivých složek přímo v komplexních modelových tekutinách, jelikož některé složky, jako například kyselina hyaluronová, nejsou samy o sobě dobrými lubrikanty, ale výrazně přispívají k tvorbě mazacího filmu.

Podle měření, které již na kyčelním simulátoru proběhly, tvoří nejsilnější vrstvy mazacího filmu kovové hlavice s malou vůlí. Tento poznatek může hrát roli při výběru vhodné hlavice pro daný typ maziva.

Povrchové struktury by podle různých studií měly přispívat ke tvorbě mazacího filmu tím, že každá takováto struktura se chová jako mikro EHD ložisko a zároveň slouží jako zásobárna maziva. Mikrodentury by také měly uchovávat částice opotřebení a při pohybu zabráňovat, aby se tyto částice šířily po kontaktu a způsobovaly abrazi. Z numerických výpočtů, které se zabývají vlivem povrchových struktur, plyne, že různé dentury ovlivňují chování mazacího filmu v kontaktu, což v závislosti na jejich tvarech a zejména na tvarech okrajů těchto dentur může a nemusí mít kladný dopad na opotřebení a životnost náhrad. Z další studie plyne, že textury částečně snižují koeficient tření v náhradách.

### 3.3 Podstata a cíle diplomové práce

Hlavním cílem je objasnit mechanismus utváření mazacího filmu mezi hlavicí a jamkou kloubní náhrady v závislosti na složení synoviální kapaliny a na modifikaci topografie třecích povrchů. Jedná se o experimentální práci založenou na využití optických měřicích metod a simulátoru kyčelního kloubu.

Dílní cíle diplomové práce:

- analyzovat současný stav poznání,
- definovat podmínky experimentů,
- experimentálně popsat vývoj mazacího filmu v závislosti na definovaných vstupních parametrech,
- posoudit vliv jednotlivých složek synoviální tekutiny na procesy mazání,
- posoudit vliv modifikace topografie třecích povrchů náhrady na procesy mazání,
- připravit publikaci výsledků do odborného článku.

## 4 MATERIÁL A METODY

### 4.1 Simulátor kyčelního kloubu

Všechna měření byla provedena na simulátoru kyčelního kloubu, který byl v rámci diplomové práce vyvinut na Ústavu konstruování. Původní simulátor sloužil pouze k měření tření a opotřebení. Následně byl upraven tak, aby bylo možné pozorovat chování mazacího filmu v kontaktu. Na simulátoru lze testovat při zatížení až kolem 2 000 N a výklitem pohyblivého rámu do 18° v obou směrech. Frekvence kyvného pohybu je omezena přibližně na 0,5 Hz. Celý simulátor ve stavu v jakém byl použit pro měření lze vidět na obrázku 4.1.



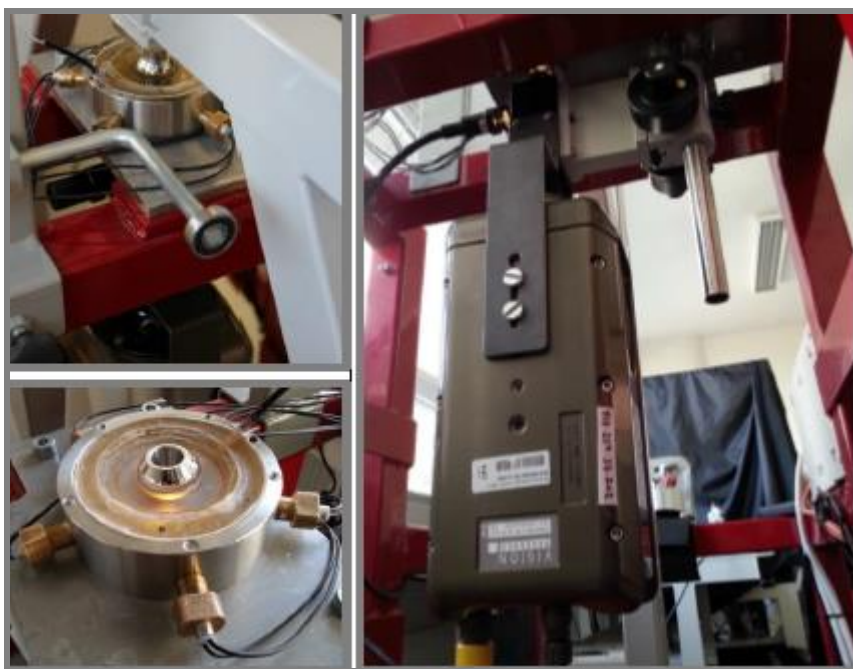
Obr. 4.1 Simulátor kyčelního kloubu [3]

#### 4.1.1 Konstrukce simulátoru

Konstrukci celého kyvadla lze rozdělit na dvě hlavní části. První z nich je nosný rám, který zaručuje celému zařízení potřebnou stabilitu a je dostatečně pevný i pro testy s velkým zatížením. Druhou částí konstrukce je kyvný rám. Na ten lze upevnit různá závaží do hmotnosti až kolem 200 kg. Obě konstrukce jsou svařované z uzavřených profilů. Jediným kontaktem mezi těmito částmi je přitom kontaktní dvojice tvořena kloubní hlavicí a jamkou. Tato dvojice slouží jako osa rotace. Další součástí kyvadla jsou dva lineární pohony, které jsou umístěny na nosném rámu. Tyto motory, pracující na principu elektromagnetismu, slouží k rozkvyvu kyvadla a také ke kompenzaci tření a dalších ztrát při měření. K zajištění pohybu kyvadla pouze v jednom směru, jsou na nosném rámu umístěny vodící kolejničky s rolnami. Aby byla umožněna výměna kontaktních dvojic, je simulátor také vybaven pohybovým šroubem, umožňujícím zvednout celé kyvadlo.

#### 4.1.2 Měřicí řetězec

Na kyvném rámu je upevněna vysokorychlostní kamera Phantom v710. od společnosti Vision Research, která slouží k zaznamenávání kontaktu. Tato kamera je použita společně s mikroskopem a objektivem pro pozorování kontaktu. K upevnění tohoto aparátu slouží trn, který umožňuje ustavení do potřebné vzdálenosti od kontaktu. K mikroskopu upevněnému na kameře je dále připojena lampa. Úhlová rychlost kyvadla je snímána snímačem úhlové rychlosti ADXRS623 a data jsou zpracována měřicí kartou USB-6009 se 14-bitovým AD převodníkem a dále posílána do počítače. K práci s nimi slouží software DEWEsoft. Ze záznamů, získaných z vysokorychlostní kamery jsou pomocí dat z DEWEsoftu a speciálně vytvořeného kódu v softwaru Matlab extrahovány snímky z rovnovážných poloh. Z těchto snímků je již v softwaru Achilles vyhodnocován mazací film.



Obr. 4.2 Upevnění jamky a kamery

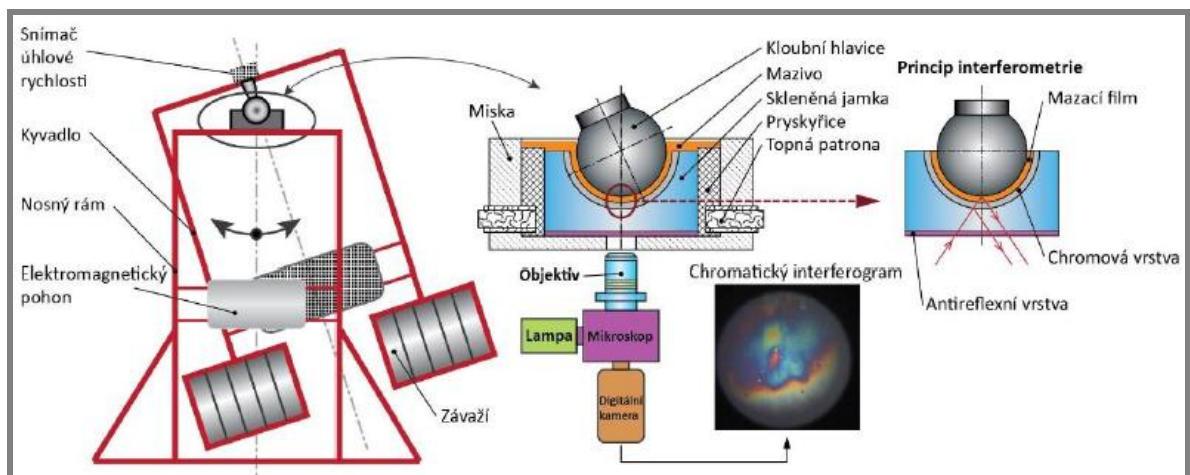
#### 4.1.3 Upevnění kontaktních dvojic

Aby bylo možné pozorovat kontaktní oblast, je nutné použít skleněné acetabulum. Před upevněním jamky do simulátoru je nejprve nutné ji upevnit do přípravku v podobě misky a zalít pryskyřicí. Kromě toho, že je sníženo riziko poškození acetabula a zároveň vytvořen prostor sloužící jako zásobárna maziva, slouží pryskyřice s miskou také k upevnění vyhřívacích patron a termočlánku. Účel těchto patron je vyhřátí jamky na teplotu přibližně 37 °C, což je teplota lidského těla.

Pro upnutí hlavic slouží speciální kužel, který lze zasunout do otvoru v jamce. Horní část tohoto kuželu je opatřena stopkou, která naopak zapadá do otvoru v kyvadlové části rámu. Upevnění tedy probíhá tak, že je kyvadlo pohybovým šroubem pomalu spouštěno tak, aby stopa kuželu zapadla do zmíněného otvoru.

Na obrázku 4.3 je zjednodušeně popsána konstrukce, měřicí řetězec i schéma upnutí acetabula.





Obr. 4.3 Schéma konstrukce, měřicího řetězce a upnutí jamky [3]

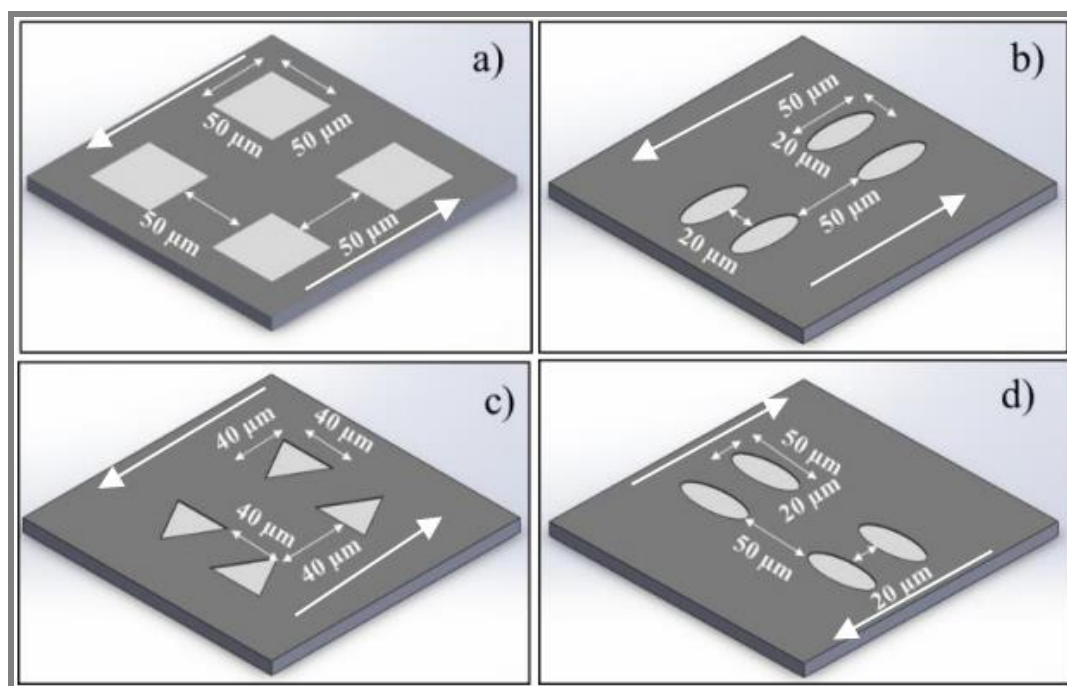
## 4.2 Optická interferometrie

K vyhodnocování tloušťky mazací vrstvy v kontaktu mezi kloubní hlavicí a jamkou byla využita optická interferometrie. Aby bylo možné interferometrii v kontaktu pozorovat, byly jamky opatřeny tenkou vrstvou speciálních chromových povlaků. Princip je takový, že paprsky světla, směřující do kontaktu z lampy, dopadají na chromovou vrstvu na kulové ploše jamky. Tam se tyto paprsky dělí na dvě části, přičemž jedna část se vrací zpět a putuje přes objektiv mikroskopu do kamery. Druhá část paprsků prochází skrze vrstvu chromu i vrstvu maziva a odráží se teprve od povrchu jamky opět zpátky do objektivu. Tyto paprsky mají určitý fázový posun oproti těm, které se odrazí již od vrstvy chromu a vzniká tzv. interference. Ta se projeví změnou barvy a intenzity světla. Kalibrací pomocí monochromatického a chromatického interferogramu je poté možné v softwaru Achilles jednotlivým intenzitám a barvám přiřadit konkrétní tloušťky filmu a tím měřit tloušťku filmu v kontaktní oblasti.

## 4.3 Použité materiály a textury

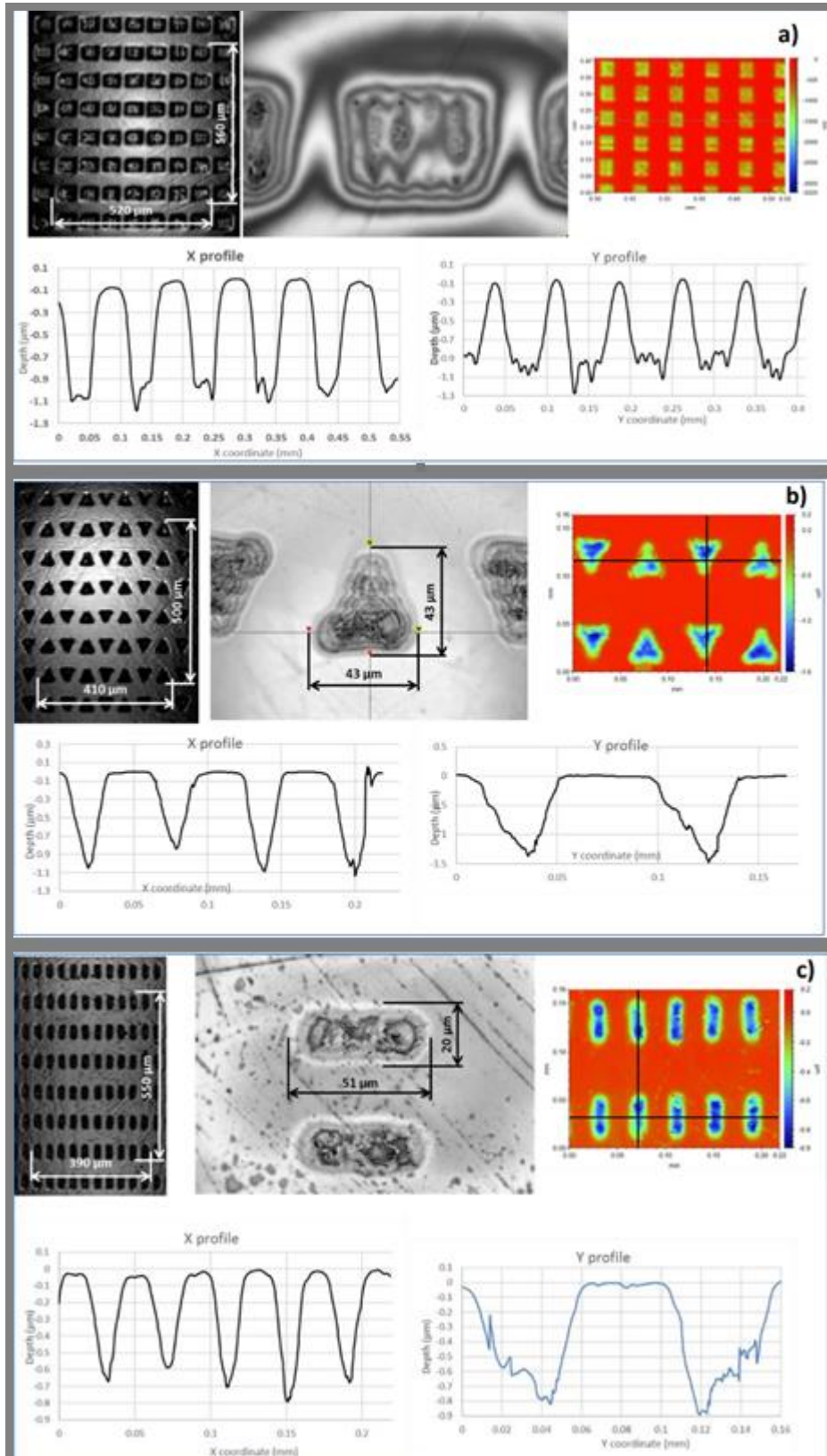
Jelikož je hlavním účelem této práce zkoumání vlivů složek maziva a topografie povrchu, byl pro všechny testy zvolen pouze jeden materiál hlavice a to konkrétně Isodur CoCrMo od firmy B Braun. Jamky byly na zakázku vyrobeny firmou TOPTEC z korundového optického skla BK-7. Vnitřní průměr jamek je 28,08 mm pro měření s hlavicemi různých průměrů. Vnitřní povrch acetabula byl opatřen tenkou vrstvou chromového povlaku. Spodní plocha jamky byla navíc opatřena antireflexní vrstvou, aby nedocházelo k ovlivnění odrazivosti paprsků z mikroskopu. Všechny použité hlavice a jamky byly před experimenty naskenovány, aby byl ověřen jejich průměr, jelikož případná deformace hlavice, či neodpovídající vůle by mohly znehodnotit experimenty. Pomocí optického skeneru TRITOP bylo ověřeno, že rozměry všech použitých párů leží v toleranci.

Pro měření vlivu textur na chování mazacího filmu byly využity tři druhy textur. Jejich tvar a rozměry jsou popsány na obrázku 4.4. Konkrétně se jednalo o měření textur ve tvaru čtverců, trojúhelníků a elips, přičemž elipsy byly změřeny ve dvou různých směrech.



Obr. 4.4 Tvary a rozměry topografie povrchu

Pro výrobu textur na povrchu hlavic byl využit laser (Trumpf Trumicro 5250) vybavený skenovacím systémem (SCANLAB Hally scan 2). Procesními parametry byla pulzní energie nastavená na  $1 \mu\text{J}$  a 20 výstřelů na bod. Denty byly vždy vytvořeny na oblasti  $8 \times 8 \text{mm}^2$ . Tato oblast byla zvolena na základě vypočítané Hertzovy kontaktní oblasti ( $20 \text{mm}^2$ ). Po vytvoření byly tvary a velikosti dentů zkontrolovány optickým skenerem (GOM ATOS Triple Scan) a laserovým konfokálním mikroskopem (VK-X260K, Keyence, USA). Jelikož byly po prvním scanu okolo dentů přítomny až 300 nm vysoké otřepy, byly všechny vzorky vyleštěny 0,5 mikronovou diamantovou pastou. Profily všech struktur jsou zobrazeny na obrázcích 4.5.



Obr. 4.5 Profily povrchových struktur po leštění a) čtvercová, b) trojúhelníková, c) eliptická



Topografie každého povrchu kontaktních dvojic byla před experimentem vždy zkontrolována profilometrem Bruker ContoutGT-X8, přičemž bylo vždy provedeno jedno měření na vrcholu hlavice či dně jamky a 4 měření na náhodných místech povrchu.

#### 4.4 Použitá maziva

Pro zkoumání vlivu složení synoviální kapaliny na tloušťku mazacího filmu bylo využito několik komplexních kapalin. Konkrétně byly použity tři různé kapaliny, přičemž všechny obsahovaly albumin, globulin, kyselinu hyaluronovou a fosfolipidy v různých koncentracích. Koncentrace složek první kapaliny (Vzorek 1) odpovídala fyziologické synoviální tekutině u zdravých osob (K4). Druhá kapalina (Vzorek 2) odpovídala obsahy jednotlivých složek skupině pacientů K1 podle tabulky, kterou vytvořila **Galandáková** [31] (tab. 4.1). Složení této tekutiny odpovídá pacientům s totální endoprotézou bez známek osteoartrózy. Poslední modelová tekutina (Vzorek 3) odpovídala pacientům s pokročilým stádiem osteoartrózy (K3), či pacientům po operaci totální endoprotézy bez známek osteoartrózy (K2). Modelové kapaliny byly namíchány ve Fakultní nemocnici Olomouc.

	K1	K2	K3	K4
Volume of SF (mL)	2.5 (2.0–3.8) <sup>a</sup>	2.8 (1.8–9.3) <sup>b</sup>	11.0 (7.3–15.0)	12.0 (8.6–13.0)
Total protein (mg/mL)	40.3 (33.1–44.0)	39.1 (33.3–42.5)	35.5 (29.9–41.8)	37.9 (31.0–50.1)
Albumin (mg/mL)	28.2 (21.2–31.6)	27.9 (22.7–32.3)	26.7 (22.6–33.6)	29.1 (19.1–37.2)
γ-globulin (mg/mL)	11.5 (9.1–13.3)	10.5 (8.7–12.5)	8.7 (6.8–11.1) <sup>c</sup>	10.2 (6.8–13.5)
HA (mg/mL)	1.4 (0.4–2.8)	0.8 (0.5–1.5)	1.9 (1.0–3.5)	2.0 (0.8–3.4)
PLs (mg/mL)	0.154 (0.038–0.306)	0.175 (0.073–0.256)	0.305 (0.171–0.552) <sup>d</sup>	0.312 (0.125–0.513)
Viscosity (mPa/s)	54.3 (1.5–169.0)	54.0 (7.2–267.5)	61.8 (8.0–171.0)	7.3 (3.6–60.7)

**Tab. 4.1** Rozdělení skupin pacientů do 4 skupin a obsahy jednotlivých složek tekutiny pro dané skupiny [31]

Pro přehlednost je zde ještě jednou uveden význam jednotlivých skupin:

- K1** - Pacienti s aseptickým uvolněním náhrady  
**K2** - Pacienti s totální endoprotézou bez známek osteoartrózy či aseptického uvolnění  
**K3** - Pacienti s pokročilým stádiem osteoartrózy  
**K4** - Zdraví jedinci

Označení	Skupina	složení	podíl [mg/ml]
<b>Vzorek 1</b>	K4	Albumin	20
		γ-globulin	3,6
		Kyselina h.	2,5
		Fosfolipidy	0,15
<b>Vzorek 2</b>	K1	Albumin	26,3
		γ-globulin	8,2
		Kyselina h.	0,87
		Fosfolipidy	0,35

<b>Vzorek 3</b>	K2/K3	Albumin	24,9
		$\gamma$ -globulin	6,1
		Kyselina h.	1,49
		Fosfolipidy	0,34

**Tab. 4.2** Použité komplexní kapaliny a jejich složení

Dále byly pro testy použity roztoky obsahující pouze jednu nebo dvě složky komplexních synoviálních tekutin. Koncentrace složek v roztoku vždy odpovídala obsahům příslušné složky ve zvolených komplexních kapalinách.

