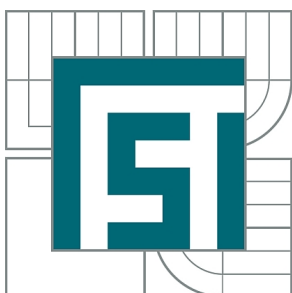




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

MAPOVÁNÍ TLOUŠTKY MAZACÍHO FILMU U NÁHRAD VELKÝCH KLOUBŮ ČLOVĚKA

MAPPING OF LUBRICATING FILM THICKNESS OF HUMAN BIG JOINTS REPLACEMENTS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. DALIBOR BOSÁK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN VRBKA, Ph.D.

BRNO 2012

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Dalibor Bosák

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Konstrukční inženýrství (2301T037)**

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:

Mapování tloušťky mazacího filmu u náhrad velkých kloubů člověka

v anglickém jazyce:

Mapping of lubricating film thickness of human big joints replacements

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem diplomové práce je analýza tloušťky mazacího filmu mezi třecími povrchy totálních náhrad velkých kloubů člověka užitím experimentálních metod.

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat:

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Formulaci řešeného problému a jeho analýzu
4. Vymezení cílů práce
5. Návrh metodického přístupu k řešení
6. Analýzu a interpretaci získaných výsledků
7. Závěr

Forma diplomové práce: průvodní zpráva

Typ práce: analytická

Účel práce: pro V-V a tvůrčí činnost ÚK

Výstup RIV: funkční vzorek

Seznam odborné literatury:

- [1] Mavraki A., Cann P.M. Lubricating film thickness measurements with bovine serum. Tribology International, 2011, vol. 44, no. 5, p. 550-556.
- [2] Fan J., Myant C.W., Underwood R., et al. Inlet protein aggregation: a new mechanism for lubricating film formation with model synovial fluids. Proc Inst Mech Eng H, 2011, vol. 225, p. 696-709.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 14.10.2011

L.S.

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

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato diplomová práce popisuje mechanismus formování mazacího filmu a jeho tloušťku v kontaktu kovové kyčelní kloubní hlavice a skleněného disku opatřeného vrstvou chromu za přítomnosti bovinního séra, jakožto náhrady synoviální kapaliny vyskytující se v kloubu. Tloušťka mazacího filmu je vyhodnocována pomocí kolorimetrické interferometrie, výsledky jsou zaneseny do grafů zobrazujících závislost tloušťky filmu na době experimentu, případně na vzájemné rychlosti artikulujících povrchů. Jsou popsány vlivy koncentrace bovinního séra a různých kinematických podmínek na utváření mazacího filmu. Z pozorovaných interferogramů je patrná adsorpce proteinů na povrchu disku i hlavice, denaturace a vznik agregací, což ovlivňuje tloušťku mazacího filmu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Biotribologie, bovinní sérum, tloušťka mazacího filmu, umělý kyčelní kloub, kolorimetrické interferometrie.

ABSTRACT

This master's thesis describes mechanism of lubricating film forming and its thickness in contact of a metal hip joint ball and a glass disc with chromium layer with presence of bovine serum as substitute of synovial fluid occurred in a natural joint. Lubricating film thickness is evaluated by a thin film colorimetric interferometry, results are plotted at graphs representing dependence of lubricating film thickness on experiment duration or on mutual speed of articulating surfaces. There is described the influence of concentration of bovine serum and different kinematic conditions on lubricating film forming. From observed interferograms is apparent the adsorption of proteins to glass disc and femoral head surfaces, denaturation and formation of protein aggregations affecting the residual lubricating film thickness.

KEYWORDS

Biotribology, bovine serum, lubricating film thickness, artificial hip joint, colorimetric interferometry.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE MÉ PRÁCE:

BOSÁK, D. *Mapování tloušťky mazacího filmu u náhrad velkých kloubů člověka*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012, 66 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vrbka, Ph.D..

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Já, Bc. Dalibor Bosák, prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, s uvedením všech použitých pramenů a literatury, pod odborným vedením vedoucího práce Ing. Martina Vrbky, Ph.D.

V Brně, dne 24.5.2012

.....

Podpis

PODĚKOVÁNÍ

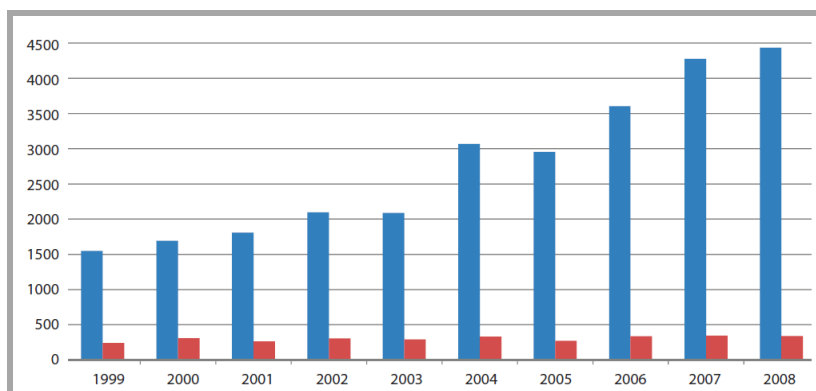
Děkuji svému vedoucímu, Ing. Martinovi Vrbkovi, Ph.D. a Ing. Tomáši Návratovi, Ph.D., za vedení a rady při tvorbě této práce, kolegovi Bc. Janu Laštůvkovi za spolupráci při provádění měření, prof. Ing. Martinovi Hartlovi, Ph.D. a prof. Ing. Ivanovi Křupkovi, Ph.D. za cenné připomínky v oblasti vyhodnocování měření a dále celé své rodině, která mě podporovala a umožnila mně studovat.

OBSAH

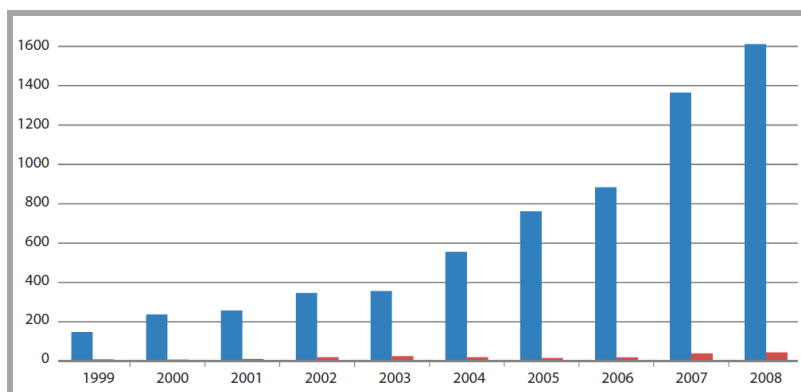
OBSAH	11
1 ÚVOD	12
2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
2.1 Tribologie, biotribologie	14
2.1.1 Opatřebení	14
2.1.2 Tření	14
2.1.3 Mazání	15
2.2 Tribologie synoviálního kloubu	17
2.3 Materiály a materiálové kombinace kloubních náhrad	18
2.3.1 Kovy	18
2.3.2 Plasty	19
2.3.3 Keramika	19
2.3.4 Další	21
2.3.5 Materiálové kombinace	21
2.4 Utváření mazacího filmu v totálních endoprotézách	23
2.4.1 Zhodnocení	27
2.5 Vliv proteinů na utváření mazacího filmu	28
3 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA	31
4 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE	32
5 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU K ŘEŠENÍ	33
5.1 Experimentální zařízení	33
5.2 Kolorimetrická interferometrie	34
5.3 Bovinní sérum	36
5.4 Experimentální metoda	36
5.5 Návrh nového uchycení hlavice	38
6 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	41
6.1 Utváření mazacího filmu při valení	41
6.1.1 Vliv vzájemné rychlosti povrchů	41
6.1.2 Vliv koncentrace bovinního séra	43
6.2 Utváření mazacího filmu při částečném skluzu	48
6.3 Diskuze výsledků	53
6.4 Předpokládaný model utváření mazacího filmu	54
7 ZÁVĚR	56
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	57
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	62
SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	63
SEZNAM TABULEK	65
SEZNAM PŘÍLOH	66

1 1 ÚVOD

Aplikace umělého kloubu znamená další naději pro bezbolestný pohyb u lidí trpících poškozením kloubu v důsledku osteoartrózy, revmatické artritidy, nádorového onemocnění nebo traumatu. Totální náhrada kyčelního kloubu je dokonce považována za neúspěšnější chirurgický zákrok 20. století [1]. V roce 2010 se celkový počet primárních a revizních operací kyčelního kloubu na světě odhadoval na 959 000 za rok [2]. V témže roce se jen ve Spojených státech amerických provedlo na 500 000 totálních náhrad kolenního kloubu [3]. Na základě sběru dat artroplastických registrů lze pozorovat každoroční nárůst operací kloubů.

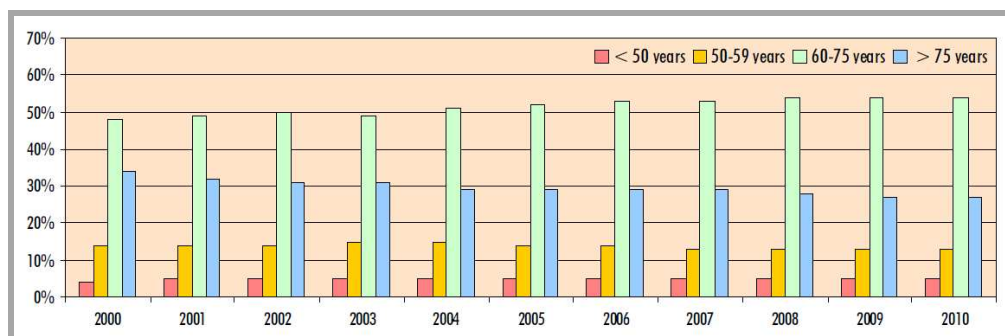


Obr. 1.1: Vývoj primárních (modrá) a revizních (červená) operací kyčelního kloubu v letech 1999 až 2008 na Slovensku [4]

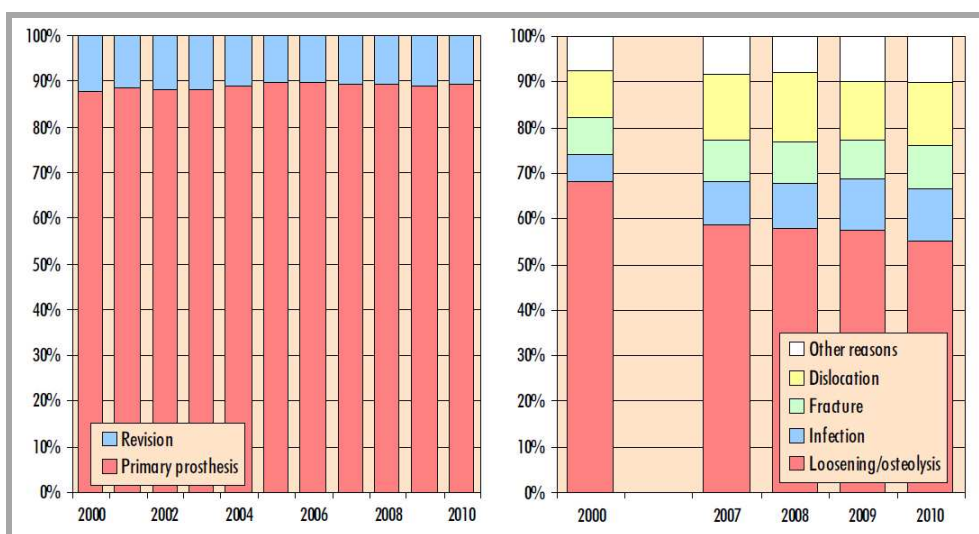


Obr. 1.2: Vývoj primárních (modrá) a revizních (červená) operací kolenního kloubu v letech 1999 až 2008 na Slovensku [4]

Ve Švédsku se v letech 1967 až 2010 zvýšil počet totálních náhrad kyčelního kloubu z 6 na 15 935 operací ročně. Jak uvádí Švédský artroplastický registr, dochází také k rostoucímu počtu operací u mladších pacientů. U věkové skupiny do 50 let došlo ke zvýšení z 4,4% na 5,4%, tj. z 501 operací v roce 2000 na 863 operací v roce 2010. U skupiny pacientů s věkovým rozmezím 60-75 let došlo k nárůstu z 48,3% na 54,4%, zatímco u skupiny nad 75 let k poklesu z 33,5% na 27,2% [5].