Pro zkoumání vlivů povrchových textur byl jako mazivo pro všechny experimenty zvolen 25% roztok hovězího séra (BS – bovine serum), který je stále často využíván jako dostupná náhrada synoviální tekutiny.

#### 4.5 Plán experimentů

Plán experimentů byl sestaven na základě dostupných kapalin, počtu dostupných jamek, jelikož po určitém množství experimentů dochází k sedření chromové vrstvy. Při volbě komplexní kapaliny pro zkoumání jednotlivých složek a jejich kombinací bylo komunikováno s Fakultní nemocnicí Olomouc a jako nejvhodnější byla označena kapalina odpovídající skupině K2/K3.

V rámci testování povrchových struktur byly na Ústav konstruování dodány tři hlavice B-Braun. Z časových důvodů byl navrhnut jeden experiment pro čtvercové a trojúhelníkové textury a dva experimenty s různou orientací pro eliptické textury. Nakonec byl experiment se čtvercovými texturami proveden dvakrát, jelikož jeho výsledek vyšel při prvním testu diametrálně odlišný od ostatních tvarů textur a bylo tedy vhodné zjistit, zda nedošlo k chybě při prvním experimentu. Jako mazivo bylo pro všechny experimenty zvoleno hovězí sérum (BS).

Struktura	Mazivo	Počet měření	Výhřev	Zatížení
trojúhelníková	BS	1	ANO	532 N
čtvercová	BS	2	ANO	532 N
eliptická (podélně)	BS	1	ANO	532 N
eliptická (příčně)	BS	1	ANO	532 N
Bez struktury	BS	1	ANO	532 N

**Tab. 4.3** Plán experimentů pro měření povrchových struktur

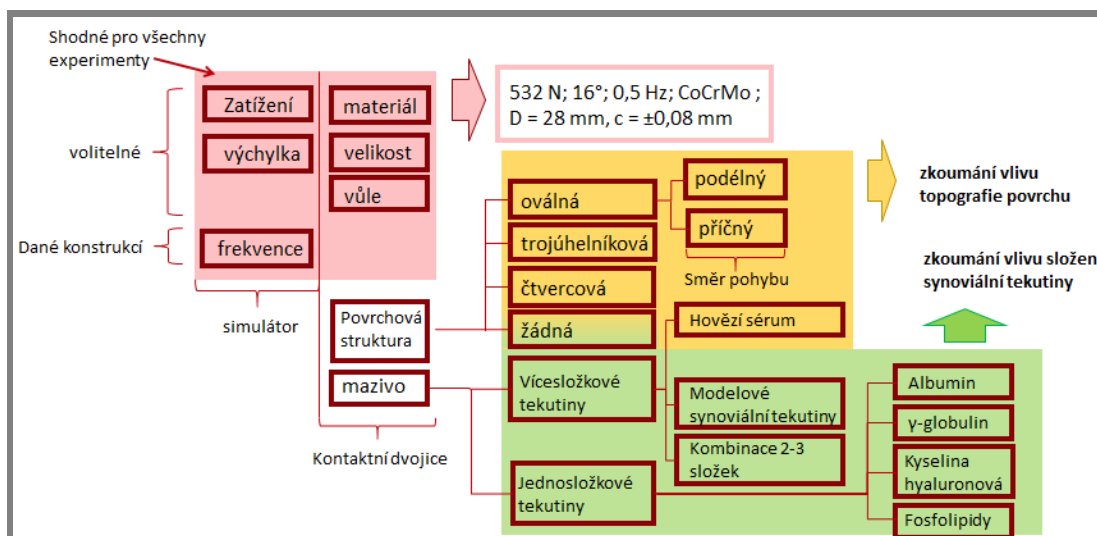
Kapalina	složení	Skupina	Počet měření
<b>Vzorek 1</b>	Albumin + $\gamma$ -globulin + KH + Fosfolipidy	K4	2
<b>Vzorek 2</b>	Albumin + $\gamma$ -globulin +	K1	2

	KH + Fosfolipidy		
<b>Vzorek 3</b>	Albumin + $\gamma$ -globulin + KH + Fosfolipidy	K2/K3	2
<b>Vzorek 3a</b>	Albumin	K2/K3	1
<b>Vzorek 3b</b>	$\gamma$ -globulin	K2/K3	1
<b>Vzorek 3a</b>	KH	K2/K3	1
<b>Vzorek 3c</b>	Fosfolipidy	K2/K3	1
<b>Vzorek 3d</b>	Albumin + $\gamma$ -globulin	K2/K3	1
<b>Vzorek 3e</b>	Albumin + KH	K2/K3	1
<b>Vzorek 3f</b>	$\gamma$ -globulin + KH	K2/K3	1
<b>Vzorek 3g</b>	Albumin + Fosfolipidy	K2/K3	1
<b>Vzorek 3h</b>	$\gamma$ -globulin + Fosfolipidy	K2/K3	1
<b>Vzorek 3i</b>	KH + Fosfolipidy	K2/K3	1
<b>Vzorek 3j</b>	$\gamma$ -globulin + KH + Fosfolipidy	K2/K2	1
<b>Vzorek 3k</b>	Albumin + $\gamma$ -globulin + Fosfolipidy	K2/K3	1
<b>Vzorek 3l</b>	Albumin + $\gamma$ -globulin + KH	K2/K3	1
<b>Vzorek 3m</b>	Albumin + KH + Fosfolipidy	K2/K3	1

**Tab. 4.4** Plán experimentů pro zkoumání vlivu složek synoviální tekutiny

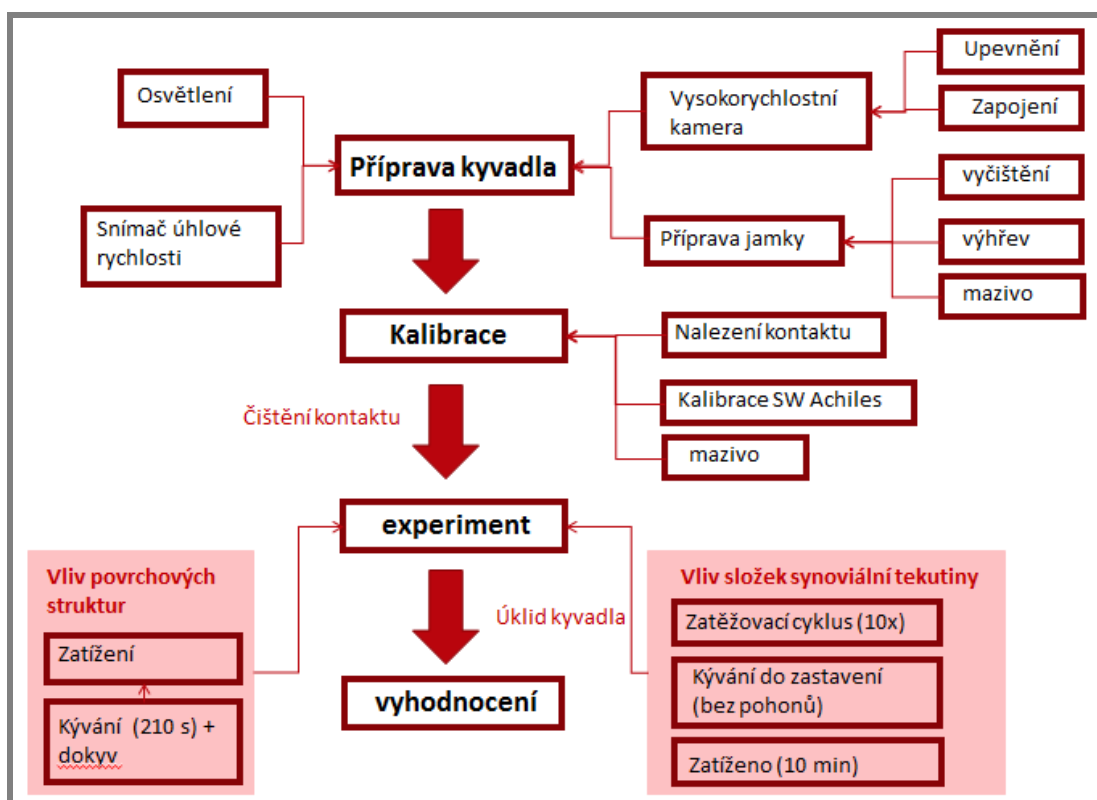
#### 4.6 Podmínky experimentů a postup měření

Na obrázku 4.6 je graficky znázorněno, jaké byly podmínky experimentů a zároveň jak byly jednotlivé experimenty rozděleny. Je zde vyobrazeno, že pro všechny provedené experimenty bylo zvoleno stejné zatížení, výchylka a frekvence pohybu. Co se týče kontaktních párů, tak byl vždy zvolen stejný materiál, velikost hlavice i jamky i radiální vůle.



Obr. 4.6 Podmínky experimentů a jejich rozdělení

Na obrázku 4.7 je schematicky znázorněn postup měření u jednotlivých experimentů. Postup je detailněji popsán v následujících podkapitolách.



Obr. 4.7 Schéma postupu měření u jednotlivých experimentů

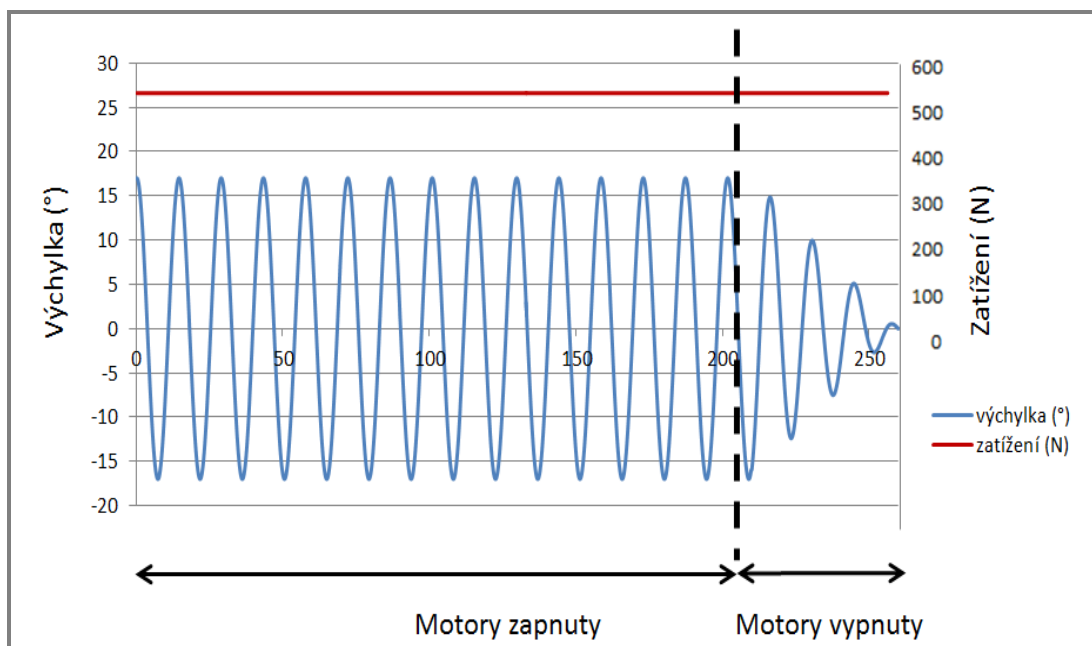
#### 4.6.1 Postup měření při zkoumání vlivu textur na chování mazacího filmu

Pro všechny experimenty byla stanovena stejná velikost zatížení 532 N. Experimenty byly prováděné s hlavicemi o průměru 28 mm. Metodika měření byla částečně převzata z diplomové práce Davida Rebendy [3].

Postup měření včetně přípravy jamky byl následující:

1. Příprava jamky
  - a. Upevnění acetabula v přípravku vyhřívacími patronami
  - b. Přiklopení přípravkem (zatížení)
  - c. Příprava směsi a zalití acetabula
2. Rozmrazení maziva
  - a. 1,5 h před měřením
  - b. 1,5 h čas na měření před znehodnocením
3. Příprava kyvadla
  - a. Upevnění a zapojení kamery
  - b. Upevnění acetabula
  - c. Zapojení světla
  - d. Zapojení snímače úhlové rychlosti
4. Kalibrace
  - a. Hledání kontaktu
  - b. Zalití mazivem
  - c. Kalibrace s malou kuličkou a kalibrační jamkou
5. Čištění kontaktu
  - a. 1% SDS
  - b. Isopropylalkohol
6. Usazení jamky s hlavicí
7. Vlastní experiment
  - a. Nalítí maziva
  - b. Zatížení
  - c. Zaklapnutí kolejnic
  - d. Spuštění záznamu kamery a DEWEsoftu
  - e. Rozkvyv kyvadla pomocí lineárních motorů ( $16^\circ$ ; 0,5 Hz)
  - f. Vypnutí motorů a odepnutí kolejnic po 210 s
  - g. Vypnutí záznamů po zastavení
8. Úklid kyvadla
9. Vyhodnocení dat
  - a. Výběr snímků rovnovážné polohy (Matlab)
  - b. Vyhodnocení mazacího filmu v rovnovážných polohách (Achiles)

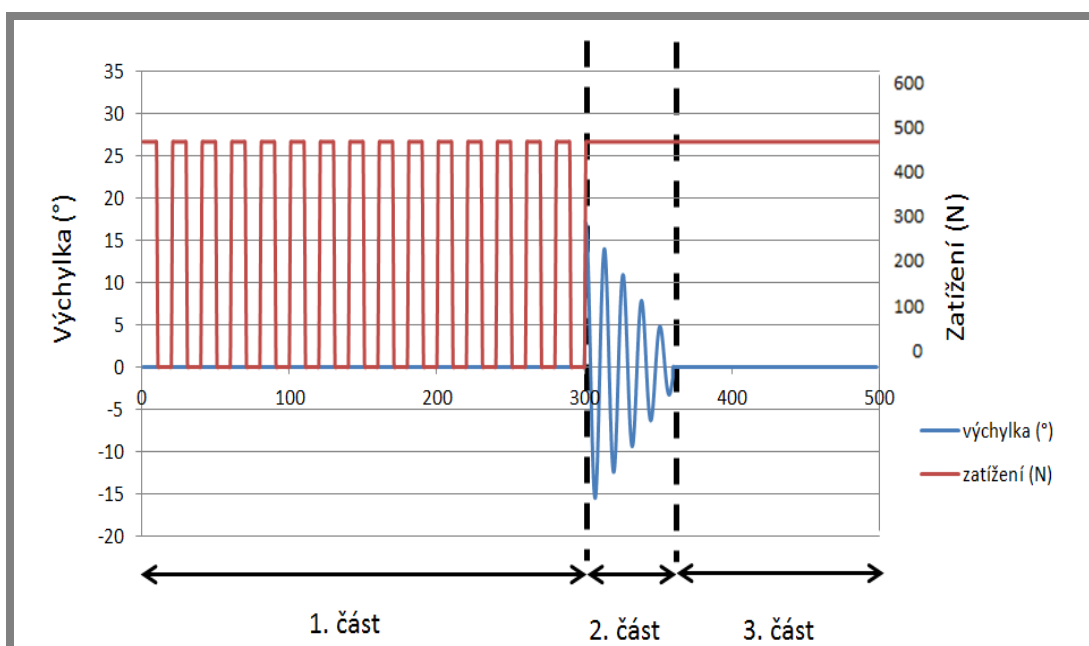
Vlastní průběh experimentu je znázorněn v grafu (Obr. 4.8). Na začátku experimentu bylo kyvadlo motory rozkýváno na výchylku  $16^\circ$ . Po 210 sekundách byly motory společně s vodicími kolejnicemi vypnuty a data byly zaznamenávány až do úplného zastavení kyvadla. Při těchto experimentech byly ukládány a vyhodnocovány pouze snímky z rovnovážných poloh kyvadla.



**Obr. 4.8** Průběh zatížení a vychýlení kyvadla při testech pro zkoumání vlivu povrchových struktur na chování mazacího filmu

#### 4.6.2 Postup měření při zkoumání vlivu složek synoviální tekutiny na chování mazacího filmu

Při zkoumání vlivu složek synoviální tekutiny na chování mazacího filmu byla příprava až do bodu číslo 6 stejná jako u experimentů s texturami. Pro větší přiblížení se reálným podmínkám a také snaze získat komplexnější údaje o tvorbě mazacího filmu byl vytvořen experiment skládající se ze tří fází, jejichž účelem bylo napodobit různé činnosti, které v každodenním životě často následují v krátkém časovém intervalu. Celý průběh testu je znázorněn v grafu (Obr. 4.9).



**Obr. 4.9** Průběh zatížení a vychýlení kyvadla při testech pro zkoumání vlivu složek synoviální tekutiny na chování mazacího filmu

V první fázi testu byl kontakt po dobu pěti minut zatěžován a odtěžován s intervaly 10 sekund zatíženo a 20 sekund odtíženo. Tato část testu měla simulovat sedání a vstávání pacienta ze židle. Délka každého cyklu tedy byla 30 sekund. Po každém zatížení byl pořízen snímek, který byl následně vyhodnocen. Po desátém cyklu byl kontakt ponechán minutu zatížen a následovně bylo kyvadlo vychýleno o  $16^\circ$  a volně spuštěno. Vodicí kolejnice byly v průběhu kyvu zapnuty, aby kyvný rám nenarazil do elektromotorů. Z průběhu kyvu byl pořízen videozáznam až do chvíle, kdy se kyvadlo zastavilo. Kývání mělo stejně jako u experimentu s mikrotextrami simulovat chůzi. V této fázi byly nejprve vyhodnoceny snímky z rovnovážných poloh. Poté bylo pořízeno 24 snímků z průběhu 5. a 15. kyvu a tyto snímky byly také vyhodnoceny. Po zastavení kyvu byl kontakt ponechán zatížen a byl po dobu 10 minut sledován vývoj filmu. Snímky byly pořizovány po 30 sekundách. Poslední část testu měla představovat zatížený kloub při stání. Vyhodnocení dat probíhalo opět v programu Achilles.

Pro všechny experimenty byla použita hlavice o průměru 28 mm od společnosti B Braun a k nim acetabula příslušné velikosti. Acetabula i hlavice byly naskenovány, aby byla zjištěna velikost radiální vůle.

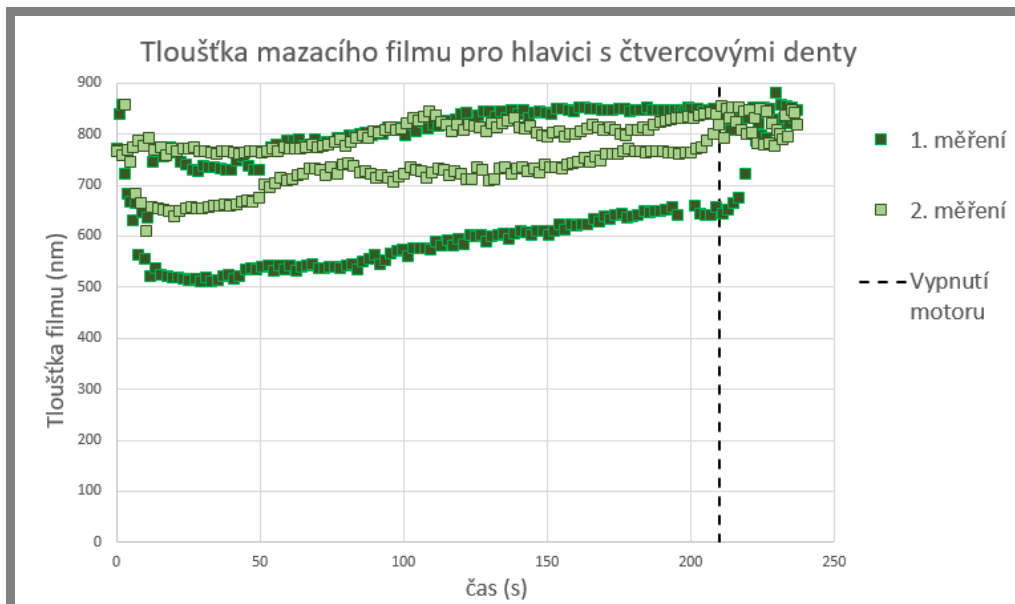
## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Vliv povrchových struktur na chování mazacího filmu

Tloušťka mazacího filmu byla pozorována v rovnovážných polohách po celou dobu testu. Došlo k vyhodnocení průměrné tloušťky filmu v kontaktní oblasti. Tloušťku filmu uvnitř dentů nebylo možné pozorovat a nebyla tudíž při vyhodnocení zahrnuta. Cílem experimentů bylo porovnat utváření mazacího filmu u zmíněných typů struktur.

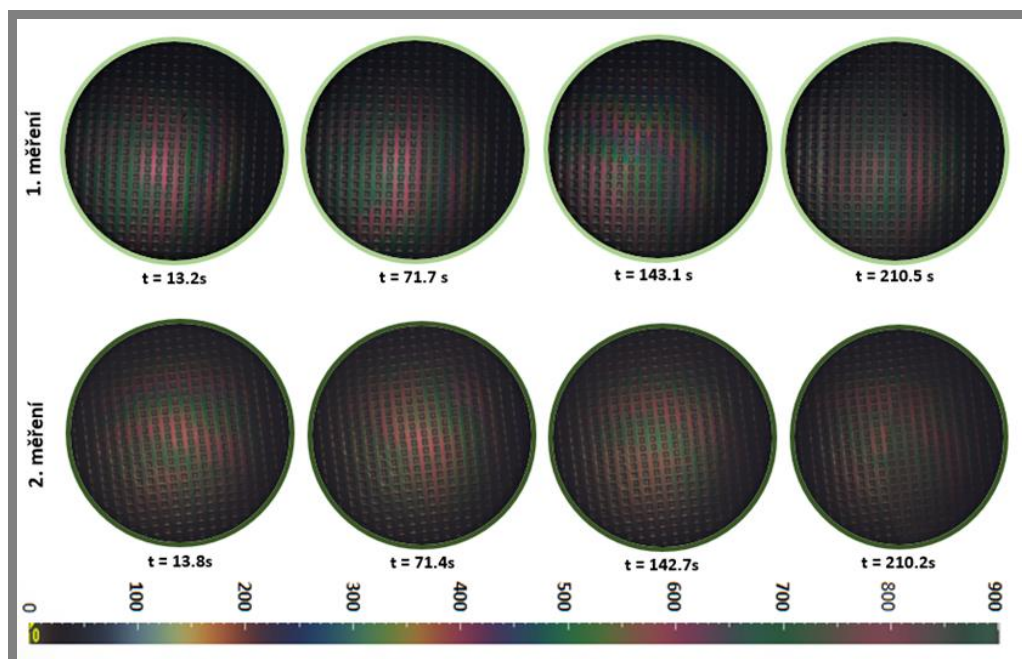
#### 5.1.1 Tvorba mazacího filmu u hlavice se čtvercovými denty

U hlavic se čtvercovými denty byly provedeny dvě měření v rámci ověření opakovatelnosti. Výsledky z těchto měření jsou zobrazeny v grafu (Obr. 5.1). Tloušťka mazacího filmu hned na počátku testu stoupla na hodnoty okolo 750 nm, což je výrazně větší hodnota, než byla naměřena u porovnávacího experimentu s hlavicí bez dentů. Po prvních sekundách testu, kdy byla tloušťka maziva při flexi i extenzi téměř stejná, došlo ke změně. Z grafu je patrné, že v průběhu obou testů docházelo k rozdílným tloušťkám mazacího filmu při flexi a extenzi. U prvního testu byl tento rozdíl patrnější, konkrétně se hodnoty flexe a extenze lišily až o 250 nm. U druhého měření byl již tento rozdíl méně znatelný. Hodnoty mezi flexí a extenzí se lišily nejvíce o 150 nm. Z hlediska celkového trendu byl od zhruba desáté sekundy až do vypnutí motorů pozorován drobný, ale stálý růst. Hodnoty mazacího filmu při flexi narostly z hodnoty 512 nm na 644 nm v průběhu prvního testu a z hodnoty 654 nm na 782 nm v průběhu druhého testu. Hodnoty flexe ve stejných časových intervalech stouply u obou měření z hodnot okolo 760 nm na hodnoty asi 840 nm.



Obr. 5.1 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice se čtvercovými denty



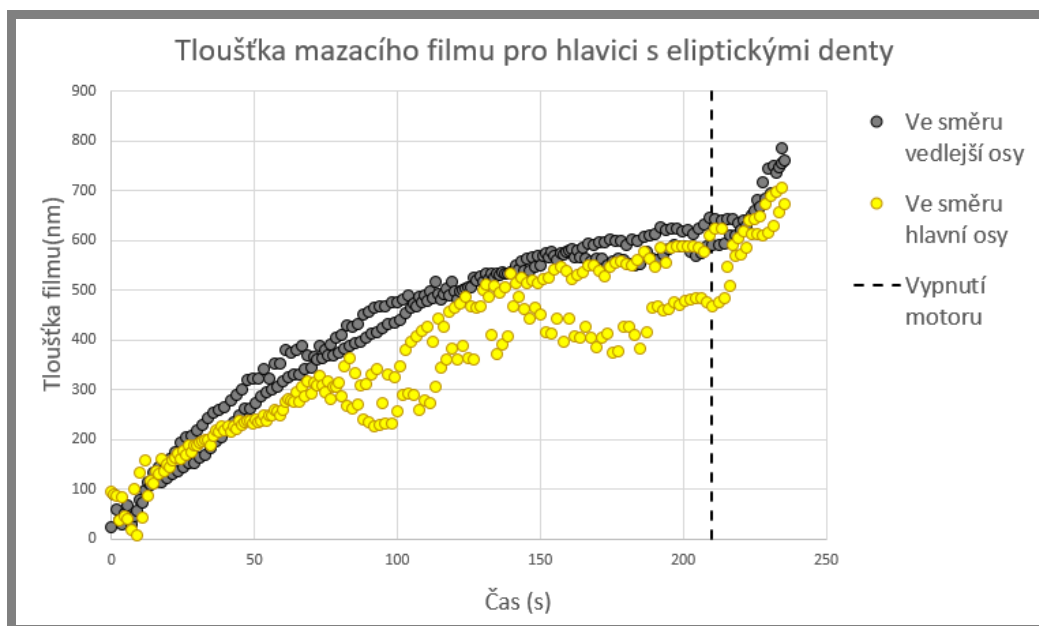


Obr. 5.2 Interferogramy z experimentů se čtvercovými strukturami v daných časech

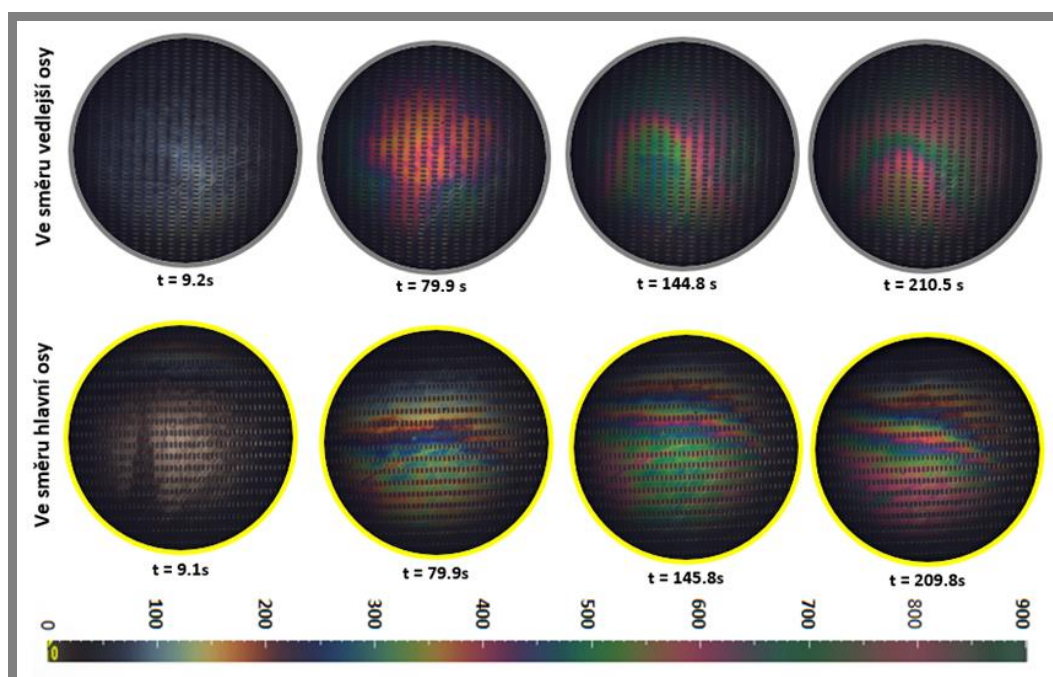
Z interferogramů (obr. 5.2) lze vidět, že již od počátku měření byl přítomen silný mazací film. Ten v místech okolo kontaktu dosahoval až neměřitelných hodnot, které se barevně jeví jako opakující se kombinace zelené a fialové/fialovo-oranžové barvy. Zobrazené interferogramy jsou z prvního měření a proto lze také pozorovat patrný rozdíl filmu při flexi a extenzi. To může být způsobeno tím, že při takto velké tloušťce mazacího filmu, se již viskózní mazivo nestíhá dostatečně rychle dostávat do kontaktu při rychlých změnách směru pohybu.

### 5.1.2 Tvorba mazacího filmu u hlavic s eliptickými denty

V případě eliptických dentů byla také provedena dvě měření. Tentokrát se však každé měření lišilo. První test byl proveden tak, že eliptické denty byly svou hlavní osou natočeny ke směru pohybu. Ve druhém testu byla naopak ve směru pohybu natočena vedlejší osa. V obou případech byl na počátku testu přítomen pouze velmi tenký mazací film (20-30 nm). Ten však po celou dobu poměrně výrazně rostl. Významnější růst byl přitom zaznamenán v případě, kdy byla ve směru pohybu natočena vedlejší osa. Ve chvíli, kdy došlo k vypnutí motoru, byla průměrná hodnota mazacího filmu 610 nm pro směr vedlejší osy a 531 ve směru hlavní osy. Zajímavé také je, že po té, co byly motory vypnuty a kyvadlo zmenšovalo své amplitudy, začala tloušťka filmu výrazně růst. Stejně jako u předchozího testu byly i zde pozorovány určité rozdíly v tloušťce filmu při flexi a extenzi. U testu, kdy byla ve směru pohybu natočena vedlejší osa elips, byl tento rozdíl po celou dobu experimentu pouze okolo 40 nm. Při testu, kdy byla ve směru pohybu natočena hlavní osa, byly hodnoty pro flexi i extenzi až do 80. sekundy stejné, potom se však začaly rozcházet až o 120 nm a zároveň lehce kolísat. Lze tedy předpokládat, že natočení elips ve směru vedlejší osy vede ke stabilnějšímu a rovnoměrnějšímu mazacímu filmu.



Obr. 5.3 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice s eliptickými denty (2 různé orientace dentů)

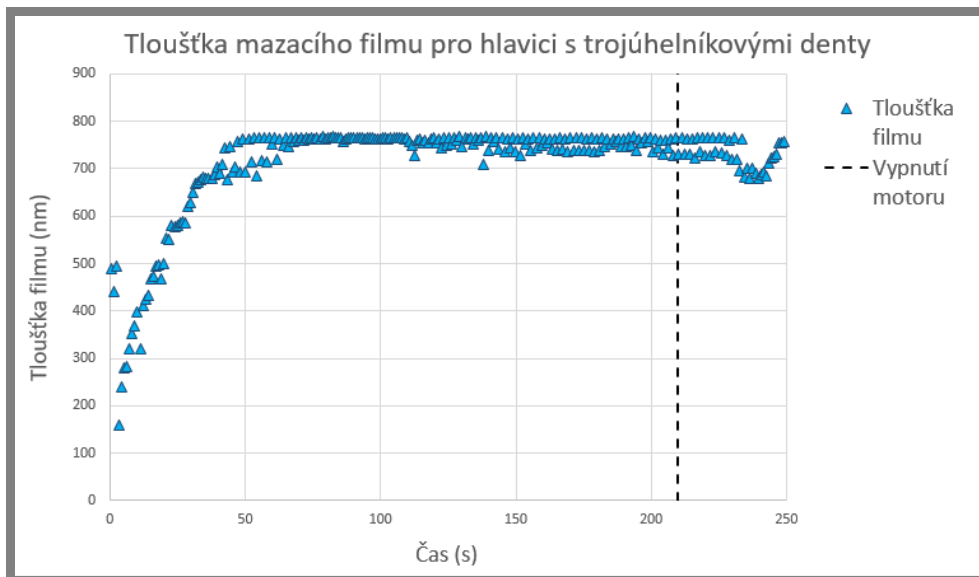


Obr. 5.4 Interferogramy z experimentů s eliptickými strukturami v daných časech

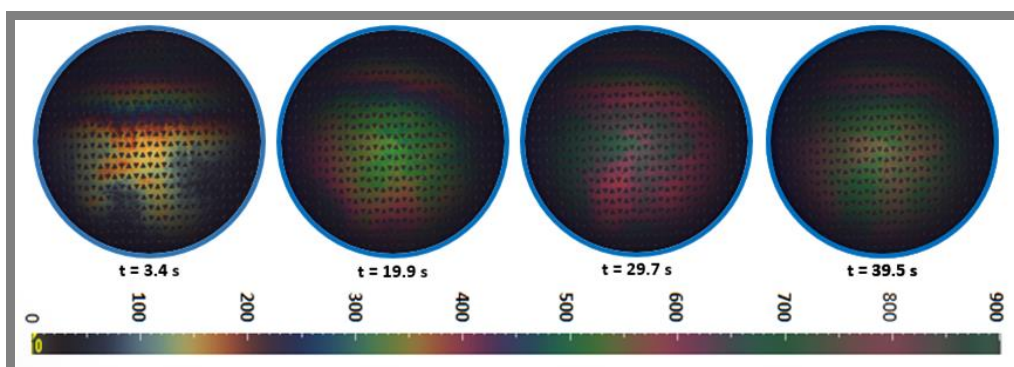
### 5.1.3 Tvorba mazacího filmu u hlavice s trojúhelníkovými denty

S trojúhelníkovými denty byl proveden pouze jeden experiment. Hlavice byla natočena tak, aby byla vždy polovina trojúhelníků natočena vrcholem ke směru pohybu a druhá polovina hranou kolmo ke směru pohybu tak jak je znázorněno na obrázku 4.4 v kapitole Materiál a metody. Po uvedení kyvadla do pohybu nejprve tloušťka filmu skokově klesla z hodnot okolo 500 nm na 150 nm. Poté však tloušťka filmu začala prudce stoupat až do na hodnoty kolem 750 nm, kterých dosáhla již po 50 sekundách experimentu. Následně došlo k ustálení a tloušťka mazacího filmu se

již dále neměnila až do konce experimentu. Ke drobnému zakolísání došlo pouze po vypnutí motorů. Dalším poznatkem je, že u tohoto experimentu byla tloušťka vrstvy téměř shodná u flexe i extenze s výjimkou momentu, kdy docházelo k ustálení na hodnotě 750 nm.



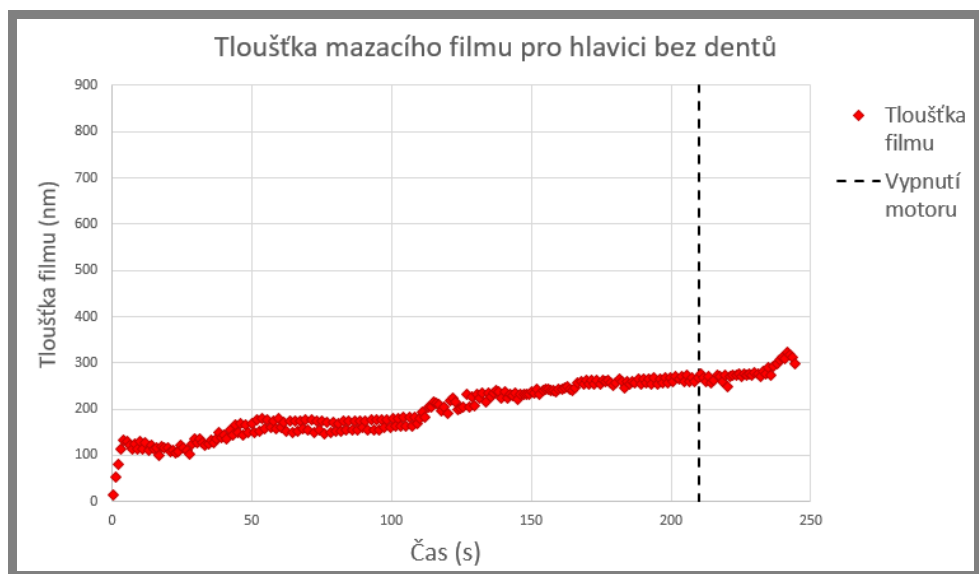
Obr. 5.5 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice s trojúhelníkovými denty.



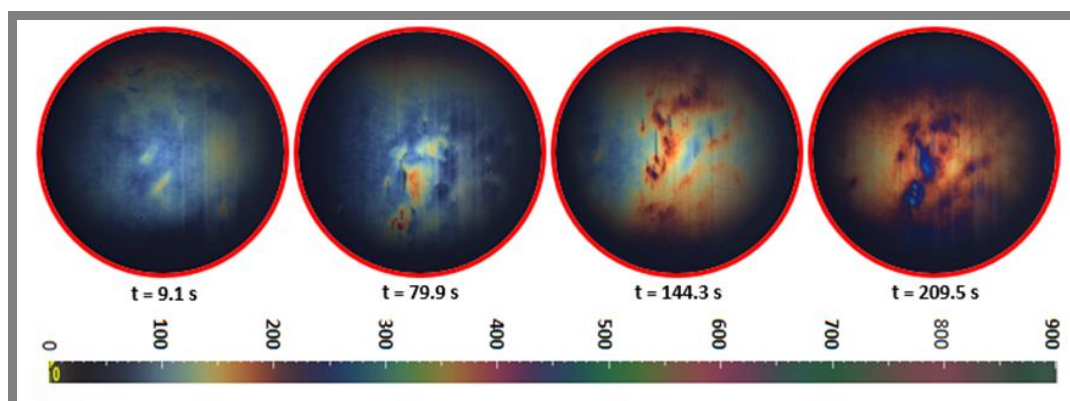
Obr. 5.6 Interferogramy z experimentů s trojúhelníkovými strukturami v daných časech

#### 5.1.4 Tvorba mazacího filmu u hlavice bez dentů

Pro porovnání byl proveden také experiment s hlavicí bez povrchových struktur. U tohoto experimentu nejprve tloušťka mazacího filmu prudce stoupla z nulové hodnoty na asi 120 nm a poté došlo k drobnému poklesu. Zhruba od 30té sekundy experimentu již mazací film pozvolna rostl, ačkoliv se strmost růstu průběžně měnila. Ve chvíli, kdy byly vypnuty motory, dosahoval mazací film tloušťky více než 260 nm a narostl až na 320 nm než kyvadlo úplně zastavilo. Rozdíly mezi tloušťkou filmu při flexi a extenzi byly pouze nepatrné. Největší rozdíl (25 nm) byl naměřen mezi 50. a 100. sekundou experimentu.



Obr. 5.7 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice bez dentů



Obr. 5.8 Interferogramy z experimentů s bez struktur v daných časech

## 5.2 Vliv složení synoviální tekutiny na chování mazacího filmu – experimenty s komplexními modelovými tekutinami

Průběh provedených experimentů je detailně popsán v kapitole Materiál a metody. Pro každou ze tří modelových tekutin bylo provedeno jedno měření s výhřevem na 37°C a jedno měření bez výhřevu. Cílem experimentů bylo zjistit, jakým způsobem mohou rozdíly v koncentracích jednotlivých složek synoviální tekutiny ovlivnit chování mazacího filmu při různých aktivitách. U statických částí experimentů byla vyhodnocena centrální tloušťka filmu zatíženého kontaktu. Pro dynamickou část byla vyhodnocována centrální tloušťka filmu v rovnovážných polohách. V rámci lepšího pochopení dějů probíhajících v kontaktu během pohybu byl také vyhodnocován mazací film v průběhu 5. a 15. kyvu kyvadla tím způsobem, že bylo vždy vyhodnoceno 20 snímků z každého z těchto cyklů. Za počátek cyklu byla vždy považována rovnovážná poloha.

### 5.2.1 Tvorba mazacího filmu u modelové kapaliny odpovídající zdravým osobám

Již při prvním zatížení na počátku experimentu došlo k agregaci proteinů, které vytvořili vrstvu mazacího filmu silnou asi 150 nm v případě 1. měření (Obr. 5.9).

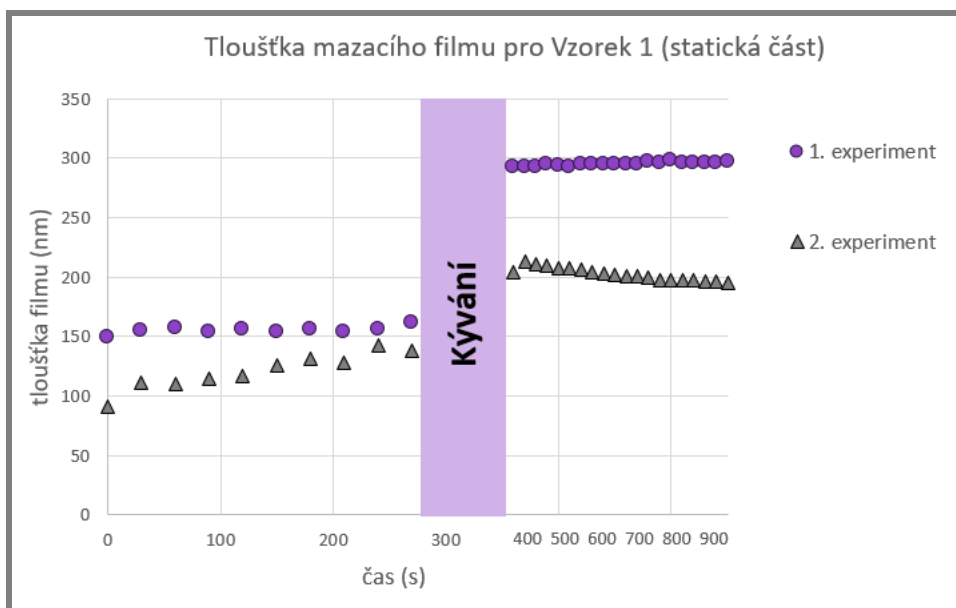


U druhého měření byla počáteční agregace o něco nižší (100 nm). Během cyklického zatěžování se však rozdíl postupně snižoval, jelikož u druhého experimentu docházelo k výraznějšímu růstu filmu a na konci statického zatěžování byl rozdíl centrální tloušťky filmu pouhých 17 nm.

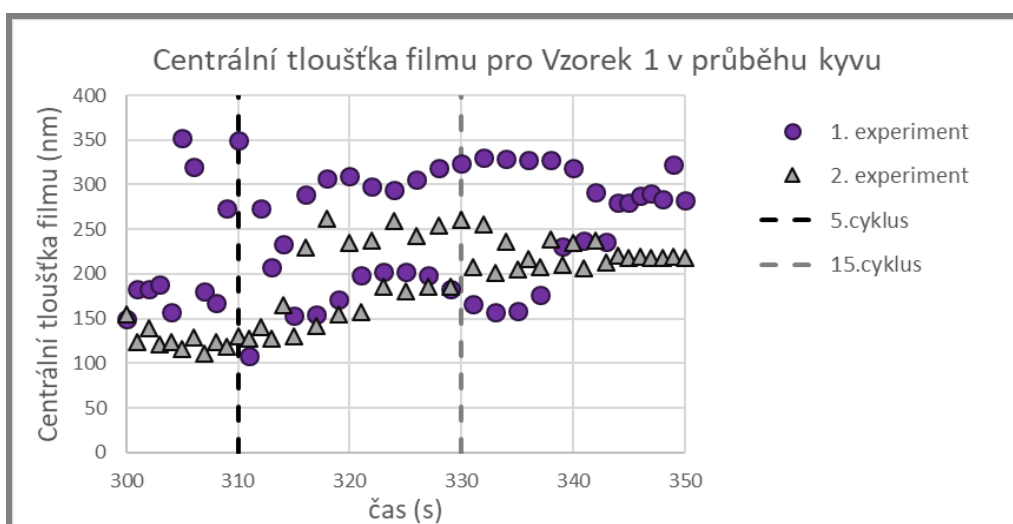
Po rozkývání kyvadla došlo během prvního experimentu v prvních sekundách k prudkému kolísání hodnot v rozmezí 150 až 350 nm (Obr. 5.10). Po 6-7 cyklech došlo částečnému ustálení, přičemž hodnoty při flexi se pohybovaly mezi 290 až 330 nm a hodnoty při extenzi mezi 150 a 200 nm. K největšímu rozdílu mezi tloušťkou filmu při flexi a extenzi (175 nm) došlo asi po 335 sekundách experimentu. Po zastavení kyvadla se film ustálil na 280 nm. Průběh dynamické části druhého experimentu byl obdobný, ale docházelo k menším rozdílům při flexi a extenzi.