Obr. 1.3: Vývoj věkového rozložení pacientů u totální náhrady kyčelního kloubu v letech 2000 až 2010 [5]



Obr. 1.3: Vývoj rozložení primárních a revizních operací kyčelních náhrad v letech 2000 až 2010 a rozložení příčin revizních operací [5]

Problémem současných náhrad ovšem zůstává jejich životnost. Všeobecně se předpokládá, že totální náhrada kloubu sníží bolestivost a vylepší jeho funkčnost na 15 až 20 let i více. Více jak 10% všech operací však tvoří revizní operace způsobené dislokací, zlomeninou, infekcí nebo uvolněním implantátu (osteolýzou). U mladších pacientů dochází k revizi až v 28% případů v prvních deseti letech po operaci [6].

Aseptické uvolnění implantátu, které tvoří podstatnou část revizních operací, je způsobeno reakcí částic vzniklých opotřebením polyetylenové jamky s tělní tkání. Uvádí se, že za rok může vzniknout až 500 miliard polyetylenových částic. Tyto částice se dostávají do okolí kostní tkáně, kde mohou způsobovat reaktivní zánět a úbytek kostní tkáně v okolí endoprotézy, přičemž tento mechanismus degradace se nazývá osteolýza [7, 52]. U kovu nebo keramiky je míra opotřebenění menší, vzniklé částice mají ale podstatně menší rozměry. Může vzniknout až 50 bilionů kovových a až 10 bilionů keramických částic. Ty se pak dále hromadí v okolí kloubu a dostávají se i mimo kloubní krajinu [53].

Hlavním cílem ke zvýšení životnosti tedy zůstává snížení opotřebenění, kterého lze dosáhnout použitím nízko otěrových materiálů nebo zlepšením mazacích schopností stávajících implantátů.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Tribologie, biotribologie

Tribologie je věda zabývající se studiem tření, opotřebení, mazání a interakcí povrchů při vzájemném relativním pohybu. Má uplatnění v řadě technických oblastí, jako je mechanika těles a kapalin, chemie, materiálové vědy, přenos tepla, apod. [8]. Biotribologie zahrnuje všechny aspekty tribologie vztahující se k biologickým systémům, zahrnující mimo jiné studium synoviálních kloubních spojení a umělých kloubních náhrad.

Typické oblasti biotribologie jsou [8]:

- Opotřebení umělého chrupu
- Tření mezi pokožkou a oděvem
- Kontakt očních čoček
- Tribologie buněk a cév
- Opotřebení umělých srdečních chlopní
- Mazání umělých srdcí
- Opotřebení šroubů v komplikovaných zlomeninách
- Tribologie synoviálních kloubů a umělých kloubních náhrad

2.1.1 Opotřebení

Opotřebení je definováno jako postupné odstraňování materiálu z kontaktních ploch ve vzájemném pohybu. Lze rozlišit několik typů opotřebení [9, 10]:

Adhezní – dochází při styku povrchových nerovností jednotlivých povrchů a vzniku mikrosvářů. Pokud je pevnost spojení větší než pevnost základního materiálu, dochází k vytržení části povrchu a uvolnění do okolí. Tento typ opotřebení je pravděpodobný u kovových povrchů.

Abrazivní – nastává ve dvou případech. Pokud je jeden z materiálů výrazně tvrdší než druhý, dochází k vyrývání povrchu měkčího materiálu tvrdším. Druhou možností je přítomnost tvrdých částic mezi pohybujícími se povrchy a jejich postupné vymílání.

Korozní – vyskytuje se v kombinaci mechanického opotřebení a chemické reakce.

Únavové – nastává, pokud je materiál opakovaně zatěžován a odlehčován. Opakováním zátěžného cyklu dochází k poruše materiálu při napětí menším, než by bylo nutné při statickém zatížení.

2.1.2 Tření

Tření popisuje sílu působící proti pohybu mezi kloubními povrchy. Je přímo úměrné síle působící kolmo k rovině a konstantou úměrnosti je koeficient tření μ :

$$\mu = \frac{F}{W},$$

kde:

μ	-	je koeficient tření,
F	N	třecí síla,
W	N	síla kolmo působící na třecí rovinu.

Tento fyzikální zákon je platný pro suché tření bez přítomnosti maziva v kontaktu. Třecí síla není závislá na velikosti kluzné rychlosti ani na velikosti styčných ploch. Třecí moment vznikající při pohybu v umělém kloubu byl považován za důležitý parametr při uvolňování umělého kloubu a jeho opotřebení. Při použití teflonu (PTFE), jakožto materiálu pro umělé kloubní jamky s velmi nízkým koeficientem tření, ovšem došlo během krátké doby k vysoké míře opotřebení a ukázalo se, že tření je samo o sobě relativně nedůležité a důležitější roli hraje právě míra opotřebení. Tření lze ovšem použít jako ukazatel typu mazání [7].

2.1.3 Mazání

2.1.3

Tření a opotřebení lze redukovat mazáním. Dodáním maziva do kontaktu dvou vzájemně se pohybujících se těles dojde v různé míře k oddělení třecích povrchů a redukcii koeficientu tření. V inženýrské praxi rozlišujeme tři základní režimy mazání [11]:

1. kapalinové
2. mezní
3. smíšené

Při kapalinovém mazání jsou povrchy součástí kompletně odděleny souvislou vrstvou maziva. Tato vrstva je dostatečně tlustá na to, aby bylo zabráněno kontaktu nerovností obou pohybujících se ploch. Kapalinové mazání se dále dělí na hydrodynamické (HD), elastohydrodynamické (EHD) a mazání vytlačovaným filmem. Při hydrodynamickém mazání je nezbytná nepřetržitá dodávka maziva do kontaktu. Tlak v mazivu je vytvářen průchodem klínovou mezerou mezi třecími povrchy v relativním pohybu. Při dostatečné rychlosti těchto povrchů je tlak dostatečně velký na přenos zatížení. K elastohydrodynamickému mazání dochází mezi povrchy, které se po sobě odvalují. Dochází k elastickým deformacím povrchu, které jsou přibližně stejně velké, jako tloušťka hydrodynamického mazacího filmu [10, 12].

Vlivem nízké relativní rychlosti třecích povrchů, nedostatečného množství maziva nebo zvýšení zatížení dojde k protržení hydrodynamického filmu a nastává mezní mazání. Dojde ke kontaktu třecích ploch, které mohou být následně odděleny pomocí přísad v mazivu navázané na jednotlivé plochy a vytvoří na něm mikroskopickou ochrannou vrstvu [10, 12].