V poslední části experimentu se již mazací film během 10 minut téměř nezměnil (Obr. 5.9). Docházelo pouze k nepatrným změnám filmu v řádech jednotek nanometrů. U prvního experimentu se film držel na hodnotě téměř 300 nm. U druhého experimentu na hodnotě 200 nm. Tento rozdíl může být způsoben tím, že při druhém experimentu se proteinový shluk částečně posunul mimo kontakt a v kontaktu zůstala pouze jeho okrajová část s menší tloušťkou.

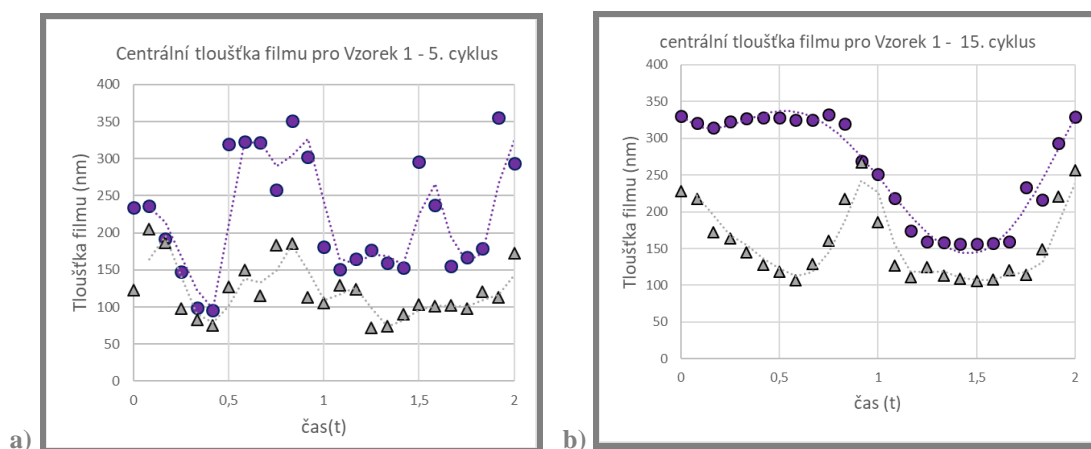
Na grafech (Obr. 5.11a, b) jsou vykresleny průběhy centrálních tloušťek filmů pro zvolené cykly. U 5. cyklu docházelo při prvním experimentu k poměrně velkým fluktuacím hodnot. Zejména kolem amplitud, kdy dochází ke změně pohybu kyvadla došlo v prvním případě (v čase 0,5 s) ke skokovému nárůstu tloušťky filmu ze 100 nm až na 320 nm. U druhé amplitudy tato změna nebyla tak výrazná nicméně také znatelná. Ve chvílích, kdy se kyvadlo blížilo rovnovážným polohám, se vždy film ustaloval na hodnotách kolem 150 – 170 nm. Výjimkou jsou vysoké hodnoty těsně před koncem cyklu, kdy se v kontaktu na okamžik objevil shluk proteinů. V případě 2. experimentu byl průběh obdobný, avšak celkové fluktuace byly znatelně menší a celkové hodnoty tloušťky filmu se pohybovaly v nižších hodnotách průměrně asi o 50 nm. U 15. cyklu, kdy je už pohyb kyvadla značně utlumený jsou v obou případech fluktuace daleko pozvolnější. U prvního experimentu je možné pozorovat, že nejvyšších/nejnižších tloušťek dosahuje film v amplitudách, přičemž při pohybu mezi amplitudami dochází ke změně až o 175 nm. Tloušťka maziva v jedné rovnovážné poloze se nachází přímo ve středu intervalu mezi minimem a maximem. U druhé rovnovážné polohy je tato tloušťka rovna maximální hodnotě v amplitudě. Mazací film tedy není rozložen souměrně kolem kontaktu. V případě druhého experimentu se kolem oblasti první amplitudy neutvořil proteinový shluk tak jako tomu bylo u prvního experimentu a z toho důvodu jsou kolem této amplitudy nižší hodnoty tloušťky filmu. Průběh v druhé amplitudě je již obdobný. U každého z obou cyklů experimentů byla pouze pro lepší představu vykreslena přibližná spojnice trendu.



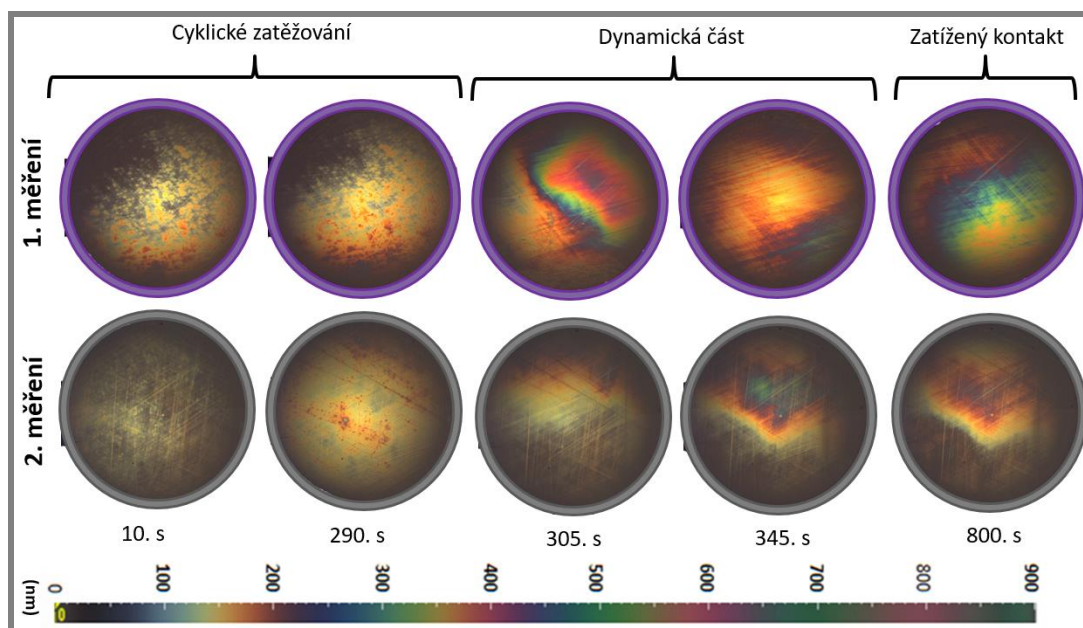
Obr. 5.9 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 1 (statická část)



Obr. 5.10 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 1 (dynamická část)



Obr. 5.11 Závislost tloušťky mazacího filmu u Vzorku 1 v průběhu a) 5. b)15. cyklu



Obr. 5.12 Interferogramy z experimentů se Vzorkem 1 (K4) v daných časech

### 5.2.2 Tvorba mazacího filmu u modelové kapaliny odpovídající pacientům skupiny K1

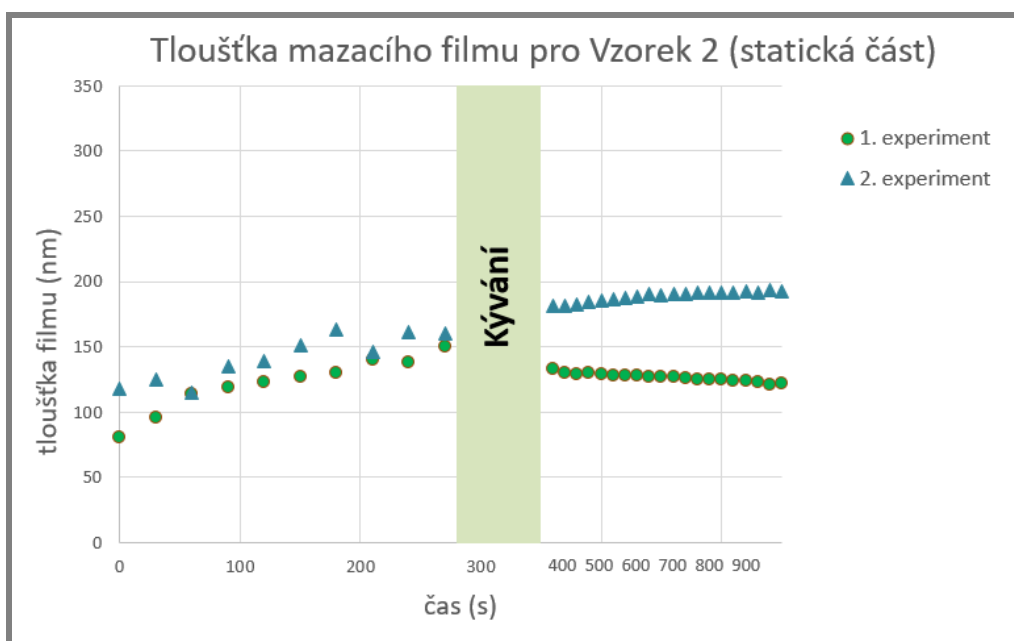
Stejně jako v předchozím případě došlo již na počátku experimentu k utvoření proteinových shluků. Centrální tloušťka filmu byla tentokrát na počátku obou experimentů asi 100 nm. Pouze u 1. experimentu byl mazací film lépe rozprostřen po kontaktu a minimální naměřené tloušťky dosahovaly asi 90 nm. Na rozdíl od předchozího měření však všechny hodnoty pozvolna rostly. Centrální tloušťka filmu narostla na 150-155 nm při 1. i 2. experimentu.

Po rozkývání kyvadla došlo u 1. experimentu k podobnému jevu jako u předchozího měření a tloušťka filmu začala výrazně kolísat mezi 120 a 240 nm. K ustalování došlo o něco dříve již po 5. cyklu, ale opět se zde projevil rozdíl mezi tloušťkou filmu při flexi a extenzi. Největší rozdíl byl tentokrát pozorován kolem 313. sekundy (85 nm), což je znatelně méně než u přechodného experimentu. Při zastavení kyvadla se mazací film ustálil na hodnotě 153 nm, což je obdobná tloušťka filmu, kterou měl před rozkýváním. V případě 2. experimentu byly počáteční fluktuace asi o polovinu menší, poté došlo k mírnému nárůstu na hodnoty průměrně o 50 nm vyšší než při experimentu s výhřevem. Opět zde byl pozorován rozdíl 20-60 nm při flexi a extenzi. Tloušťka filmu se nakonec ustálila na 170 nm, což je o 20 nm více než při experimentu s výhřevem.

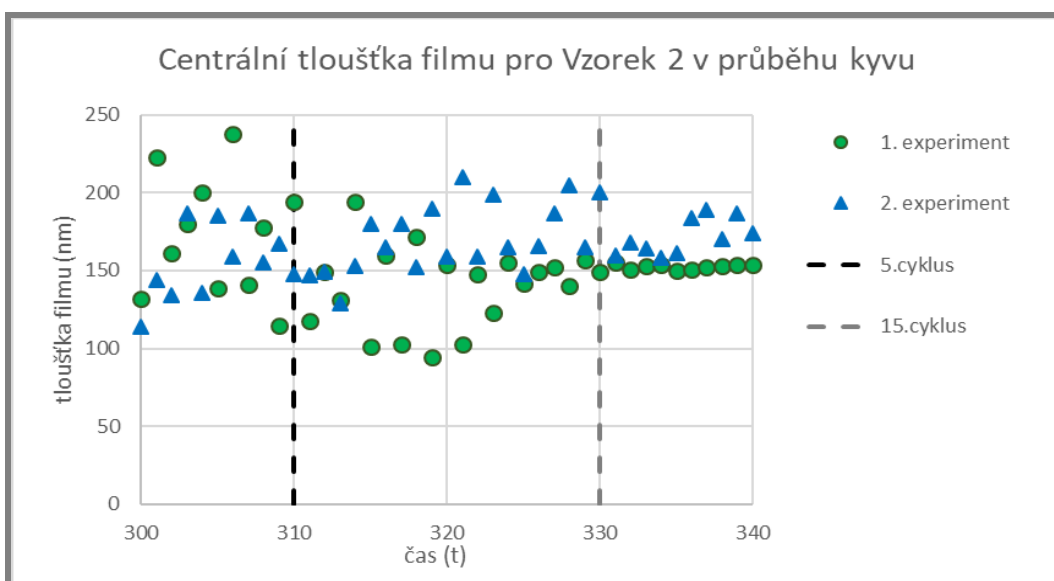
Po zastavení kyvadla se centrální tloušťka filmu ustálila v případě 1. testu na hodnotě pouze o 20 nm menší, než byla hodnota před kýváním a v průběhu 10 minut pozvolna poklesla o dalších 15 nm. Při 2. testu došlo naopak k ustálení na hodnotě o 20 nm vyšší než před kývem a pozvolnému nárůstu o 15 nm.

Při pozorování tloušťky filmů v průběhu 5. a 15. cyklu byly naměřeny podobné tvary trendů avšak rozdílné výchylky hodnot (Obr. 5.14). U 5. cyklu je možné pozorovat

růst tloušťky filmu jak v amplitudách, tak i v rovnovážné poloze (pouze však v té, která se nachází uprostřed cyklu). U první amplitudy se tloušťka filmu zvýšila v případě obou experimentů asi o 80-100 nm. V případě druhé amplitudy byl pozorován obdobný nárůst u experimentu s výhřevem, avšak bez výhřevu hodnoty stouply až o 280 nm. V rovnovážné poloze došlo k výraznému navýšení tloušťky filmu pouze u experimentu bez výhřevu (200 nm). U 15. cyklu jsou stejně jako v případě Vzorku 1 fluktuace pozvolnější z důvodu menších výchylek kyvadla. Nejvyšší a nejnižší tloušťky filmu byly opět naměřeny v amplitudách, přičemž výraznější rozdíl (250 nm) byl zaznamenány u experimentu s výhřevem. Kolísání tloušťky maziva připomíná tvar sinusoidy kmitající kolem hodnot 140 – 150 nm v rovnovážných polohách.

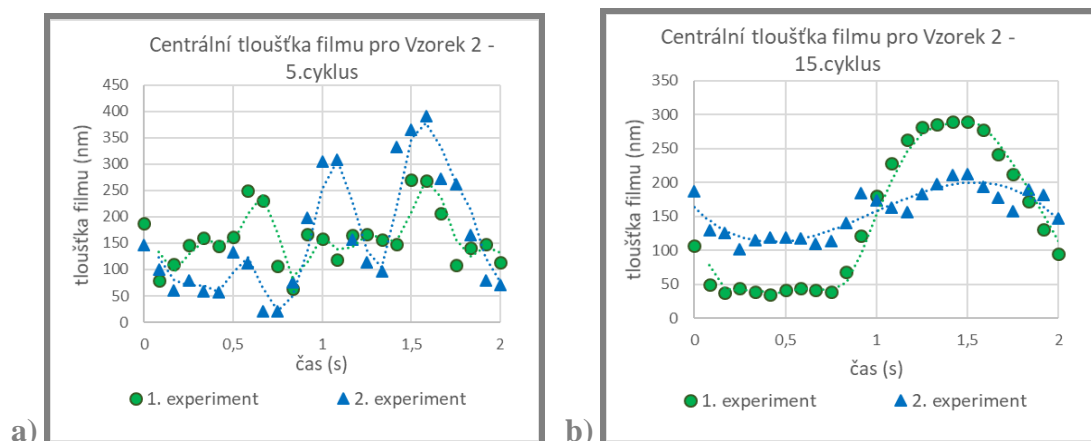


Obr. 5.13 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 2 (statická část)

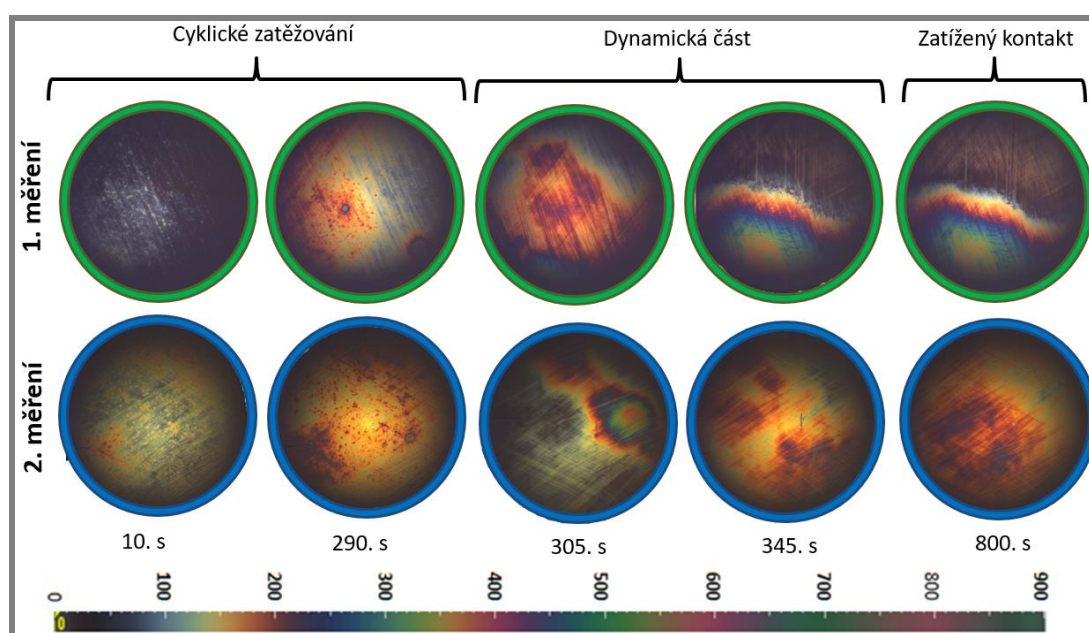


Obr. 5.14 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 2 (dynamická část)





Obr. 5.15 Závislost tloušťky mazacího filmu u Vzorku 2 v průběhu a) 5. b) 15. cyklu



Obr. 5.16 Interferogramy z experimentů se Vzorkem 2 (K1) v daných časech

### 5.2.3 Tvorba mazacího filmu u modelové kapaliny odpovídající pacientům skupiny K2/K3

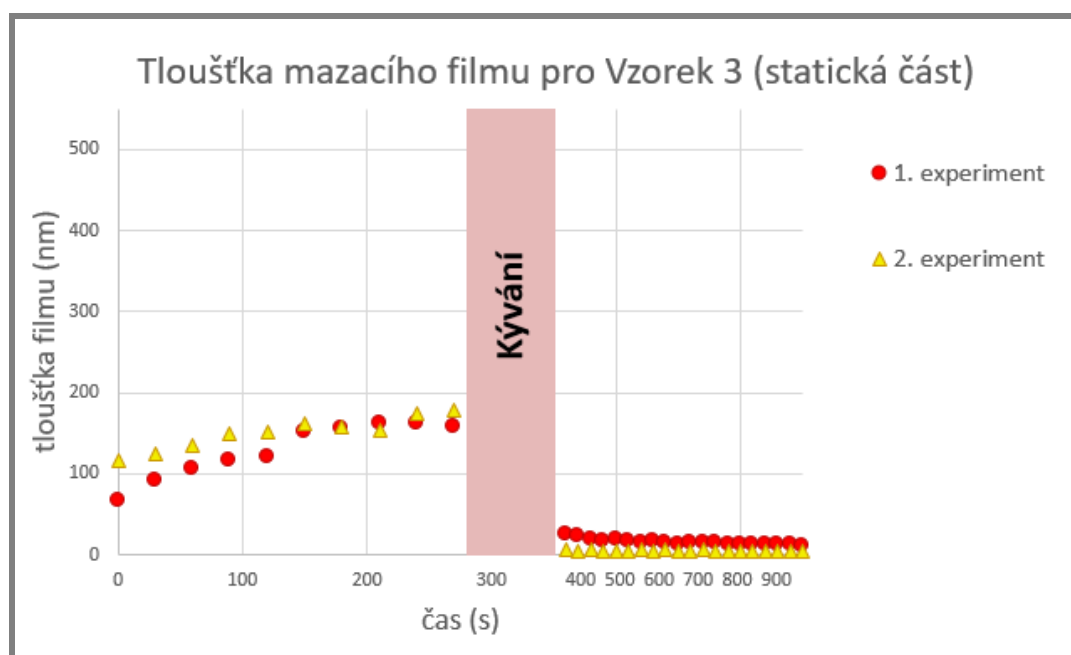
Při experimentu s modelovou kapalinou označenou jako Vzorek 3 se při prvním zatížení vytvořila vrstva filmu silná 67 nm (1. experiment) a 116 nm (2. experiment) (Obr. 5.17). V obou případech tloušťka této vrstvy pozvolna narůstala až na 158 nm (1. experiment). U druhého experimentu byl nárůst strmější a poslední naměřenou hodnotou bylo 178 nm.

Po rozkývání kyvadla (Obr. 5.18) nedošlo na rozdíl od předchozích experimentů ani v jednom případě k výrazným fluktuacím. Byl zde pouze opět pozorován rozdíl mezi tloušťkou mazacího filmu při flexi a extenzi. Tento rozdíl byl výraznější u 1. testu (80 nm). Pro druhý test byl rozdíl ztlačně nižší (40 nm). V obou případech však došlo k poměrně rychlému poklesu tohoto rozdílu po 5. cyklu. Důležitým poznatkem je, že u obou experimentů byl během kývání zaznamenán celkový pokles mazacího

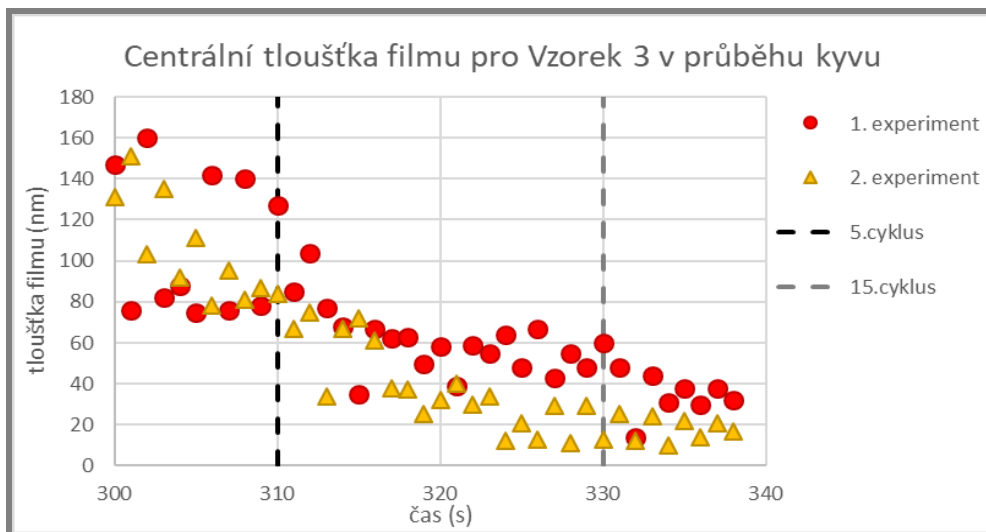
filmu z hodnot 147 nm u prvního testu a 132 nm u druhého testu na pouhých 32 nm a 14 nm.

V poslední části byl při dvojici experimentů (Obr. 5.17) zaznamenán pouze velmi tenký mazací film 25 nm (1. experiment) a 10 nm (2. experiment). Na více místech kontaktu bylo navíc možné zaznamenat nulovou tloušťku. Centrální tloušťka filmu průběžně klesala a na konci experimentů již dosahovala pouhých 11 nm a 4 nm.

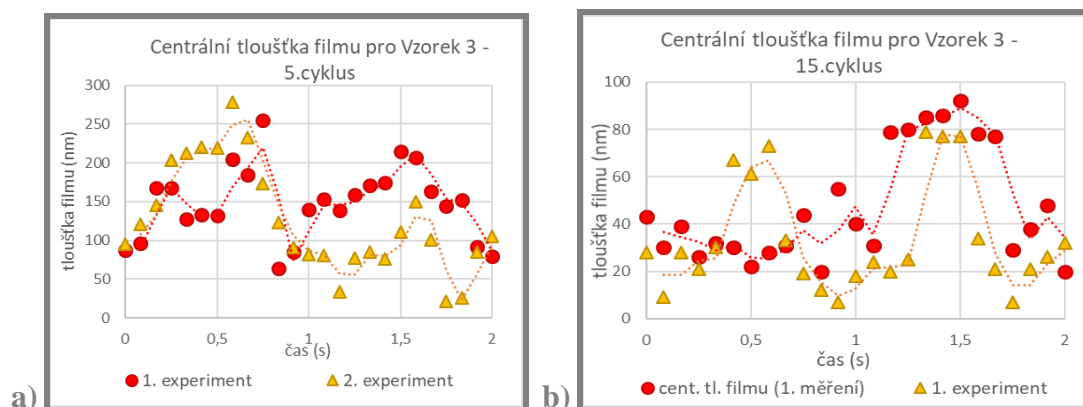
V průběhu 5. cyklu (Obr 5.19a) byl u 1. experimentu zaznamenán nárůst filmu o 100-150 nm v okolí 1. amplitudy a asi o 80-100 nm v okolí druhé amplitudy. V rovnovážných polohách byla pozorována nejnižší tloušťka filmu z celého cyklu. Při druhém experimentu vyšel průběh obdobný s tím rozdílem, že došlo ke zdatelně menšímu nárůstu tloušťky filmu ve druhé amplitudě na maximální hodnotu 150 nm, po které následoval chvilkový pokles na pouhých 25 nm v čase 0,2 s před druhou rovnovážnou polohou. V 15. cyklu (Obr. 5.19b) byly naměřené výchylky poměrně malé. V první amplitudě u prvního experimentu téměř k žádné změně nedošlo. Druhým experimentem byl změřen nárůst 40 nm. Ve druhé amplitudě došlo při obou testech téměř ke shodnému navýšení tloušťky filmu o 60 nm. Nejnižší hodnoty, v průměru 20-25 nm byly opět pozorovány v okolí rovnovážných poloh.



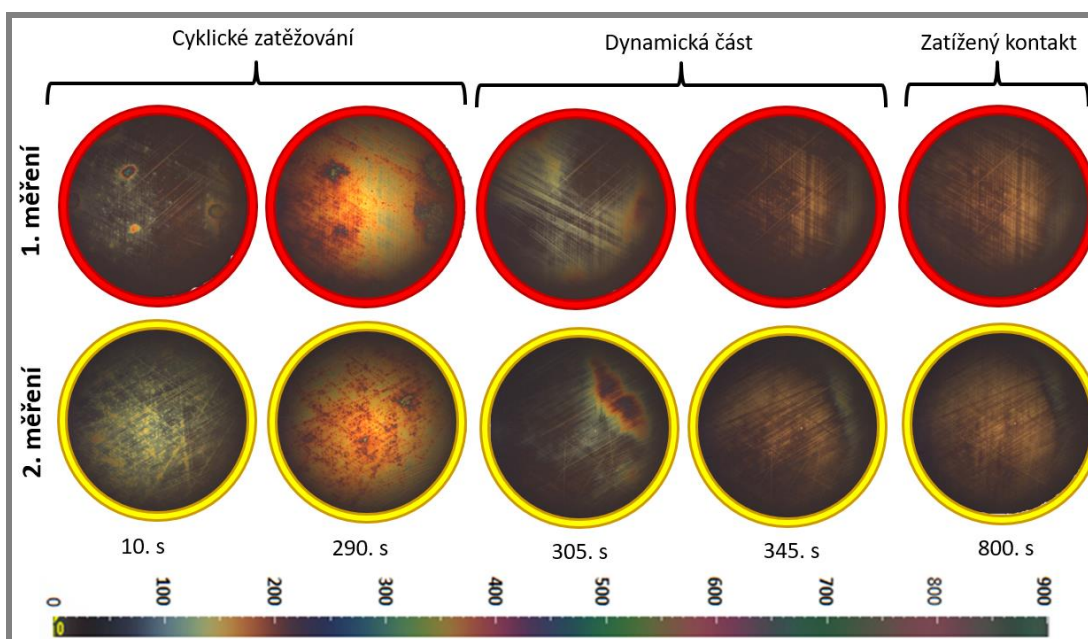
Obr. 5.17 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 3 (statická část)



Obr. 5.18 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 3 (dynamická část)



Obr. 5.19 Závislost tloušťky mazacího filmu u Vzorku 3 v průběhu a) 5. b) 15. cyklu



Obr. 5.20 Interferogramy z experimentů se vzorkem 3 v daných časech

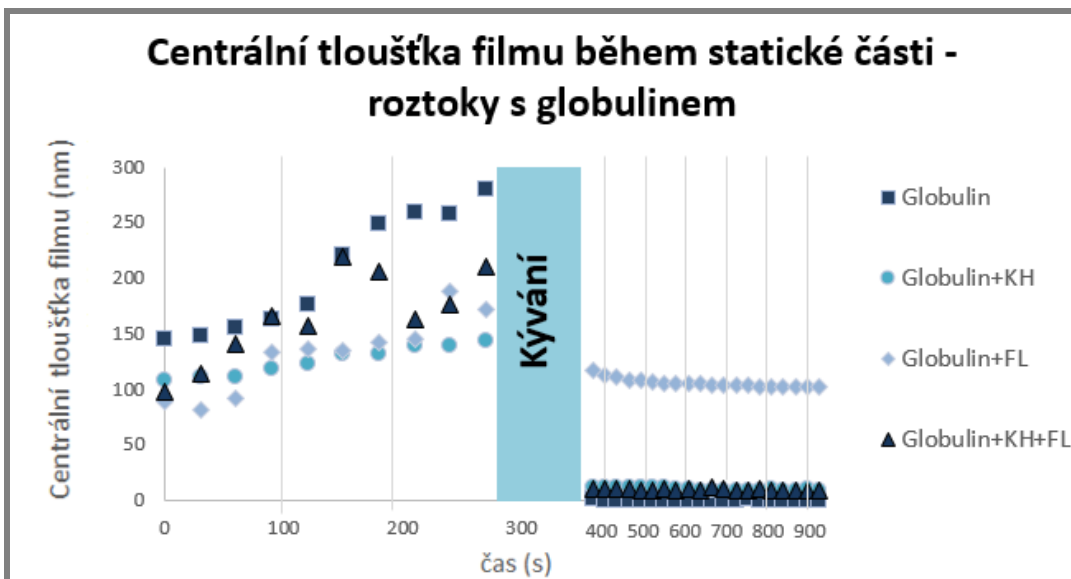
### **5.3 Vliv složení synoviální tekutiny na chování mazacího filmu – experimenty se složkami modelové tekutiny K2/K3**

V následující podkapitole budou popsány výsledky experimentů, které byly provedeny se složkami modelové tekutiny odpovídající skupině K2/K3.

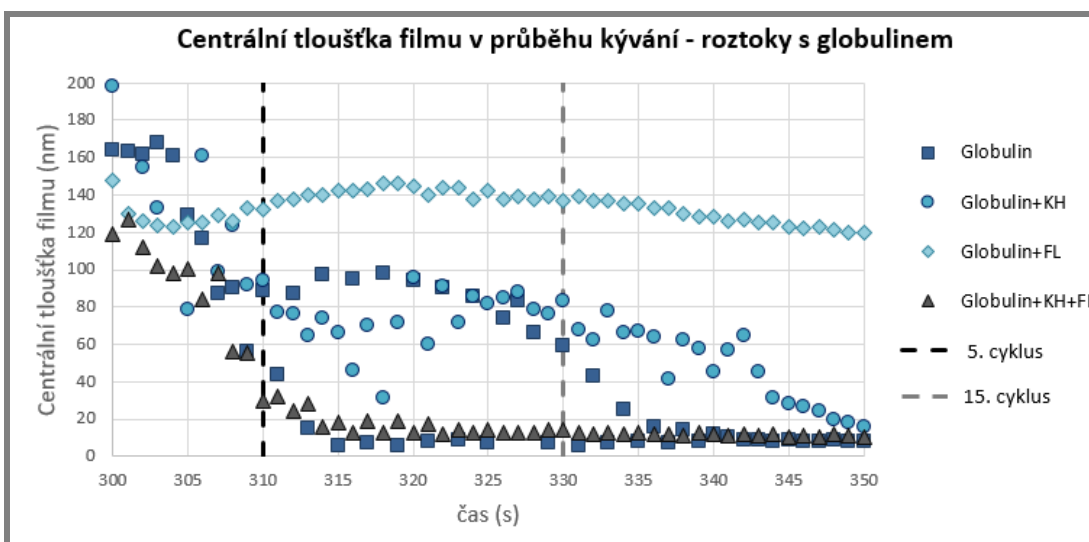
#### **5.3.1. Měření tloušťky filmu u roztoků obsahujících globulin**

U všech roztoků obsahujících globulin vznikla již při začátku experimentu poměrně silná vrstva agregovaných proteinů (Obr. 5.21). Nejsilnější vrstva přitom vznikla u samostatného roztoku globulinu (150 nm). U zbylých roztoků obsahujících fosfolipidy a kyselinu hyaluronovou a fosfolipidy byla počáteční vrstva asi o třetinu tenčí. U všech roztoků během první části experimentu agregovaná vrstva proteinů rostla, přičemž největšího nárůstu došlo u samostatného globulinu a to na hodnotu až 270 nm. Centrální tloušťka filmu zbylých roztoků na konci statického zatěžování se pohybovala mezi 140 a 180 nm. Jeví se tedy, že jak fosfolipidy, tak i kyselina hyaluronová částečně potlačují schopnost globulinu se agregovat na povrchu hlavice. Dynamická část experimentu je znázorněna na obrázku 5.22. Ve všech případech s výjimkou Globulinu obsahujícího pouze fosfolipidy začala tloušťka filmu poměrně rychle klesat. Je možné pozorovat, že v případě samostatného roztoku globulinu došlo asi po 10 sekundách ke značnému rozptylu tloušťky filmu při flexi a extenzi. Kyselina hyaluronová částečně stabilizovala film, ale nejlepšího výsledku bylo dosaženo u roztoku Globulinu s přidáním fosfolipidů. Zde došlo jednak k výrazné stabilizaci filmu, tak i k udržení téměř konstantní tloušťky filmu po celou dobu experimentu. Při přidání kyseliny hyaluronové společně s fosfolipidy byl sice vytvořený film stabilní z hlediska flexe a extenze, ale došlo k nejrychlejšímu poklesu tloušťky mazacího filmu na asi 15 nm po 15 sekundách.

U poslední části experimentu, kdy byl kontakt ponechán zatížený po dobu 10 minut, se v kontaktu udržela téměř stejná tloušťka filmu jako po zastavení kyvadla a docházelo pouze k nepatrnému poklesu tloušťky filmu v řádech jednotek nm (Obr. 5.21).



Obr. 5.21 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující globulin (statická část)



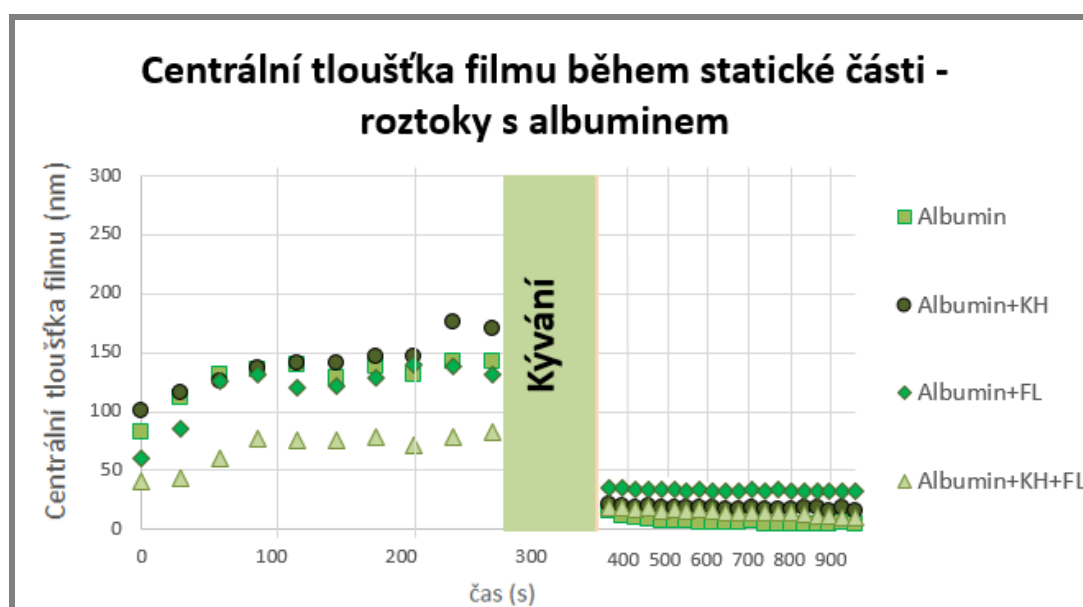
Obr. 5.21 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující globulin (dynamická část)

### 5.3.2. Měření tloušťky filmu u roztoků obsahujících albumin

U roztoků obsahujících albumin se na počátku opět vytvořila vrstva agregovaných proteinů (Obr 5.22). Tato vrstva dosahovala nepatrně podobných hodnot, jakých bylo dosaženo u roztoků s globulinem ( $\approx 100$  nm). K nejmenším agregacím došlo u roztoku albuminu s přídáním kyseliny hyaluronové a fosfolipidy (42 nm). Centrální tloušťka filmu všech roztoků s albuminem vzrostla během statického zatěžování přibližně o 50 nm. Lze vidět, že jednotlivé působení kyseliny hyaluronové nebo fosfolipidů nemá na agregaci albuminu téměř žádný vliv, ovšem kombinace obou těchto složek při dané koncentraci částečně snižuje schopnost tohoto proteinu vytvářet shluky na hlavici.

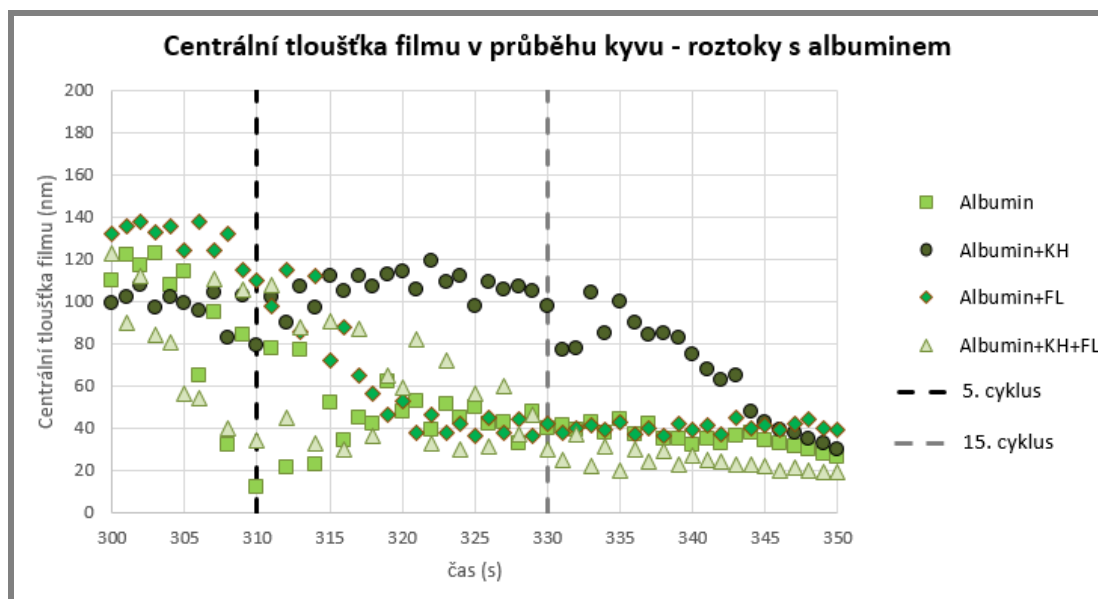
Dynamický experiment (Obr. 5.23) částečně koresponduje s výsledky naměřené s roztoky globulinu. I v tomto případě docházelo u samostatného roztoku albuminu k odchylkám tloušťky filmu při flexi a extenzi a to zejména v prvních 15 sekundách. Fosfolipidy v tomto případě pouze eliminovaly tuto nerovnoměrnost filmu, ale vývoj tloušťky filmu zůstal téměř stejný. Na rozdíl od roztoku s globulinem však mazací schopnost albuminu pozitivně ovlivnila kyselina hyaluronová, která film jednak stabilizovala z pohledu flexe a extenze, tak i napomohla tomu, aby se albumin udržel v kontaktu déle. Tloušťka filmu u tohoto roztoku klesla pod 80 nm pouze 10 sekund před zastavením kyvadla. Stejně jako v předchozím případě se však pozitivní vlivy fosfolipidů i kyseliny hyaluronové vyrušily v případě roztoku s oběma těmito složkami a výsledný průběh byl téměř shodný se samostatným albuminem.

V poslední části experimentu se stejně jako v předchozím případě výsledná tloušťka mazacího filmu téměř neměnila (Obr 5.22). Je však možné pozorovat že roztok s fosfolipidy se stabilizoval na nejvyšší hodnotě tloušťky filmu (35-40 nm), což koresponduje s výsledkem naměřeným pro roztok globulinu s fosfolipidy.



**Obr. 5.22** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin (statická část)





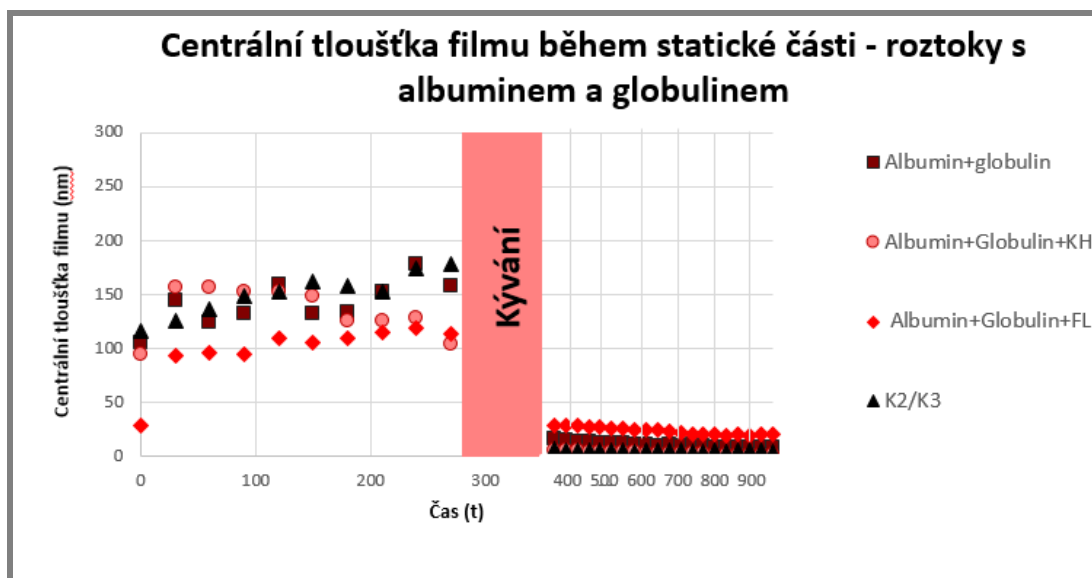
Obr. 5.23 Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin (dynamická část)

### 5.3.3. Měření tloušťky filmu u roztoků obsahujících albumin s globulinem

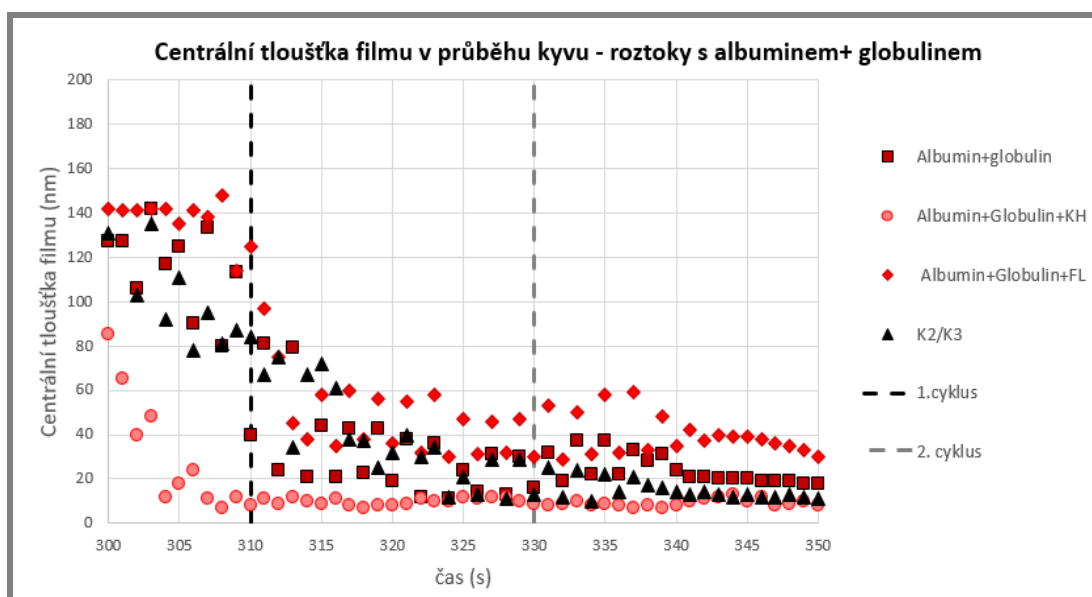
V případě roztoků obsahujících albumin i globulin současně se počáteční tloušťka agregovaných proteinů podobala předchozím experimentům s výjimkou roztoku s přidávanými fosfolipidy, kdy se proteiny výrazněji agregovaly až od druhého zatížení (Obr. 5.24). Rovněž nárůsty tloušťky filmu během zatěžování probíhaly obdobně. Zvláštní případ nastal pouze při experimentu s roztokem obsahujícím kyselinu hyaluronovou, kdy se agregáty začaly po 6. zatížení částečně rozpadat a tloušťka filmu klesla do konce první části experimentu téměř o 50 nm.