Smíšené mazání je kombinací hydrodynamického a mezního, kdy povrchy jsou odděleny částečně kapalinovým filmem a mezní vrstvou [10, 12]. Pro určení režimu mazání lze použít několik přístupů [11]:

1. Indikace pomocí koeficientu tření μ :

$$\mu = \frac{T}{W r},$$

kde:

μ - je koeficient tření,
 T Nm třecí moment,
 W N normálové zatížení
 r m poloměr kluzné plochy

Dowson na základě dat ze simulátoru kloubu publikoval koeficienty tření pro různé mazací režimy, uvedené v tab. 1.

Tab. 2.1: Koeficient tření pro různé režimy mazání [11]

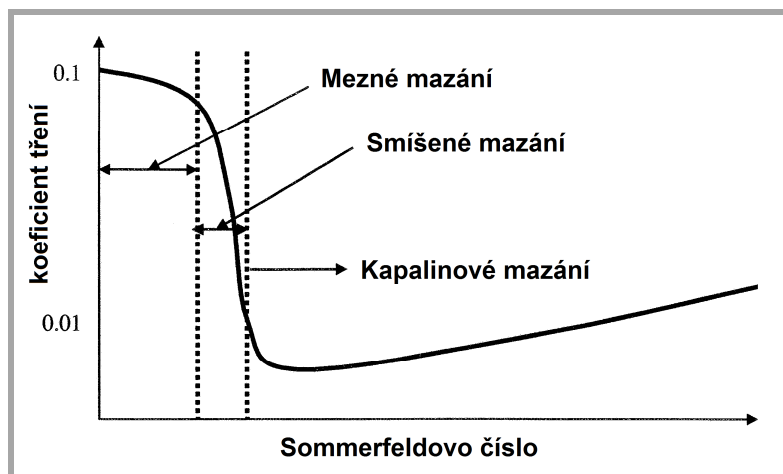
Režim mazání	Koeficient tření μ
Suché	0,1-2
Mezné	0,07-0,15
Směšené	0,01-0,1
Kapalinové	0,001-0,02

2. Určení pomocí Stribeckova diagramu, kdy koeficient tření rozšíříme o ekvivalentní rádius, rychlost, zatížení a viskozitu a dostaneme Sommerfeldovo číslo S.

$$S = \frac{\eta u R}{W},$$

kde:

S - je Sommerfeldovo číslo,
 u m.s⁻¹ rychlost
 η Pa.s dynamická viskozita,
 R m ekvivalentní rádius,
 W N zatížení.



Obr. 2.1: Koeficienty tření vzhledem k režimu mazání [8]

3. Určení podle parametru mazání λ .

$$\lambda = \frac{h_{\min}}{[(R_{a1})^2 + (R_{a2})^2]^{1/2}},$$

kde:

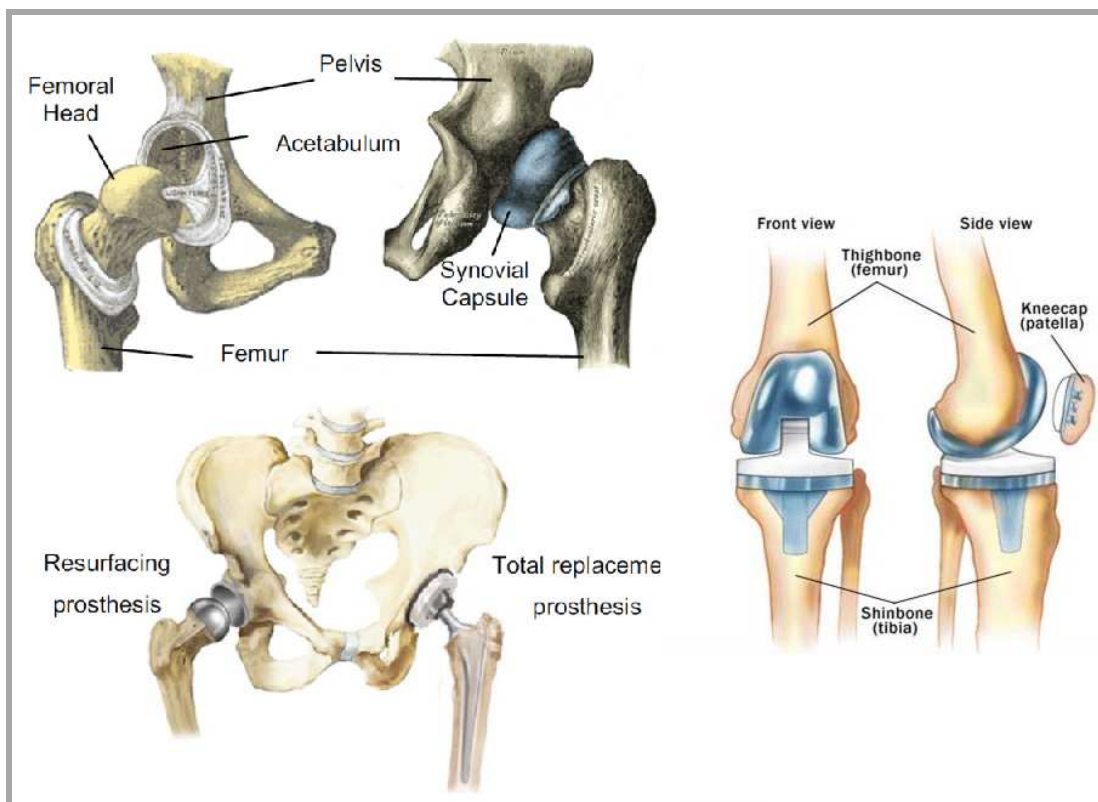
λ		parametr mazání
h_{\min}	m	minimální tloušťka mazacího filmu,
$R_{a1,2}$	m	drsnoti povrchu jednotlivých ploch.

Z provedených studií [13] je zřejmé, že pokud je λ v intervalu 2,5 až 3, je zajištěna dostatečná tloušťka mazacího filmu pro kapalinové mazání. Je-li λ větší než 3, třecí povrchy jsou plně odděleny kapalinovým mazacím filmem. Pokud je λ menší než 1, převládá mezní mazání. V rozmezí hodnot λ od 1 do 3 převládá smíšené mazání a povrchy jsou částečně odděleny hydrodynamickým a mezním mazacím filmem [11, 13, 14].

2.2 Tribologie synoviálního kloubu

2.2

Lidský přírodní kloub je kloubové spojení dvou nebo více dotýkajících se kostí. Je obalen v kloubním pouzdru a synoviální kapalině [16]. Synoviální kapalina obklopující kloubní chrupavku slouží jako přírodní kloubní mazivo. Do kloubní dutiny je vytlačována vnitřní vrstvou kloubního pouzdra [17]. Synoviální kapalina je tvořena z krevní plazmy a skládá se z vody, proteinů (albumin, globulin), kyseliny hyaluronové, proteoglykanů a lipidů [18].



Obr. 2.2: Stavba kyčelního kloubu, znázornění umělého kyčelního kolenního kloubu [15, 16]

Kloubní chrupavka je nezbytná kinematická součást kloubu. Přenáší zatížení, které může být až několikanásobně větší, než je hmotnost lidského těla. Zároveň umožňuje hladký pohyb kloubu a redukuje vnitřní tření díky složitému mechanismu mazání. Je tak zabráněno kontaktu kostních ploch a vzniku abrazivního opotřebení [19]. Kloubní chrupavka nepůsobí jako tlumič nárazů, nedokáže totiž absorbovat rázovou energii. Při přenosu zatížení dochází k deformaci chrupavky, zatížení je tak přenášeno na větší plochu a je sníženo kontaktní napětí [20]. Kloubní chrupavku lze popsat jako dvoufázový materiál – pevná matricová fáze a intersticiální kapalinová fáze. Při zatížení nejprve stlačená intersticiální fáze chrání pevnou matici, následně je z kontaktu vytlačována ven, dochází ke snížení tlaku a zatížení se přesouvá na pevnou matici. Tento mechanismus přispívá k velmi nízkému koeficientu tření v přírodním kloubu [19].

V důsledku poškození kloubních ploch nebo chrupavky způsobené onemocněními, jako jsou osteoartróza, revmatická artritida, nádorové onemocnění nebo trauma, se přistupuje k náhradě kloubu umělým (artroplastice) [21]. Mezi nejčastěji nahrazované klouby patří kyčelní a kolenní, jelikož bývají nejvíce zatěžovány. K dalším velkým lidským kloubům mohou být zařazeny klouby ramenní, loketní a hlezenní.

2.3 **Materiály a materiálové kombinace kloubních náhrad**

2.3.1 **Kovy**

Nerezavějící ocel – dnes používanou nerezavějící ocelí je převážně slitina CrNiMo s nízkým obsahem uhlíku, která dobře odolává všem druhům koroze [22].

CoCrMo – slitina kobaltu, chromu a molybdenu je nejčastěji používaným kovem v aloartroplastice. Jejímí přednostmi jsou biokompatibilita, odolnost proti opotřebení a korozi a dobré mechanické vlastnosti. Komponenty mají strukturu danou odléváním a původně nebyly dále tepelně zpracovány. Slitina má dvoufázovou strukturu z plošně centrované kubické austenitické matrice a vyloučeného karbidu chromu. Pro redukcii velikosti precipitovaných karbidů, které mohou způsobit abrazivní opotřebení, se provádí vysokoteplotní izostatické lisování při teplotě 1200°C a tlaku 103 MPa po dobu 4 hodin, po němž následuje žíhání. Povrch po tepelném zpracování se následně leští [23].

Slitiny titanu – předností titanu je výborná korozní odolnost a oproti oceli nízká hustota (4500 kg/m³). Čistý titan má relativně malou pevnost, která se ovšem zvyšuje přidáváním legujících přísad. Pro implantáty se používá slitina Ti6Al14V, Ti6Al17Nb nebo čistý titan. Hliník je základním legujícím prvkem titanu, vanad zvyšuje jeho pevnost a snižuje plasticitu. Nevýhodou titanových slitin je vysoká výrobní cena [22].

Povlaky TiNbN – pro zvýšení odolnosti proti opotřebení, snížení tření a zlepšení korozní odolnosti se používají PVD povlaky. CoCrMo kloubní komponenty jsou po své výrobě opatřeny povlakem z TiNbN pomocí PVD technologie. Vrstva je aplikována na funkční plochy umělé náhrady a má tloušťku 0,3 až 0,9 μm.

Výsledkem je snížení tření a opotřebení kovových ploch a tím snížení nežádoucí koncentrace kovových iontů v krvi a také zamezení koroze kovových částí [23, 24].



Obr. 2.3: Kloubní hlavice a jamky s TiNbN povlakem [23]

2.3.2 Plasty

2.3.2

PTFE – teflon byl první z polymerních materiálů použitých v aloartroplastice. Byl použit jako materiál s nejmenším koeficientem tření. Jeho nevýhodou je vysoká míra opotřebení a proto se po krátké době přestal používat a nahradil ho polyetylen [25].

UHMWPE – vysokomolekulární polyetylén je lineární homopolymer skládající se z opakujících se $-CH_2-$ merů s dlouhými zapletenými molekulárními řetězci. Je to dvoufázový polymer obsahující krystalické částice, odpovědné za tuhost a pevnost v amorfni matrici, která způsobuje tvrdost polyetylénu. Hlavními výhodami polyetylénu jsou jeho chemická netečnost, mazivost, odolnost proti rázům a abrazivnímu opotřebení [25].

HXPE – vysoce síťovaný polyetylén byl uveden v 90. letech 20. století a nahradil UHMWPE. Rozšířené síťování polymeru je dosaženo ozařováním PE polotovarů gama zářením. S rostoucími dávkami záření se zvyšuje i jeho odolnost proti opotřebení. Následně je materiál žíhán nebo přetaven pro redukci výskytu volných radikálů z ozařovacího procesu, které by později mohly způsobit oxidaci polyetylén a potažmo zrychlit proces stárnutí. HXPE vykazuje ve srovnání s UHMWPE až o 90% menší opotřebení. U poslední, 3. generace HXPE (HXPE X3), je proces ozařování a žíhání opakován třikrát po sobě. Někteří výrobci navíc do polyetylénu zahrnují vitamín E. Cílem je ještě více redukovat vznik volných radikálů a prodloužit životnost implantátu [23].