Dynamická část experimentů opět prokázala určitou nerovnoměrnost mazacího filmu roztoků pouze s proteiny bez kyseliny hyaluronové nebo fosfolipidů při flexi a extenzi (Obr. 5.25). Odchytky však nebyly tak znatelné jako v případě jednotlivých proteinů. U všech roztoků včetně komplexní kapaliny K2/K3 došlo k poměrně výraznému poklesu tloušťky filmu hned v prvních 15 sekundách. Nejhorší výsledek byl tentokrát naměřen pro roztok s kyselinou hyaluronovou u které došlo k poklesu na pouhých 10 nm hned po 7 sekundách, ačkoliv tento roztok vykazoval nejmenší rozdíly při flexi a extenzi. Roztok s fosfolipidy tentokrát nezredukoval rozdíly v tloušťce filmu při flexi a extenzi, ale došlo k částečnému zvednutí tloušťky filmu v průměru asi o 15-20 nm. Při kombinaci kyseliny hyaluronové a fosfolipidů (K2/K3) se však opět jakékoliv jejich vlivy eliminovaly a výsledný průběh byl téměř shodný jako při experimentu s roztokem albuminu s globulinem.

Průběh statické části byl obdobný jako v předchozích případech. Docházelo k nepatrnému poklesu v řádech jednotek nanometrů a největší tloušťka filmu byla zaznamenána u roztoku s proteinů s fosfolipidy.



**Obr. 5.24** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin i globulin (statická část)



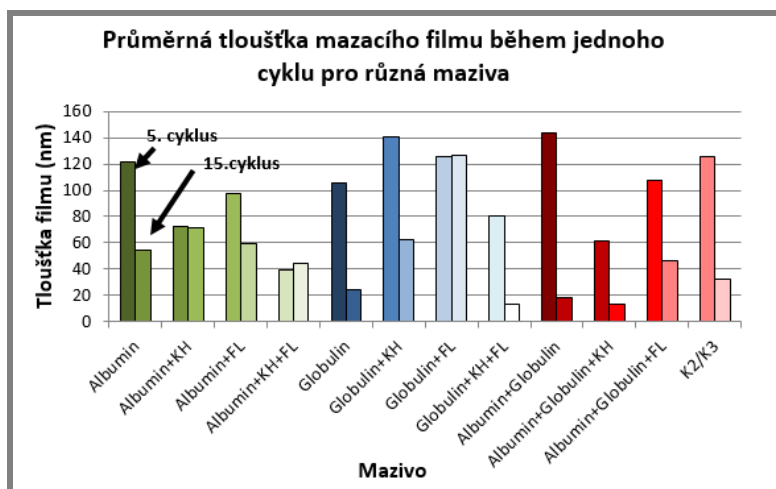
**Obr. 5.25** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin i globulin (dynamická část)



### 5.3.4. Vyhodnocení chování mazacího filmu v průběhu jednoho kyvu.

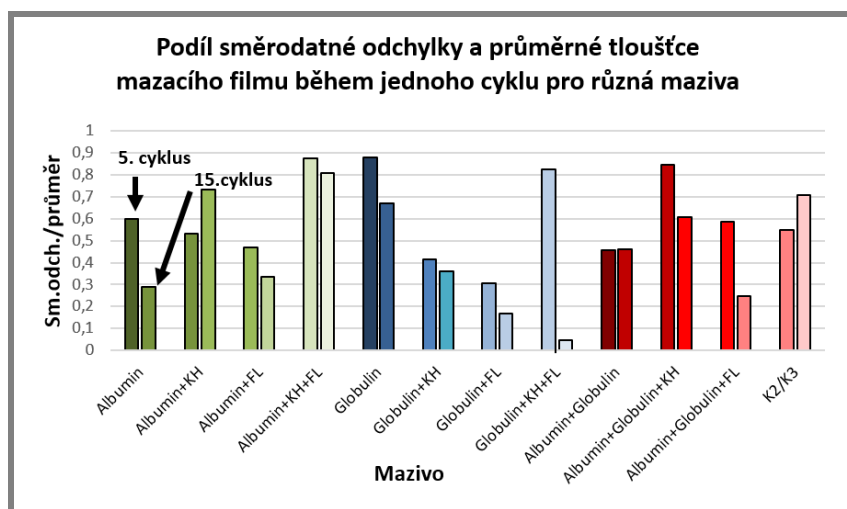
U všech zkoumaných roztoků byly tak jak, bylo popsáno v kapitole 4.6.2, vyhodnoceny tloušťky mazacích filmů během 5. a 15. cyklu kyvadla v průběhu dynamických experimentů. Z každého cyklu bylo vyhodnoceno 25 snímků. Aby bylo možné výsledky porovnat, byla vyhodnocena průměrná hodnota tloušťky filmu jako parametr sloužící pro kvantitativní popis mazacího filmu během daného cyklu a dále podíl směrodatné odchylky a průměru sloužící pro kvalitativní popis mazacího filmu. Menší hodnoty tohoto podílu znamenají rovnoměrnější rozprostření filmu v kontaktní oblasti během pohybu kyvadla a tedy lepší schopnost mazání kontaktu.

Na grafu (Obr. 5.26) jsou vyobrazeny průměrné hodnoty tloušťky filmu během 5. a 15. cyklu kyvadla pro všechny testované roztoky. Nejvyšších hodnot při 5. cyklu dosáhl roztok albuminu s globulinem (142 nm). Ten však také zaznamenal největší pokles do 15. cyklu, při kterém již byla průměrná tloušťka filmu pouhých 18 nm. Podíváme-li se na vliv kyseliny hyaluronové na roztoky proteinů, lze vidět, že při dané koncentraci způsobila poměrně výraznou redukci mazacího filmu albuminu u pátého cyklu, ale naopak částečně pomohla udržet mazací film až do 15. cyklu. U globulinu došlo vlivem kyseliny hyaluronové k výraznému zlepšení mazání pro oba cykly. V případě přidání kyseliny do roztoku albuminu s globulinem byl však vliv kyseliny negativní a došlo k podstatnému snížení průměrného mazacího filmu v případě obou sledovaných cyklů. U roztoku albuminu s fosfolipidy je možné pozorovat podobné průměry jako v případě roztoku albuminu s kyselinou hyaluronovou. Výrazný pozitivní dopad však měli fosfolipidy zejména na roztok globulinu, kde se průměrná tloušťka mazacího filmu zvedla na 125 nm a navíc se zachovala až do 15. cyklu. V případě roztoku s oběma proteiny, došlo sice k částečné redukci mazacího filmu při 5. cyklu, ale k menšímu poklesu než u roztoku bez fosfolipidů. V poslední řadě je potvrzen předchozí výsledek, že kombinace kyseliny hyaluronové a fosfolipidů o dané koncentraci má na roztoky proteinů negativní vliv, jelikož výsledné tloušťky filmů jsou v těchto případech nejnižší. Negativní dopad společného působení kyseliny hyaluronové a fosfolipidů je v případě modelové tekutiny obsahující oba proteiny menší než dopad na roztoky s pouze jedním proteinem.



Obr. 5.26 Průměrná tloušťka mazacího filmu během 5. a 15. cyklu pro různá maziva

Na grafu (Obr. 5.27) je, jak již bylo zmíněno, zobrazen podíl směrodatné odchylky tloušťek maziva a průměrné hodnoty. Hodnoty v tomto grafu tedy vypovídají o tom, jakým způsobem během cyklu kolísala tloušťka maziva. Kolísání tloušťky totiž značí o nestabilitě filmu a může mít negativní následky i na opotřebení, jelikož může v určitých momentech tloušťka filmu klesat i na velmi nízké hodnoty. Nejlepší vliv na stabilitu filmu měly fosfolipidy na roztok globulinu, kde docházelo k výchylce tloušťky maziva pouze 30 %. Pozitivní dopad na stabilitu globulinu měla i kyselina hyaluronová. To však neplatilo u roztoku obsahujícího albumin. Nejhorší výsledky naopak opět vykazovaly roztoky obsahující fosfolipidy i kyselinu hyaluronovou současně, což podporuje předpoklad, že daný poměr koncentrací těchto složek je nevhodný.



**Obr. 5.27** Podíl směrodatné odchylky a průměrné tloušťky mazacího filmu během 5. a 15. cyklu pro různá maziva

## 6 DISKUZE

### 6.1 Predikce tloušťky mazacího filmu

V rámci této práce byla provedena poměrně rozsáhlá rešerše predikcí tlouštěk mazacích filmů, které v současné době existují. Existuje celá řada analytických predikcí, které popisují elasto-hydrodynamický režim mazání vznikající mezi nekonformními i konformními povrchy. Z těchto predikcí lze při známých parametrech, jako jsou zatížení, rychlost, moduly pružnosti, vůle apod., poměrně přesně vypočítat jakým způsobem se bude chovat mazací film newtonovských tekutin, jakými jsou nejrůznější druhy olejů [20, 21]. Pro další zpřesnění odhadů a také možnosti získat komplexnější údaje jako například tloušťku maziva podél celé linie kontaktů či závislost vývoje filmu na čase byly vytvořeny numerické predikce [22, 23]. Některé z těchto predikcí zahrnují například reverzaci pohybu či proměnnost zatížení během pohybu.

Největším problémem všech současných predikcí však je fakt, že všechny uvažují mazání newtonovskou tekutinou. Ve skutečných kloubech se však nachází synoviální tekutina, jejíž chování je značně nenewtonovské. Rovněž hovězí sérum a další modelové tekutiny či jejich složky použité v této práci vykazují nenewtonovské chování. To je do značné míry způsobeno obsaženými proteiny, které jsou hlavní složkou mazacího filmu silného často i několik set nanometrů, dále potom fosfolipidy a kyselinou hyaluronovou. Pokud by se vycházelo z jedné s predikcí například ze článku, který publikoval **Hamrock a Dowson** [20]:

$$h_{min} = 0.66685 \frac{d^{2.19}}{c_d^{0.77} w^{0.21}} \eta^{0.65} \Omega^{0.65} (E')^{-0.44}$$

měla by být predikovaná tloušťka filmu při parametrech fyziologické modelové tekutiny (Vzorek 1) a použitých párů asi 19 nm, což je podstatně méně, než bylo při experimentu naměřeno (200-300 nm). Rovněž fakt, že ačkoliv dynamická viskozita modelových tekutin, která je jediným parametrem ovlivňujícím výsledky predikcí, se téměř neliší, a přesto jsou výsledky jednotlivých experimentů diametrálně odlišné, dokazuje, že je třeba zkoumat mazání uvnitř párů experimentálně. Procesy, kterými se vzájemně ovlivňují jednotlivé složky synovie a modelových tekutin jsou příliš složité a ovlivněné mnoha parametry na to, aby mohly být matematicky popsány.

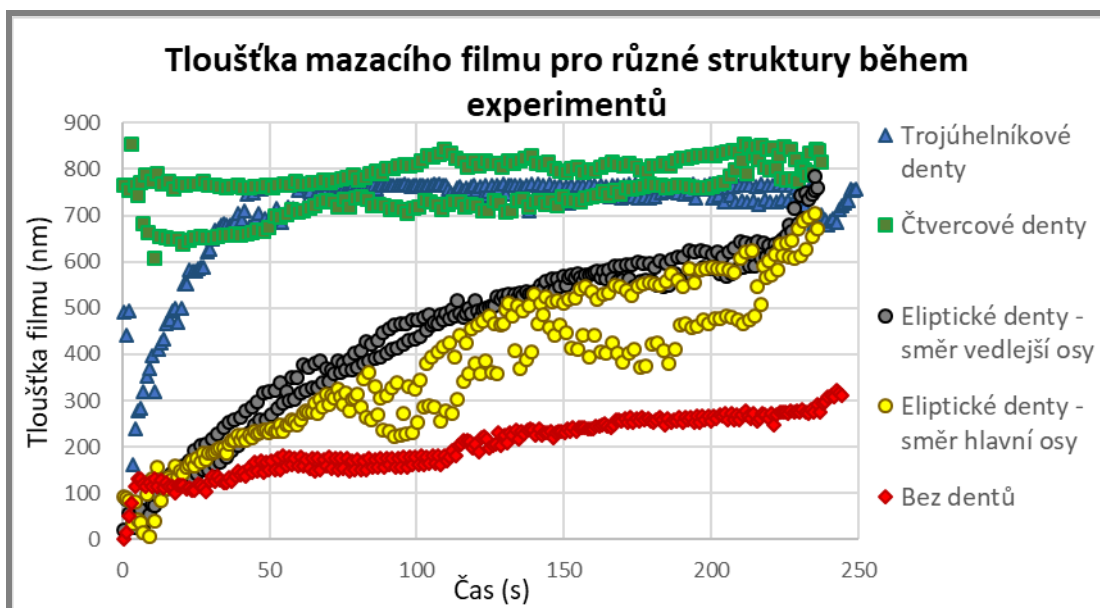
### 6.2 Vliv topografie povrchu

Při zkoumání vlivu topografie povrchu bylo jako testovací mazivo použito hovězí sérum a nejprve byl proveden porovnávací experiment s kovovou hlavicí bez dentů. Výsledky z tohoto experimentu poměrně dobře korespondují s těmi, které publikoval **Nečas et al.** [30] se stejnou velikostí a materiálem protézy i vůlí.

Ve srovnání s hlavicí bez dentů se kterou byl nejprve experiment proveden, aby bylo možné porovnání, vykazaly všechny hlavice s texturami výrazné navýšení mazacího filmu během pohybu kyvadla. Došlo také ke zkrácení času, během kterého se tloušťka filmu ustálila na maximální hodnotě. Tyto výsledky podporují teorie, že denty podněcují tzv. mikroelasto-hydrodynamické mazání ze studie, kterou

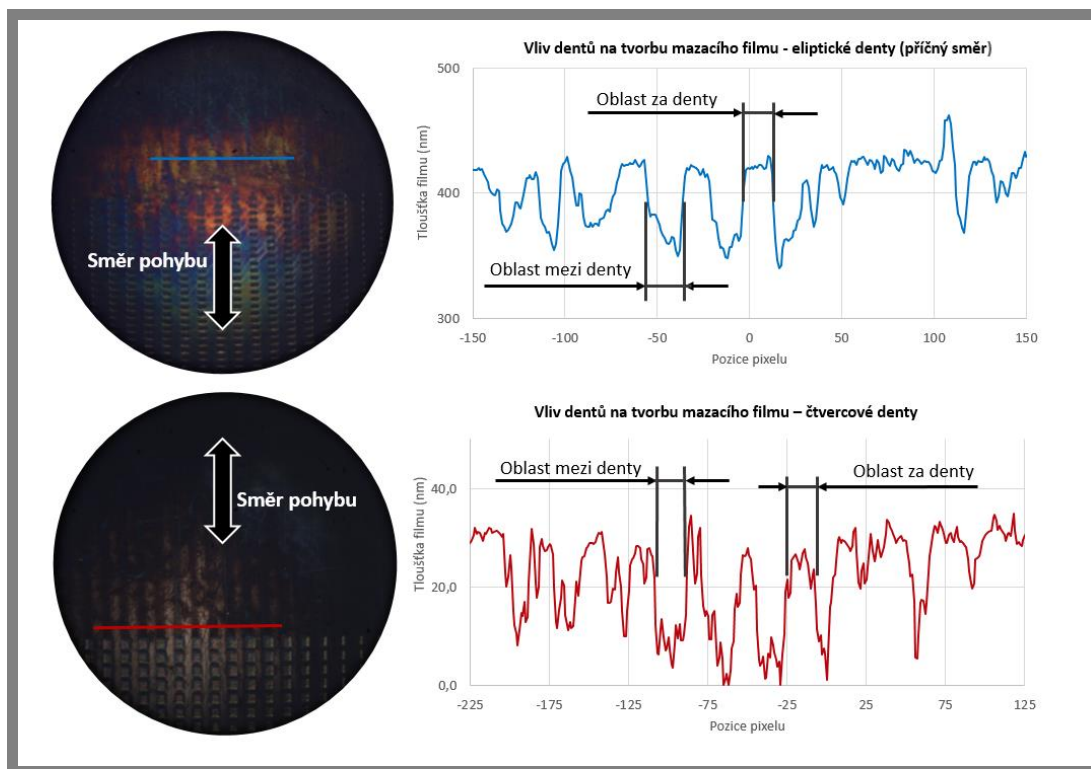
publikoval **Choudhury** [32]. Důležitým výsledkem je také fakt, že tvar dentů měl na výsledné mazání rovněž podstatný vliv. Jelikož hloubky dentů, jejich množství i jejich rozteče byly ve všech případech stejné, je pravděpodobně klíčovým faktorem právě samotná geometrie struktur. Ačkoliv bylo řečeno, že numerické predikce nepopisují chování modelových synoviálních tekutin přesně, existuje určitá korelace mezi numerickými výpočty a experimenty. **Qiu** [33] ve své studii založené na matematickém modelu publikoval, že největší minimální tloušťku filmu u ložisek vykazují textury s poměrem plochy dentů k ploše bez dentů ( $S_p$ ) okolo 0,20 až 0,40 a poměrem hloubky dentu k jejich průměru ( $\epsilon$ ) 0,025. Nejblíže těmto hodnotám byly čtvercové textury (0,2 a 0,022). Parametry trojúhelníkových textur byly 0,17 a 0,045. Pro eliptické denty byly tyto hodnoty stanoveny na 0,19 a 0,015 ve směru vedlejší osy a 0,19 a 0,038 ve směru osy hlavní. Nejlepší výsledek, kterého při provedených experimentech dosáhly čtvercové denty tak odpovídá tomu, že čtvercové denty měli dle zmíněné studie parametry nejblíže odpovídající optimálním. Fakt, že elipsovité denty dopadly podobně v příčném i podélném směru, taktéž koresponduje s výsledky této studie. Parametr  $S_p$  je v obou případech stejný. Hodnoty parametru  $\epsilon$  jsou, jak již bylo uvedeno, v jednom případě 0,015 a ve druhém 0,038. V grafu (Obr. 2.25) lze vyčíst, že pro obě hodnoty tohoto parametru při stejném  $S_p = 0,19$  jsou hodnoty tloušťky maziva prakticky totožné.

ve studii, jež publikoval **Gao** [31], kde byl zkoumán vliv různých textur na koeficient tření dopadly stejně jako u této studie všechny pozorované struktury lépe (vykazovaly menší tření) než povrch bez textur, což rovněž odpovídá výsledkům této práce. Čtvercové i trojúhelníkové denty přitom vykazovaly podobné tření, což odpovídá i podobnému vývoji mazacího filmu (Obr. 6.1). Nejmenší tření bylo naměřeno pro kruhové denty, které lze částečně porovnat s eliptickými denty. Pro ty byl naměřen menší mazací film než v případě trojúhelníkových či čtvercových struktur. Fakt, že trojúhelníkové a čtvercové denty vykazují větší tloušťku filmu, avšak větší tření může souviset s nárůstem smykového tření při příliš silném mazacím filmu. Tento nárůst tření by však nijak neměl negativně ovlivnit opotřebení, jelikož jde pouze o tření mezi jednotlivými vrstvami maziva.



Obr. 6.1 Vývoje tloušťky mazacího filmu pro různé povrchové struktury v závislosti na čase

**Choudury** [32] se ve své studii, jak již bylo zmíněno, mimo jiné zabýval teorií mikroelastohydrodynamického mazání způsobeného právě mikrostrukturami na povrchu hlavičky. Objektivy dostupné pro experimenty v této práci neumožňovaly detailní přiblížení na jednotlivé mikrodenty, nicméně i při dostupném zvětšení bylo zejména u eliptických dentů při pohybu ve směru vedlejší osy a u čtvercových dentů možné pozorovat zesílenou tloušťku mazacího filmu v oblastech za denty, což výsledky z uvedené studie podporuje. Na obrázku 6.2 jsou interferogramy z polohy kyvadla několik milisekund po průchodu amplitudou. V těchto polohách byl zmíněný rozdíl filmu v oblasti za denty a mezi nimi nejlépe pozorovatelný, jelikož se v kontaktu nacházela část havice bez mikrostruktur. Na interferogramech je vyznačený směr pohybu a linie ve kterých je v pravé části obrázku vykreslena tloušťka filmu. Z těchto grafů je patrné, že tloušťka filmu v oblastech za denty byla až o 70 nm větší v případě eliptických dentů a až o 30 nm větší v případě dentů čtvercového tvaru. V rovnozážných polohách by přitom tyto rozdíly z důvodu větší rychlosti kyvadla mohly být ještě znatelně vyšší. Při průchodu rovnozážnými polohami však takovéto rozdíly pozorovány nebyly. Je proto možné že jednotlivé řady dentů umístěné za sebou v dostatečně malých intervalech napomáhají k rozprostření mazacího filmu do všech míst v kontaktu. To by mohlo být způsobeno rychlými drobnými změnami tlaku, které mikrodenty při pohybu vyvolávají. Jelikož byla hustota dentů poměrně blízko optimální hustotě tak jak ji uvedl **Qiu** [31], došlo pravděpodobně k ideálnímu rozprostření mazacího filmu, kterého by při příliš velké vzdálenosti mikrostruktur nebylo dosaženo.