2.3.3 Keramika

2.3.3

Al₂O₃ – oxid hlinitý patřil k prvním materiálům používaných od 70. let na keramické náhrady. K jeho hlavním přednostem patří výborná odolnost proti opotřebení a biokompatibilita. Na druhou stranu vykazuje vysokou míru praskání díky své křehkosti [23].

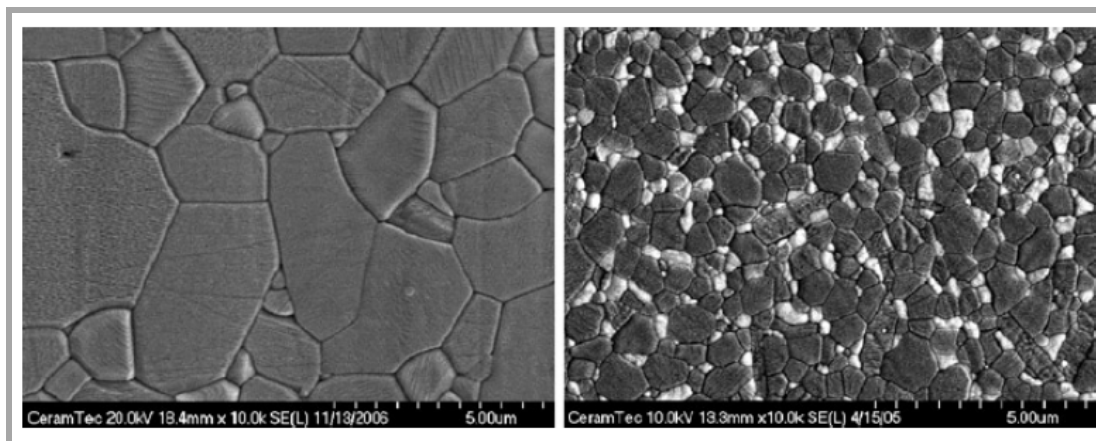
ZrO₂ – oxid zirkoničitý vykazuje oproti oxidu hlinitému vyšší pevnost, yttriem stabilizovaný oxid zirkoničitý (Y-TZP) dokonce více než dvojnásobnou. Od jeho používání se ovšem ustupuje z důvodu hydrotermálního stárnutí, při kterém dochází k narušení celistvosti povrchu reakcí s vnitřním prostředím lidského těla. Oxid zirkoničitý navíc vykazuje nižší tvrdost a tepelnou vodivost oproti Al₂O₃ [23].



Obr. 2.4: Kloubní hlavice a jamky BIOLOX forte a BIOLOX delta [26]

BIOLOX forte je produkt německé firmy CeramTec. Základem je vysoce čistý oxid hlinitý s malým množstvím oxidu hořečnatého, který redukuje velikost zrn až pod 2 μm, čímž jsou zlepšeny mechanické vlastnosti [23].

BIOLOX delta – jedná se o kompozitní keramiku z oxidu hlinitého ztuženou oxidem zirkoničitým. Obsah ZrO₂ je 17%. Hlavní předností tohoto materiálu je vynikající odolnost proti prasknutí. Při přetížení dochází k iniciaci trhliny a jejímu postupnému šíření. Vysoké tahové napětí v okolí trhliny spouští fázovou transformaci tetragonálního Zr₂O na monoklinický, při které dojde ke zvětšení jeho objemu o cca 4%. Tím je vyvoláno tlakové napětí bránící dalšímu šíření trhliny [23].



Obr. 2.5: Porovnání struktury čistého oxidu hlinitého BioloX forte a keramiky BioloX delta [23]

Oxinium – slitina skládající se z 97,5% zirkonu a 2,5% niobu. Vlivem vysokého tepla a oxidačního prostředí se na povrchu vytváří vrstva oxidu zirkoničitého Zr₂O s tloušťkou 5 μm. Výsledkem je hlavice s kovovým jádrem a keramickým povrchem. Oxinium má ve srovnání se slitinou CoCr dvojnásobnou tvrdost a poloviční

koeficient tření. Femorální hlavice s takto upraveným povrchem tedy kombinuje výhody kovové hlavice, jako je např. vysoká pevnost a pružnost, a výhody vysoce leštěného a tvrdého povrchu keramické hlavice [23, 27].

2.3.4 Další

TriboFit patří mezi tzv. „polštářové“ náhrady (cushion form), jejichž cílem je co nejvíce napodobit přírodní kloub, umožnit provoz v režimu kapalinového mazání a snížit tak opotřebení umělé kloubní náhrady. Výstelka kovové kloubní jamky se skládá ze dvou vrstev polyuretanu. První vrstva o vysokém modulu pružnosti slouží jako výstelka kovové jamky. Na ní je vylitá tenčí vrstva s nižším modulem pružnosti sloužící jako polštář. Tloušťka této vrstvy je asi 2 mm. Výhodou polyuretanu je biokompatibilita, redukce nárazů a také, že se na rozdíl od polyetylénu nepodílí na vzniku osteolýzy [23, 28].

2.3.4



Obr. 2.6: Kyčelní kloubní jamka TriboFit [23]

2.3.5 Materiálové kombinace

Kov (keramika) – plast

První náhrady využívající kombinaci kovové hlavice a plastové jamky představil Charnley na konci 60. let 20. století. Použil nerezovou hlavici femorální části a jamku z polytetrafluorethylenu (PTFE). Tyto náhrady měly životnost pouze několik let a vykazovaly vysoké opotřebení a průnik hlavice plastovou kloubní jamkou. PTFE byl následně nahrazen ultravysokomolekulárním polyetylenem (UHMWPE). Klinické testy prokázaly průnik hlavicí kloubní jamkou od 0,07 do 0,2 mm/rok, což předurčuje životnost několik desetiletí. Zkušenosti ovšem ukazují životnost tohoto typu náhrad pouze 12-15 let [11]. Ukázalo se, že jejich životnost ovlivňuje osteolýza a uvolňování implantátu, způsobené reakcí otěrových částic UHMWPE s tělní tkání [7, 14]. Zlepšení v tomto směru přineslo použití síťovaného polyetylenu (HXPE), který redukuje množství částic opotřebení o 50 až 90%, nicméně produkované částice jsou v porovnání s UHMWPE menší a reaktivnější.

2.3.5

V současnosti nejsou náhrady s polyetylenovou vložkou doporučovány pro použití u mladších (méně než 60 let) a více aktivních pacientů z důvodu opotřebení a reakcí

částic polyetylenů s tělní tkání a přechází se na celokovové, případně keramické umělé klouby [23].

Kov – kov

Totální endoprotézy typu kov-kov byly představeny začátkem 60. let 20. století, podle svých původců označované jako McKee-Farrar. Byly vyrobeny ze slitiny CoCr (ISO 5832-4). Klinické studie ukázaly na jednu stranu dlouhou životnost těchto náhrad, dosahující 20, někdy až 30 let a projevovaly velmi nízkou míru opotřebení. Na stranu druhou spousta náhrad selhala relativně brzo, což znamenalo odklon od tohoto typu totální endoprotézy [14, 29, 30]. V souvislosti s omezenou životností náhrad s plastovou vložkou a vlivem plastových otěrových částic na vznik osteolýzy dochází v posledních letech k rostoucímu počtu použití celokovových, případně celokeramických náhrad [29].

Přestože celokovové náhrady vykazují znatelně menší míru opotřebení, opotřebení stále zůstává problémem. Částice vzniklé otěrem kovových ploch totiž zvyšují množství kovových iontů v krvi, což je spojováno s pooperačními komplikacemi [31, 32].

Keramika – keramika

V 70. letech Boutin uvedl náhrady typu keramika – keramika. Použil oxid hlinitý (Al_2O_3), který vykazoval velmi dobrou odolnost proti opotřebení. Vznikaly ovšem problémy s jejich křehkým lomem a do uvedení pokročilejších keramických materiálů (BioloX forte, BioloX delta) bylo použití keramických náhrad zpomaleno [29]. Keramické náhrady ve srovnání s polyetylenem vykazují až 50 krát menší opotřebení. Navíc nevykazují nárůst částic vzniklých opotřebením s rostoucím poloměrem kloubní hlavice [23].

Z uvedeného je patrné, že snížení opotřebení je tedy hlavním cílem v oblasti tribologického výzkumu totálních endoprotéz. Dva hlavní přístupy k jeho dosažení jsou zvětšení tloušťky elastohydrodynamického (EHD) filmu a zlepšení odolnosti proti opotřebení použitých materiálů [31].

Tab. 2.2: Srovnání opotřebení jednotlivých materiálových kombinací [33]

Materiálová kombinace	Opotřebení [mm^3/rok]
UHMWPE – kov	56
HXPE – kov	2,8
Kov – kov	0,9
Keramika – keramika	0,004

2.4 Utváření mazacího filmu v totálních endoprotézách

V současnosti není přesně popsáno formování mazacího filmu v kloubní náhradě. Mezi dva hlavní přístupy patří vytváření mezného filmu s povrchovou vrstvou tvořenou chemickými reakcemi okolního maziva nebo kapalinové mazání řídicí se elastohydrodynamickou teorií [32].

Jin et al. [13] provedl analýzu kapalinového mazání pro kyčelní náhrady s materiály s vysokým modulem pružnosti. Jako model pro analýzu zvolil konfiguraci koule na ploše s ekvivalentním rádiusem R :

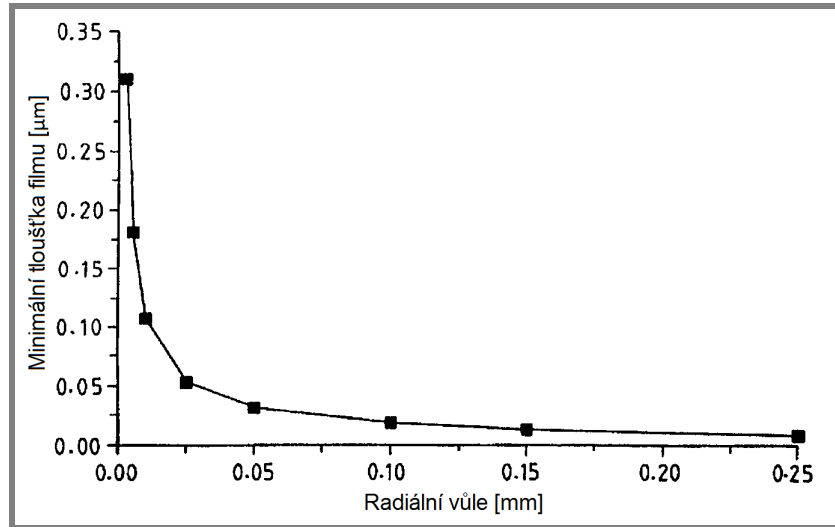
$$R = \frac{R_1 R_2}{R_2 - R_1},$$

kde R_1 a R_2 jsou poloměry femorální hlavice, resp. jamky. Cílem bylo zjistit vliv radiální vůle na tloušťku mazacího filmu, resp. režim mazání. Minimální tloušťka mazacího filmu byla určena z isoviskózní elastohydrodynamické teorie za předpokladu, že synoviální kapalina je isoviskózní, Newtonovská a umělé kloubní materiály jsou lineárně elastické. Minimální tloušťka filmu byla počítána z Hamrock-Dowsonovy rovnice:

$$\frac{h_{\min}}{R} = 2,80 \left(\frac{\eta u}{E' R} \right)^{0,65} \left(\frac{w}{E' R^2} \right)^{-0,21}$$