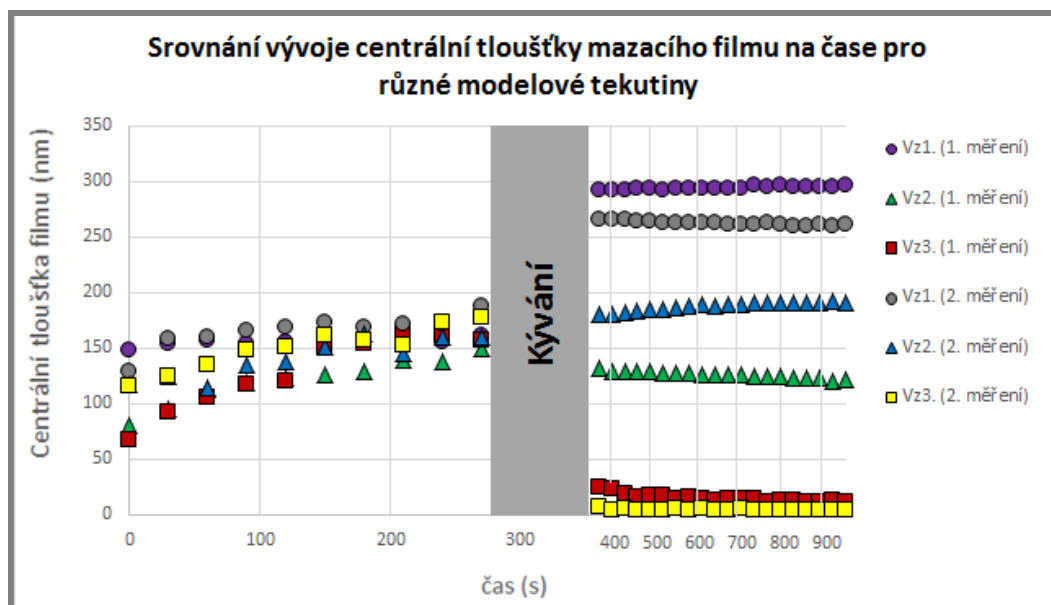
Obr. 6.2 Vliv eliptických a čtvercových dentů na tvorbu mazacího filmu

### 6.3 Vliv složení synoviální tekutiny

První částí experimentů sloužících ke zjištění, jaký vliv má složení synoviální tekutiny na tvorbu mazacího filmu uvnitř kyčelní náhrady, bylo testování různých modelových tekutin, které svým složením odpovídaly složení reálných synovií různých pacientů či zdravých jedinců. V grafu 6.3 je porovnání všech provedených experimentů popsanych v kapitole 5. Všechny tekutiny měly stejné složení, pouze se lišily obsahy jednotlivých složek. Experimenty byly vykonány při stejných podmínkách se stejnou hlavici i jamkou. V první fázi experimentů došlo ve všech případech k poměrně značné adsorpci proteinů na povrch hlavice. Rozdíly v těchto adsorbcích lze vzhledem k opakovatelnosti měření považovat za zanedbatelné. Zajímavé však je, že po rozkývání kyvadla a zejména po jeho zastavení došlo k obrovským rozdílům mezi tloušťkou mazacího filmu všech testovaných modelových tekutin. Zatímco mazací film u modelové tekutiny odpovídající složení synovie u zdravých jedinců (K4) během dynamické fáze ještě narostl a ustálil se na hodnotách 260-300 nm, u modelové tekutiny, jejíž složení odpovídalo synoviální tekutině pacientů s pokročilým stádiem osteoartrózy (K2/K3), došlo k výraznému poklesu na hodnoty pouhých 15-25 nm. Centrální tloušťka filmu modelové tekutiny se složením, které odpovídá pacientům s aseptickým uvolněním náhrady bez známek osteoartrózy (K1), se nachází přibližně uprostřed mezi ostatními výsledky (125-185 nm). Výsledky lze porovnat s těmi, které publikoval Nečas [30] ve své studii. V té byly testovány dvě modelové tekutiny, z nichž ta, která obsahovala větší množství fosfolipidů a kyseliny hyaluronové vykazovala strmější nárůst mazacího filmu během dynamického experimentu. V případě modelových tekutin použitých v této práci však vykazovala nejlepší výsledky ta, která měla sice největší obsah kyseliny hyaluronové (2,5 mg/ml), avšak o polovinu menší obsah fosfolipidů než



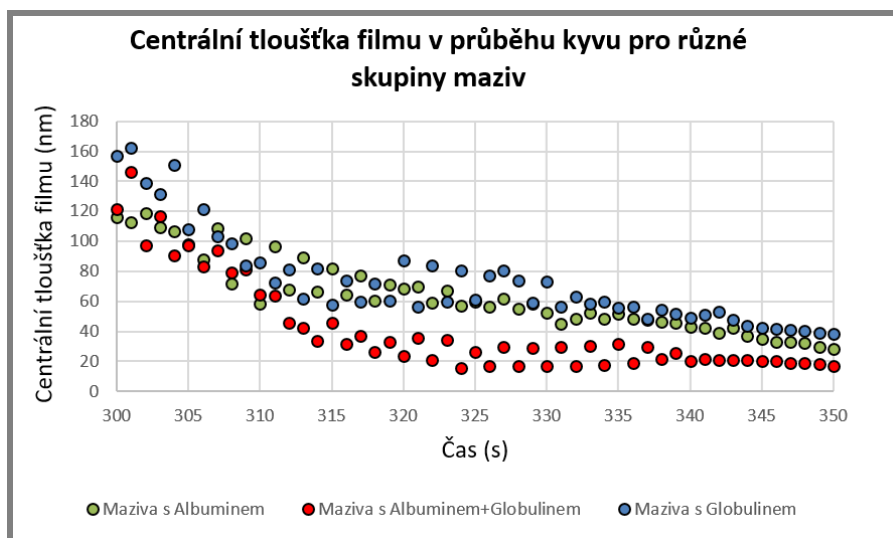
zbylé dvě modelové tekutiny (0,15 mg/ml). Je tedy pravděpodobné, že mechanismy, jakými se navzájem jednotlivé složky ovlivňují, jsou komplikovanější, a nelze pouze konstatovat, že s vyšším podílem KH a fosfolipidů dojde ke zlepšení mazacích schopností dané tekutiny.



**Obr. 6.3** Srovnání vývoje centrální tloušťky mazacího filmu na čase pro různé modelové tekutiny

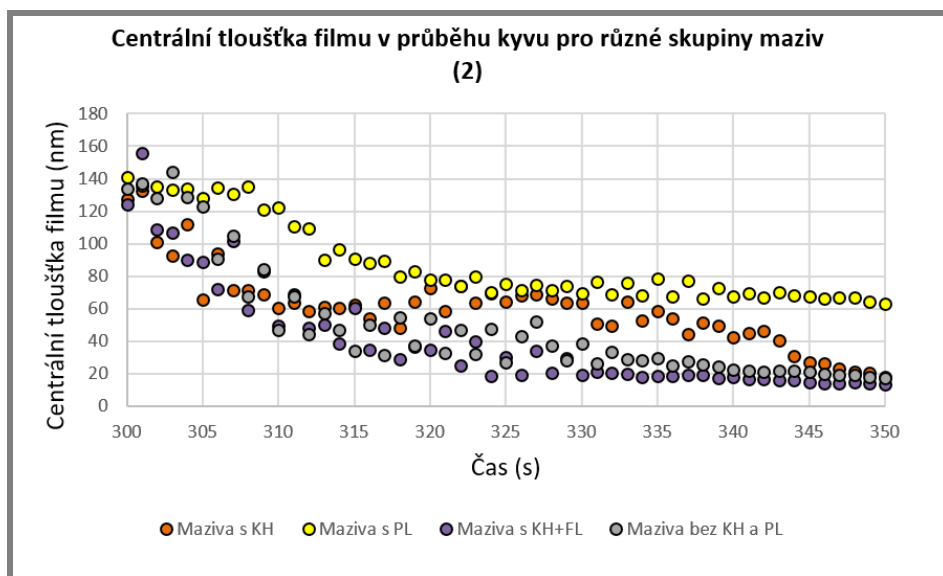
V rámci lepšího pochopení interakcí jednotlivých složek synoviální tekutiny byl vybrán vzorek Vz.3, u jehož složek i kombinací byly provedeny stejné experimenty, jako u komplexních modelových tekutin. Součástí těchto měření byla i snaha pochopit, z jakého důvodu vykazovaly výsledky s touto modelovou tekutinou největší pokles mazacího filmu. Naměřené experimenty potvrdily, že vzájemné vlivy jednotlivých složek na sebe jsou velmi různorodé a je velmi obtížné je kvantifikovat. Nejlepší adsorbci v první části experimentu vykázal globulin. O něco hůře potom dopadl roztok albuminu. Je zajímavé, že při smíchání obou proteinů byly vývoje mazacího filmu během dynamického experimentů obecně nejhorší. To lze nejlépe vidět v grafu (Obr. 6.4), kde jsou vykresleny průměrné hodnoty tloušťky mazacího filmu maziv bez globulinu (zelená), bez albuminu (modrá) a s oběma proteiny (červená). Ačkoliv roztoky obsahující albumin i globulin současně měli největší koncentraci proteinů, vykazovaly až o 60 % nižší tloušťku mazacího filmu. Tento výsledek značí, že pouhým zvyšováním koncentrace proteinů nelze dosáhnout lepšího mazání a zároveň je možné, že se oba proteiny, alespoň při těchto koncentracích, omezují v adsorbci.





**Obr. 6.4** Centrální tloušťka filmu v průběhu kyvu pro různé skupiny maziv (vliv proteinů)

Přejdeme-li k vlivu zbylých složek synovie, tak na ustálení i celkový vývoj mazacího filmu roztoku globulinu měly zejména samotné fosfolipidy. Ve studiích, které publikovali **Sava** [27] a **Mirea** [28] byl prokázán pozitivní vliv fosfolipidů na snížení koeficientu tření. Tyto studie zmiňují, že fosfolipidy mohou přispívat k tvorbě tenkých vrstev s velkým nízkým koeficientem tření na kontaktních površích. Tyto vrstvy mohou vysvětlovat jednak kladný dopad fosfolipidů na vývoj mazacího filmu v testovaných roztocích, ale i na lepší rozprostření maziva po kontaktu, které bylo u roztoků s fosfolipidy zjištěno (Obr. 5.27). Oproti globulinu, albumin vykázal lepší výsledky v kombinaci s kyselinou hyaluronovou, ačkoliv fosfolipidy měly na mazací schopnost albuminu také pozitivní vliv. Při přidání obou složek se do roztoků albuminu či globulinu však byly zaznamenány nejhorší výsledky. Na grafu (Obr. 6.5), který obsahuje zprůměrované hodnoty maziv s udanými složkami lze pozorovat, že vývoj mazacího filmu během dynamické fáze experimentů byl u tekutin obsahující kyselinu hyaluronovou i fosfolipidy dokonce nepatrně horší, než u maziv bez těchto složek. Oproti tomu roztoky pouze s jednou ze zmíněných složek si vedly lépe a mazací film byl jednak stabilnější, tak i rovnoměrnější při flexi i extenzi. Tento fakt vede k hypotéze, že při daných koncentracích KH a fosfolipidů v mazací kapalině se jejich vzájemné pozitivní vlivy vyruší místo toho, aby se doplňovaly. Právě z těchto důvodů by tak mohla osteoartróza, která optimální podíly složek zdravé synoviální tekutiny narušuje, mít fatální vliv na tvorbu mazacího filmu uvnitř náhrad a tím značně urychlovat jejich opotřebení.



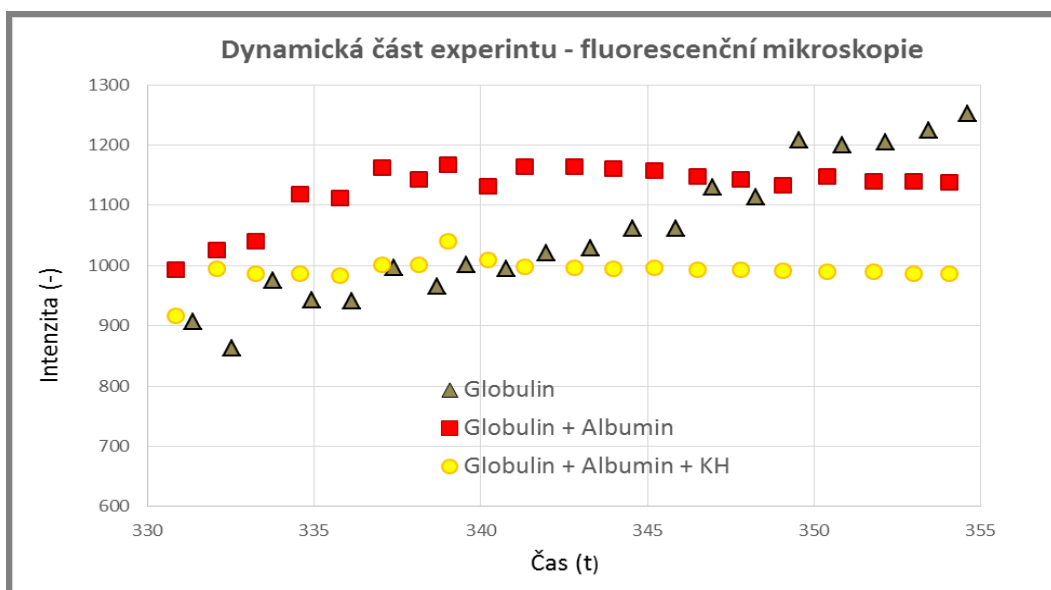
**Obr. 6.5** Centrální tloušťka filmu v průběhu kyvu pro různé skupiny maziv (vliv kyseliny hyaluronové a fosfolipidů).

Paralelně s touto diplomovou prací byla vypracována práce zabývající se stejnou problematikou s využitím stejného kyčelního simulátoru. Autorem této práce je **Tkadlec** [35]. Jedinými rozdíly v prováděných experimentech byly následující:

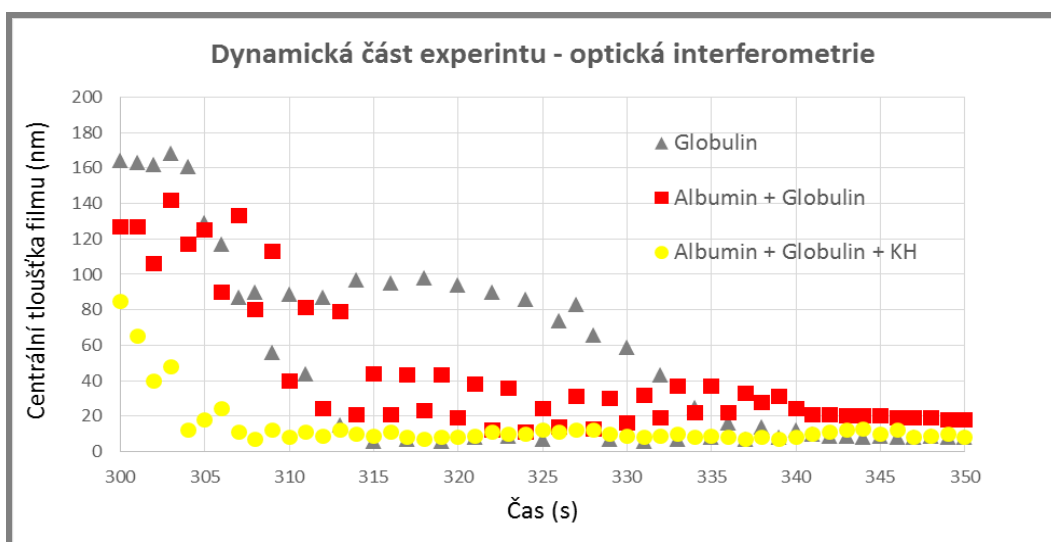
- Využití metody fluorescenční mikroskopie místo optické interferometrie. Tato metoda se zakládá na obarvení pozorované složky maziva speciálním fluorescenčním barvivem. Z výsledků pak není známá přesná tloušťka filmu, ale pouze intenzita vyzařování jež odpovídá trendu, jakým se mazací film vyvíjel. Zároveň je tak při vyhodnocování vždy zkoumána pouze jedna složka daného roztoku.
- Využití jamky z PMMA na místo skla. Tento materiál má totiž mechanické vlastnosti blíže k reálně používanému UHMWPE, ale stále je průhledný a tak pozorování kontaktu.

V grafu 6.6, jsou výsledky z dynamické fáze experimentů, které měly kromě zmíněných rozdílů totožný průběh, jako kombinované experimenty prováděné v rámci této práce. Jsou zde vykresleny průběhy intenzit pro 3 různé roztoky obsahující  $\gamma$ -globulin, případně další složky synoviální tekutiny s obsahy složek odpovídajícím kapalině K2/K3. Obarvenou složkou je  $\gamma$ -globulin, tudíž je znám pouze mazací film způsobený tímto proteinem. Při porovnání s průběhy naměřené optickou interferometrií (Obr. 6.6) si lze všimnout odlišnosti ve všech porovnávaných roztocích. Zatímco při experimentech s fluorescenční mikroskopií má mazací film tendenci narůstat či si alespoň udržet svou tloušťku, v případě testování s optickou interferometrií dochází ve všech dynamických experimentech k poklesu. Tento fakt je přisuzován právě rozdílu v materiálu jamek. Sklešená jamka má značně vyšší modul pružnosti a tvrdost a než PMMA jamka což může omezovat agregaci proteinů. Tuto teorii podporuje i fakt, že mechanické vlastnosti skla jsou blíže ke keramice, která má, jak bylo prokázáno ve studii [29], menší schopnost adsorbovat proteiny a vytváří tudíž tenčí mazací film.

I přes tuto významnou odlišnost lze však jednotlivé průběhy porovnat. Je například patrné, že v případě obou metod dopadl nejhůře roztok s kyselinou hyaluronovou, což je přisuzováno nevhodné koncentraci této složky jak již bylo diskutováno v předchozí části. Roztoky globulinu a albuminu s globulinem dopadly na konci dynamických fází obdobně ačkoliv jejich průběhy se lehce odlišovaly. Narozdíl od experimentů s optickou interferometrií, kdy po zastavení kyvadla vykazoval o něco silnější mazací film roztok albuminu s globulinem, dopadl v případě fluorescenční mikroskopie o něco lépe samostatný globulin. To může být způsobeno tím, že fluorescenční mikroskopie nezahrnuje tloušťku maziva způsobenou neobarveným albuminem v rozoku těchto dvou proteinů.



Obr. 6.6 Průběhy intenzity vyzařování globulinu během dynamické části experimentů pro různé tekutiny (fluorescenční mikroskopie)



Obr. 6.7 Průběhy tloušťky mazacího filmu během dynamické části experimentů pro různé tekutiny (optická interferometrie)

Je tedy zřejmé, že výsledky pořízené optickou interferometrií lze alespoň částečně porovnávat s výsledky fluorescenční mikroskopie. Kombinace metody, která umožňuje pozorovat mazací film jako celek s metodou umožňující pozorování jednotlivých složek může být do budoucna ve výzkumech velmi užitečná. Jedním z dalších kroků v oblasti optické interferometrie by mělo být nahrazení skleněných jamek jamkami z PMMA, což by mělo vést k lepší porovnatelnosti výsledků obou metod. V současné době je však stále problém s nanášením tenké chromové vrstvy zesilující interferenci na tento typ materiálu.

## 7 ZÁVĚR

Jelikož je vyvíjena neustálá snaha o prodlužování životnosti kloubních náhrad, je důležité, aby byly mazací procesy uvnitř těchto náhrad co nejlépe popsány. Jedním z hlavních cílů této práce bylo objasnění mechanismu utváření mazacího filmu mezi hlavicí a jamkou kloubní náhrady v závislosti na složení synoviální tekutiny a to za pomoci kyčelního simulátoru a optické interferometrie. Pro tento účel byly z fakultní nemocnice v Olomouci dodány tři modelové tekutiny představující synoviální tekutiny různých pacientů. V rámci první části práce bylo zjištěno, že synovie pacientů trpících osteoartrózou má během pohybu podstatně horší schopnost utvářet mazací film než synovie zdravého člověka.

V další části práce byla poté podrobně zkoumaná modelová tekutina odpovídající pacientům s osteoartrózou a bylo zjištěno, že vzájemné interakce jednotlivých složek mají podstatný vliv na výsledný mazací film. Fosfolipidy ve většině případů napomohly k lepší stabilitě mazacího filmu a to zejména v kombinaci s  $\gamma$ -globulinem. Bylo dokázáno, že fosfolipidy mohou na povrchu náhrady vytvořit velmi tenkou vrstvu, která výrazně snižuje tření. Tato vrstva také může napomáhat lepšímu rozložení proteinů v kontaktu. Pozitivní byl i vliv kyseliny hyaluronové a to zejména na roztok s albuminem. Experimenty s kombinací obou těchto složek dopadly nejhůře. Z toho bylo usouzeno, že nevhodný podíl těchto složek způsobuje to, že se jejich pozitivní vliv na mazání navzájem nepodporuje, ale naopak narušuje. V dalších studiích by tedy bylo vhodné podrobněji prozkoumat, jak se navzájem různé složky při různých koncentracích ovlivňují.

Součástí této diplomové práce byla i rešerše v oblasti predikcí tloušťky mazacího filmu. Tyto predikce umožňují na základě zadaných parametrů, jako jsou zatížení, rychlost, vůle, viskozita apod. poměrně přesně stanovit tloušťku mazacího filmu newtonských tekutin. Synoviální tekutina a modelové komplexní tekutiny však vykazují neneutonské chování. Kvůli obsaženým proteinům navíc dochází během pohybu v kontaktu k obtížně predikovatelným procesům, které není možné popsat ani současnými numerickými predikcemi. Z tohoto důvodu je dosud nutné zkoumat mazací film uvnitř náhrad experimentálně.

V rámci vývoje kyčelních náhrad bylo také součástí této práce zkoumání vlivu povrchových mikrostruktur různých tvarů na mazání kloubních náhrad. Mikrotextury mají napomáhat tzv. mikroelastodynamickému mazání a zároveň sloužit jako zásobárny maziva a tento koncept je již využíván v některých typech ložisek. Experimenty prokázali pozitivní vliv trojúhelníkových, eliptických i čtvercových dentů na vývoj mazacího filmu přičemž nejlépe dopadly denty čtvercové a trojúhelníkové, kde navýšení tloušťky filmů bylo výrazné a zároveň nárůst tloušťky mazacích filmů na stabilní hodnotu byl velmi rychlý. Využití náhrad s mikrostrukturami správných rozměrů by tedy mohlo napomoci ke snížení jejich opotřebení a tedy potažmo k prodloužení životnosti.

V poslední řadě byla část výsledků této práce porovnána s paralelně probíhající prací, jejíž experimenty měli stejný průběh, jako experimenty prováděné v rámci této práce, avšak mazací film byl vyhodnocován metodou fluorescenční mikroskopie. Jediným

rozdílem v experimentech byl materiál jamky, která byla z PMMA na rozdíl od skleněné jamky v této práci. Ukázalo se, že právě rozdílný materiál jamky má významný vliv na tvorbu mazacího filmu, přičemž PMMA lépe odpovídá UHMWPE, které se běžně používá jako materiál jamek v kombinaci s kovovými hlavicemi. I přesto zde byla určitá korelace mezi naměřenými výsledky a bude tak do budoucna možné kombinovat metodu optické interferometrie s fluorescenční mikroskopií pro hlubší poznání interakcí jednotlivých složek synoviální tekutiny.

Závěry této práce mohou být shrnuty do následujících bodů:

- Současné analytické ani numerické predikce nejsou schopny popsat newtonské chování a chování proteinů uvnitř modelových synoviálních tekutin.
- Změny ve složení synoviální tekutiny, ke kterým může dojít například vlivem osteoartrózy, či aseptickým uvolněním náhrady negativně ovlivňují tvorbu mazacího filmu uvnitř kyčelních náhrad.
- Fosfolipidy obsažené v synoviální tekutině mohou napomáhat utváření a stabilizaci mazacího filmu.
- Kyselina hyaluronová napomáhá tvorbě mazacího filmu a to zejména u roztoků s albuminem.
- Nevhodný poměr fosfolipidů a kyseliny hyaluronové v roztocích proteinů může vést k výraznému zhoršení mazacích schopností.
- Povrchové mikrotextury vytvořené na hlavicích kyčelních náhrad pozitivně ovlivňují formování mazacího filmu.
- Nejlepších výsledků bylo dosaženo pro čtvercové a povrchové struktury, kdy se výsledná tloušťka filmu již téměř od počátku experimentu stabilizovala na 750-850 nm.
- Porovnávání výsledků získaných optickou interferometrií a fluorescenční mikroskopií vykazuje určitou korelaci a mohlo by v budoucnu přinést další poznatky o vlivu složek synoviální tekutiny na mazání náhrad, avšak bylo by vhodné používat stejné materiály jamek.

**8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ**

- [1] OECD (2011), "Hip and knee replacement", in Health at a Glance 2011: OECD Indicators, OECD Publishing, Paris. DOI: [http://dx.doi.org/10.1787/health\\_glance-2011-35-en](http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2011-35-en)
- [2] GARELLICK, G., KÄRRHOLM, J., ROGMARK, C., HERBERTS, P. Swedish Hip Arthroplasty Register: Annual Report 2010. Göteborg, Sweden, 2011, 122 s. ISBN 978-91-977112-9-6.
- [3] REBENDA, David. Mazání náhrad kyčelního kloubu. Brno, 2016. Diplomová práce. Vysoké Učení Technické v Brně. Vedoucí práce Martin Vrbka.
- [4] TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY KYČELNÍCH KLOUBŮ ZLEPŠUJÍ KVALITU ŽIVOTA PACIENTŮ. Fakultní nemocnice Ostrava [online]. Ostrava, 2007, [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <http://www.fno.cz/tiskove-zpravy/totalni-endoprotezy-kycelnich-kloubu-zlepsuji-kvalitu-zivota-pacientu>
- [5] GALLO, Jiří, Martin HARTL, Martin VRBKA, Tomáš NÁVRAT a Ivan KŘUPKA. What Should an Orthopaedic Surgeon Know about Biotribology of Total Hip Arthroplasty. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSLOVACA*. 2013, roč. 80, č. 6.
- [6] Hip Replacement History. News-Medical [online]. 2014 [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://www.news-medical.net/health/Hip-Replacement-History.aspx>
- [7] KNIGHT, Stephen Richard, Randeep AUJLA a Satya Prasad BISWAS. Total Hip Arthroplasty – over 100 years of operative history. *Orthopedic Reviews* [online]. 2011, 3(2), 16- [cit. 2017-03-27]. DOI: 10.4081/or.2011.e16. ISSN 2035-8164. Dostupné z: <http://www.pagepress.org/journals/index.php/or/article/view/or.2011.e16>
- [8] Pramanik, S., Agarwal, A.K., Rai, K.N., 2005. Chronology of Total Hip Joint Replacement and Materials Development. *Trends Biomater. Artif. Organs* 19, 15–26.
- [9] REVELL, Peter A. Joint replacement technology. Second edition. Cambridge: Elsevier, 2014. Woodhead Publishing series in biomaterials, no. 80. ISBN 978-0-85709-841-2.
- [10] PICONI, Corrado a Robert M. STREICHER. Forty years of ceramic-on-ceramic THR bearings. *Seminars in Arthroplasty* [online]. 2013, 24(4), 188-192 [cit. 2017-03-27]. DOI: 10.1053/j.sart.2014.01.005. ISSN 10454527. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1045452714000066>



- [11] BIOLOX forte. *CeramTec* [online]. [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <https://www.ceramtec.com/ceramic-materials/bioloX/forte/>
- [12] Hip Replacement Surgery and Hip Implant Complications. *DrugsClaim* [online]. 2016 [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://www.drugsclaim.com/blog/hip-replacement-surgery-and-hip-implant-complications/>
- [13] Kyčel. *Ortopedie Olomouc* [online]. Olomouc [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://www.ortopedieolomouc.cz/kycel>
- [14] Synovial fluid. *The Worlds of David Darling: Encyclopedia of science* [online]. [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: [http://www.daviddarling.info/encyclopedia/S/synovial\\_fluid.html](http://www.daviddarling.info/encyclopedia/S/synovial_fluid.html)
- [15] Synovial Fluid. NEWTON, Charles D. a David M. NUNAMAKER. *Textbook of small animal orthopaedics* [online]. Philadelphia: Lippincott, c1985 [cit. 2017-03-27]. ISBN 0397520980. Dostupné z: [http://cal.vet.upenn.edu/projects/saortho/chapter\\_86/86mast.htm](http://cal.vet.upenn.edu/projects/saortho/chapter_86/86mast.htm)
- [16] Synovial Fluid. *Graff's textbook of routine urinalysis and body fluids* [online]. 2nd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams, c2011, s. 253-262 [cit. 2017-03-27]. ISBN 978-1582558752. Dostupné z: [http://downloads.lww.com/wolterskluwer\\_vitalstream\\_com/sample-content/9781582558752\\_Mundt/samples/Chapter\\_11.pdf](http://downloads.lww.com/wolterskluwer_vitalstream_com/sample-content/9781582558752_Mundt/samples/Chapter_11.pdf)
- [17] Plasma Proteins: Types and Functions (Basic Notes). *Biochemistry Den* [online]. [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://www.biochemden.com/plasma-proteins/>
- [18] Laktátdehydrogenáza. KOTAČKOVÁ, Lenka. Top lékař [online]. [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://www.toplekar.cz/laboratorni-hodnoty/laktatdehydrogenaza.html?znak=L>
- [19] Hamrock, B.J. a Dowson, D. *Elastohydrodynamic lubrication of elliptical contacts for materials of low elastic modulus. 1 – Fully flooded conjunction*, 1978, Trans. ASME, Journal of lubrication Technology, 100(2) 236-245
- [20] STACHOWIAK, G.W. a A.W. BATCHELOR. *Engineering Tribology*. Burlington: Elsevier, 1993. ISBN 978-008-0875-880.
- [21] WANG, Ducai. *Elastohydrodynamic lubrication of point contacts for layers of "soft" solids and for "monolithic" "hard" materials in the transient bouncing ball problem*. 1994. PhD Thesis. University of Leeds.
- [22] JALALI-VAHID, D, M JAGATIA, Z M JIN a D DOWSON. Prediction of lubricating film thickness in a ball-in-socket model with a soft lining representing human natural and artificial hip joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*.

- 2001-1-1, **215**(4), 363-372. DOI: 10.1243/1350650011543600. ISSN 1350-6501. Dostupné také z: <http://sdj.sagepub.com/lookup/10.1243/1350650011543600>
- [23] JAGATIA, M, D JALALI-VAHID a Z M JIN. Elastohydrodynamic lubrication analysis of ultra-high molecular weight polyethylene hip joint replacements under squeeze-film motion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2001, **215**(2), 141-151. DOI: 10.1243/0954411011533706. ISSN 0954-4119. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/0954411011533706>
- [24] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Taposh ROY, Ali MORADI, H H MASJUKI a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Tribological performance of the biological components of synovial fluid in artificial joint implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2016, **16**(4), 045002-. DOI: 10.1088/1468-6996/16/4/045002. ISSN 1468-6996. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1088/1468-6996/16/4/045002>
- [25] NEČAS, David, Martin VRBKA, Filip URBAN, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, **55**, 295-307. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.006. ISSN 17516161. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616115004245>
- [26] NEČAS, D., M. VRBKA, I. KŘUPKA, M. HARTL a A. GALANDÁKOVÁ. Lubrication within hip replacements – Implication for ceramic-on-hard bearing couples. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, **61**, 371-383. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.04.003. ISSN 17516161. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616116300674>
- [27] SAVA, M.-M., C. BOULOCHER, C.I. MATEI, et al. Structural and tribological study of healthy and biomimetic SF. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2013, **16**(sup1), 216-218. DOI: 10.1080/10255842.2013.815866. ISSN 1025-5842. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2013.815866>
- [28] MIREA, D.A., A.-M. TRUNFIO-SFARGHIU, C.I. MATEI, B. MUNTEANU, A. PIEDNOIR, J.P. RIEU, M.G. BLANCHIN a Y. BERTHIER. Role of the biomolecular interactions in the structure and tribological properties of synovial fluid. *Tribology International*. 2013, **59**, 302-311. DOI: 10.1016/j.triboint.2012.06.015. ISSN 0301679x. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X12002071>
- [29] NEČAS, D., M. VRBKA, F. URBAN, J. GALLO, I. KŘUPKA a M. HARTL. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of diameter, clearance and material. *Journal of the*

- Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, **69**, 66-74. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.12.018. ISSN 17516161. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S175161611630443X>
- [30] NEČAS, D., M. VRBKA, D. REBENDA, J. GALLO, A. GALANDÁKOVÁ, L. WOLFOVÁ a I. KŘUPKA. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity [online]. [cit. 2018-04-25]. DOI: 10.1016/j.triboint.2017.09.001.
- [31] GAO, Leiming, Peiran YANG, Ian DYMOND, John FISHER a Zhongmin JIN. Effect of surface texturing on the elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip implants. *Tribology International*. 2010, 43(10), 1851-1860. DOI: 10.1016/j.triboint.2010.02.006. ISSN 0301679x. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X10000496>
- [32] CHOUDHURY, Dipankar, Martin VRBKA, Azuddin Bin MAMAT, Ian STAVNESS, Chanchal K. ROY, Rajshree MOOTANAH a Ivan KRUPKA. The impact of surface and geometry on coefficient of friction of artificial hip joints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2017, **72**, 192-199 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.011. ISSN 17516161. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616117301996>
- [33] QIU, Mingfeng, Anthony CHYR, Anthony P. SANDERS a Bart RAEYMAEKERS. Designing prosthetic knee joints with bio-inspired bearing surfaces. *Tribology International* [online]. 2014, **77**, 106-110 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.triboint.2014.04.025. ISSN 0301679X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X14001571>
- [34] 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*. 2016. DOI: 10.1002/jbm.b.33663.
- [35] TKADLEC, T. Analýza mazání TEP kyčle s využitím fluorescenční mikroskopie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 67 s. Vedoucí diplomové práce Ing. David Nečas, Ph.D..

**9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN**

CoC		-páry keramika na keramiku
CoPe		-páry keramika na polyetylen
MoM		-páry kov na kov
UHMWPE		-vysokomolekulární polyetylen
HEMA		-hydroxyl ethyl metakrylát
AFM		-mikroskopie atomárních sil
CMA		-karboxymethylamylóza
BS		-hovězí sérum
PMMA		-polymethylmethakrylát
$\eta$	[Pa.s]	-dynamická viskozita
$\tau$	[Pa]	-smykové napětí
u/h	[s <sup>-1</sup> ]	-rychlostní gradient
$\nu$	[m <sup>2</sup> /s]	-kinematická viskozita
$\rho$	[kg/m <sup>3</sup> ]	-hustota kapaliny
$\mu$	[-]	-součinitel tření
$\omega$	[rad/s]	-úhlová rychlost čepu
p	[Pa]	-tlak
$h_{\min}$	[nm]	-minimální tloušťka mazacího filmu (Hamrock a Dowson)
$R_x$	[-]	-efektivní poloměr ve směru pohybu
e	[-]	-míra elipticity
U	[-]	-bezrozměrný parametr rychlosti
W	[-]	-bezrozměrný parametr zatížení
d	[mm]	-průměr hlavice
$c_d$	[ $\mu$ m]	-průměrová vůle
w	[N]	-zatížení
$\Omega$	[rad/s]	-úhlová rychlost hlavice
$E^*$	[GPa]	-Youngův modul pružnosti se zahrnutím úhlové rychlosti
$H_{\min}$	[nm]	-minimální tloušťka mazacího filmu (Wang)
$H_{\text{cen}}$	[nm]	-centrální tloušťka mazacího filmu (Wang)
M	[-]	-Moesovo zatížení
$E^{**}$	[GPa]	-ekvivalentní Youngův modul pružnosti se zahrnutím poissonova poměru
$\nu_p$	[-]	-poissonův poměr
D	[mm]	-tloušťka acetabula
R	[mm]	-efektivní radius
$R_1$	[mm]	-poloměr hlavice
$R_2$	[mm]	-poloměr jamky
E	[GPa]	-Youngův modul pružnosti
$S_p$	[-]	-poměr plochy dentů k ploše bez dentů
$\varepsilon$	[-]	-poměr hloubky dentů k jejich průměru

**10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ**

- Obr. 1.1** Vývoj počtu totálních endoprotéz kyčelních kloubů mezi roky 2000-09 ve vybraných zemích [2]
- Obr. 2.1** Protéza využívající k fixaci šrouby (George Mckee) [8]
- Obr. 2.2** Protéza využívající k fixaci kostní cement (George Mckee) [8]
- Obr. 2.3** MoM protéza [8]
- Obr. 2.3** MoM protéza [8]
- Obr. 2.4** BIOLOX® portfolio materiálových kombinací [11]
- Obr. 2.5** Schéma kyčelního kloubu [14]
- Obr. 2.6** Synoviální tekutina A) Normální. B) Krvavá [16]
- Obr. 2.7** Thixotropní chování [19]
- Obr. 2.8** Stribeckova křivka [5]
- Obr. 2.9** Stribeckova Predikované profily tloušťky filmu podél centrální linie ve směru pohybu pro model „ball-in-socket“ s různými radiálními vůlemi [22]
- Obr. 2.10** Predikovaná minimální a centrální tloušťka filmu v závislosti na čase pro a) proměnou rychlost a konstantní zatížení b) konstantní rychlost a proměnné zatížení [23]
- Obr. 2.11** Závislost koeficientu tření na čase pro různá zatížení a) CoC pár b) CoPE pár [24]
- Obr. 2.12** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro různé kinematické podmínky [25]
- Obr. 2.13** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro různé kinematické podmínky a) Sulox b) BIOLOX [26]
- Obr. 2.14** Průměrné hodnoty koeficientů tření během 60minutového testu a korespondující obrázky z fluorescence [27]
- Obr. 2.15** Schémata mechanismu v kontaktní oblasti a) fyziologický roztok soli b) roztok obsahující mucin [28]
- Obr. 2.16** Koeficienty tření pro různé modelové tekutiny [28]
- Obr. 2.17** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru v závislosti na čase a) vliv velikosti a vůle b) vliv materiálu [29]
- Obr. 2.18** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru u různých modelových tekutin v závislosti na čase (statické zatěžování)
- Obr. 2.19** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru u různých modelových tekutin v závislosti na čase (dynamické zatěžování)
- Obr. 2.20** Vývoj mazacího filmu na kyčelním simulátoru u jednoduchých roztoků v závislosti na čase (dynamické zatěžování)
- Obr. 2.21** Rozložení simulovaných kruhových dentů na povrchu implantátů [30]
- Obr. 2.22** Graf a) minimální b) průměrné tloušťky mazacího filmu v průběhu jednoho cyklu [30]
- Obr. 2.23** Rozložení tloušťky mazacího filmu a kontaktního tlaku v místě kontaktu [30]
- Obr. 2.24** a) čtvercová, b) trojúhelníková, c) kruhová struktura [31]
- Obr. 2.25** Koeficienty tření v závislosti na čase pro různé textury povrchu hlavic [31]
- Obr. 2.26** Vliv dentů na koeficient tření u páru kov na kov [32]
- Obr. 2.27** vliv kruhových textur uspořádaných do čtvercové sítě na mazání páru kov (hlavice) na sklo (jamka) [32]

- Obr. 2.28** Simulovaná minimální tloušťka filmu u kloubu v závislosti na hustotě dentů  $S_p$  a poměru hloubky dentů k jejich průměru  $\epsilon$  [33]
- Obr. 4.1** Simulátor kyčelního kloubu [3]
- Obr. 4.2** Upevnění jamky a kamery
- Obr. 4.3** Schéma konstrukce, měřicího řetězce a upnutí jamky [3]
- Obr. 4.4** Tvary a rozměry povrchových struktur
- Obr. 4.5** Profily povrchových struktur po leštění a) čtvercová, b) trojúhelníková, c) eliptická
- Obr. 4.6** Podmínky experimentů a jejich rozdělení
- Obr. 4.7** Schéma postupu měření u jednotlivých experimentů
- Obr. 4.8** Průběh zatížení a vychýlení kyvadla při testech pro zkoumání vlivu povrchových struktur na chování mazacího filmu
- Obr. 4.9** Průběh zatížení a vychýlení kyvadla při testech pro zkoumání vlivu složek synoviální tekutiny na chování mazacího filmu
- Obr. 5.1** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice se čtvercovými denty
- Obr. 5.2** Interferogramy z experimentů se čtvercovými strukturami v daných časech
- Obr. 5.3** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice s eliptickými denty (2 různé orientace dentů)
- Obr. 5.4** Interferogramy z experimentů s eliptickými strukturami v daných časech
- Obr. 5.5** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice s trojúhelníkovými denty.
- Obr. 5.6** Interferogramy z experimentů s trojúhelníkovými strukturami v daných časech
- Obr. 5.7** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase u hlavice bez dentů
- Obr. 5.8** Interferogramy z experimentů s bez struktur v daných časech
- Obr. 5.9** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 1 (statická část)
- Obr. 5.10** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 1 (dynamická část)
- Obr. 5.11** Závislost tloušťky mazacího filmu u Vzorku 1 v průběhu a) 5. b) 15. cyklu
- Obr. 5.12** Interferogramy z experimentů se vzorkem 1 v daných časech
- Obr. 5.13** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 2 (statická část)
- Obr. 5.14** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 2 (dynamická část)
- Obr. 5.15** Závislost tloušťky mazacího filmu u Vzorku 2 v průběhu a) 5. b) 15. cyklu
- Obr. 5.16** Interferogramy z experimentů se vzorkem 2 v daných časech
- Obr. 5.17** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 3 (statická část)
- Obr. 5.18** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro Vzorek 3 (dynamická část)
- Obr. 5.19** Závislost tloušťky mazacího filmu u Vzorku 3 v průběhu a) 5. b) 15. cyklu
- Obr. 5.20** Interferogramy z experimentů se vzorkem 3 v daných časech
- Obr. 5.21** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující globulin (statická část)
- Obr. 5.21** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující globulin (dynamická část)
- Obr. 5.22** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin (statická část)
- Obr. 5.23** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin (dynamická část)
- Obr. 5.24** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin i globulin (statická část)

**Obr. 5.25** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin i globulin (dynamická část)

**Obr. 5.25** Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro roztoky obsahující albumin i globulin (dynamická část)

**Obr. 5.27** Podíl směrodatné odchylky a průměrné tloušťky mazacího filmu během 5. a 15. cyklu pro různá maziva

**Obr. 6.1** Vývoje tloušťky mazacího filmu pro různé povrchové struktury v závislosti na čase

**Obr. 6.2** Vliv eliptických a čtvercových dentů na tvorbu mazacího filmu

**Obr. 6.3** Srovnání vývoje centrální tloušťky mazacího filmu na čase pro různé modelové tekutiny

**Obr. 6.4** Centrální tloušťka filmu v průběhu kyvu pro různé skupiny maziv (vliv proteinů)

**Obr. 6.5** Centrální tloušťka filmu v průběhu kyvu pro různé skupiny maziv (vliv kyseliny hyaluronové a fosfolipidů).

**Obr. 6.6** Průběhy intenzity vyzařování globulinu během dynamické části experimentů pro různé tekutiny (fluorescenční mikroskopie)

**Obr. 6.7** Průběhy tloušťky mazacího filmu během dynamické části experimentů pro různé tekutiny (optická interferometrie)



**11** **11 SEZNAM TABULEK**

**Tab. 2.1** Tabulka parametrů zvolených pro výpočet predikce

**Tab. 2.2** Složení, viskozita a pH testovaných lubrikantů při teplotě 25°C [24]

**Tab. 2.3** Použitá maziva a jejich složení [29]

**Tab. 4.1** Rozdělení skupin pacientů do 4 skupin a obsahy jednotlivých složek tekutiny pro dané skupiny [31]

**Tab. 4.2** Použité komplexní kapaliny a jejich složení

**Tab. 4.3** Plán experimentů pro měření povrchových struktur

**Tab. 4.4** Plán experimentů pro zkoumání vlivu složek Synoviální tekutiny

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

12

- Příloha 1** CHOUDHURY, D.; REBENDA, D.; SASAKI, S.; HEKRLE, P.; VRBKA, M.; ZOU, M. Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2018, roč. 81, č. 5, s. 120-129. ISSN: 1751-6161.