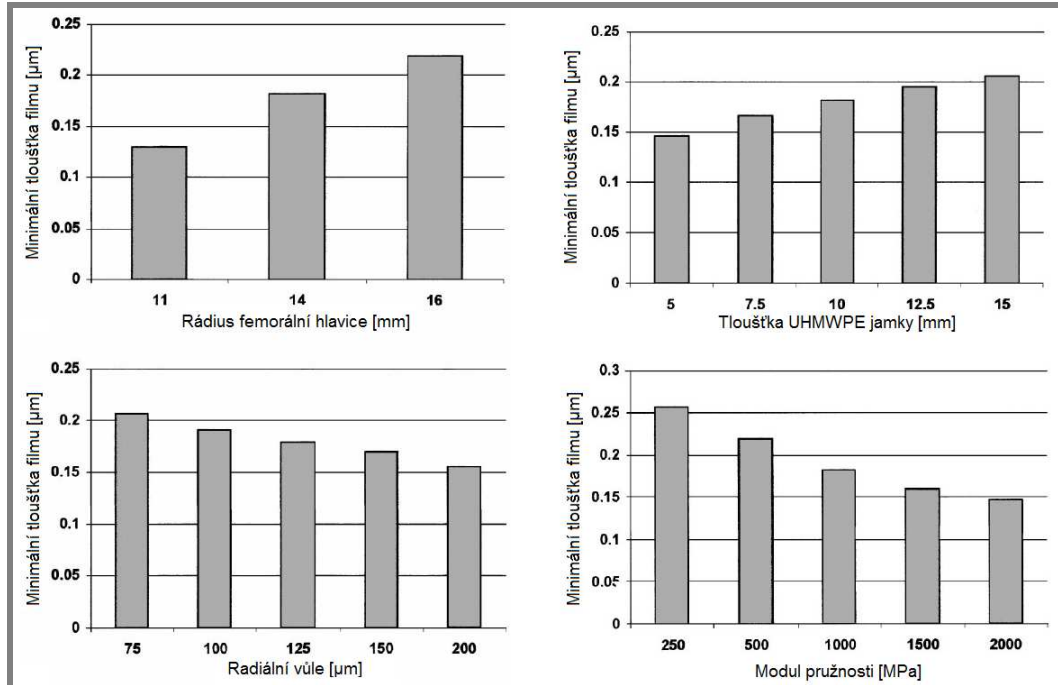
Poloměr hlavice byl zvolen 14 mm, zatížení 2,5 kN, střední rychlost povrchů 15 mm/s a dynamická viskozita 0,005 Pa.s.

Výsledkem bylo, že minimální tloušťka mazacího filmu roste se snižující se radiální vůlí pro všechny materiálové kombinace zahrnující kov-kov, keramika-keramika a UHMWPE-kov. Při konstantní radiální vůli také dochází se snižováním modulu pružnosti ke zvyšování tloušťky mazacího filmu. Z výsledků je také patrný vliv střední drsnosti obou povrchů R_a . Pro náhrady typu kov-kov a keramika-keramika je při malé radiální vůli možný vznik kapalinového mazání. V praxi u keramických náhrad, kde radiální vůle dosahuje hodnot kolem 7-10 μm , je parametr λ mnohem větší než 3. U kovových náhrad je ale vůle mnohem větší, kolem 100 μm , a hodnota λ je příliš nízká pro zajištění kapalinového mazání. Pro kombinaci UHMWPE-kov je oddělení povrchů hlavice a jamky kapalinovým mazacím filmem nemožné, protože drsnost plastové jamky je mnohem větší než určená tloušťka filmu [13].



Obr. 2.7: Závislost minimální tloušťky filmu na radiální vůli pro kloubní spojení kov-kov [13]

Pro náhrady s polyetylenovou jamkou prezentoval Jalali-Vahid et al. [34] studii formování mazacího filmu založenou taktéž na numerickém výpočtu. Porovnával minimální tloušťku filmu v závislosti na poloměru femorální hlavice, radiální vůli a tloušťky kloubní vložky. Výsledkem bylo, že s rostoucím poloměrem hlavice, zmenšující se radiální vůli a zvyšováním tloušťky jamky roste předpokládaná tloušťka filmu.



Obr. 2.8: Vliv poloměru hlavice, radiální vůle, tloušťky UHMWPE jamky a modulu pružnosti UHMWPE na předpovídanou tloušťku mazacího filmu [34]

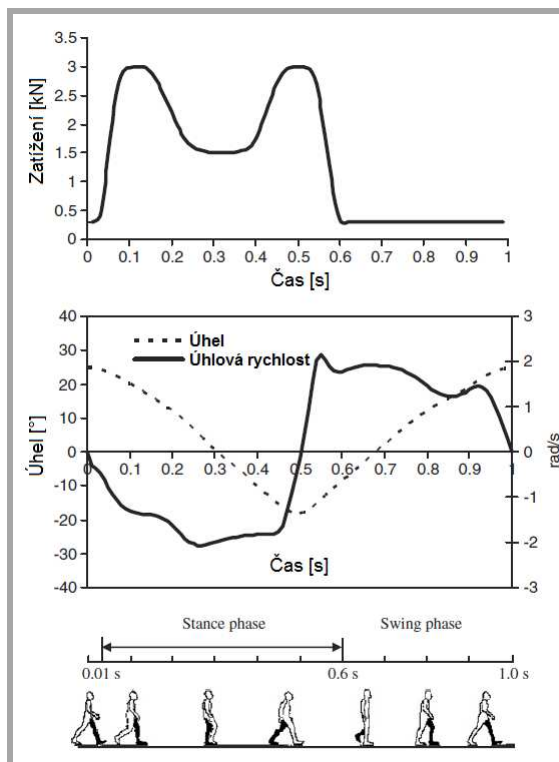
Vypočtená tloušťka mazacího filmu je ale mnohem menší, než drsnost polyetylenového povrchu jamky, uváděná kolem 1 μm. Lze tedy předpokládat vznik

mezného až smíšeného mazání. Poznamenal ale, že z výsledků zkoušek na simulátoru kyčelního kloubu dochází s rostoucím počtem cyklů ke značné redukci drsnosti povrchu, až na hodnoty 0,04 až 0,07 μm a tyto faktory mohou podporovat vznik kapalinového mazání.

Udofia et al. [35] určoval tloušťku mazacího filmu a režim mazání celokovové kyčelní náhrady na základě metody konečných prvků. Vytvořil model kloubní hlavice a jamky a pro výpočet použil Reynoldsovu rovnici a rovnice pružnosti. Výpočet probíhal za ustáleného stavu. Rádus femorální hlavice byl 25 mm, rychlost otáčení hlavice 2 rad/s a zatížení 2500 N. Mazivo, reprezentující synoviální kapalinu, bylo uvažováno jako Newtonovské, isoviskózní a nestlačitelné, s dynamickou viskozitou 0,0025 Pa.s. Tloušťka filmu byla počítána pro radiální vůle 150 μm a 50 μm .

Výsledná tloušťka mazacího filmu pro viskozitu 0,0025 Pa.s byla mezi 19 a 30 nm. Parametr mazání byl pro vypočtenou tloušťku a střední drsnost povrchů 10 μm mezi 1,36 a 2,14 pro radiální vůli 150 μm a 3,16 až 4,96 pro vůli 50 μm . Z toho je patrné, že pro větší radiální vůle je předpokládán smíšený režim mazání a při snižování vůle nastává kapalinové mazání.

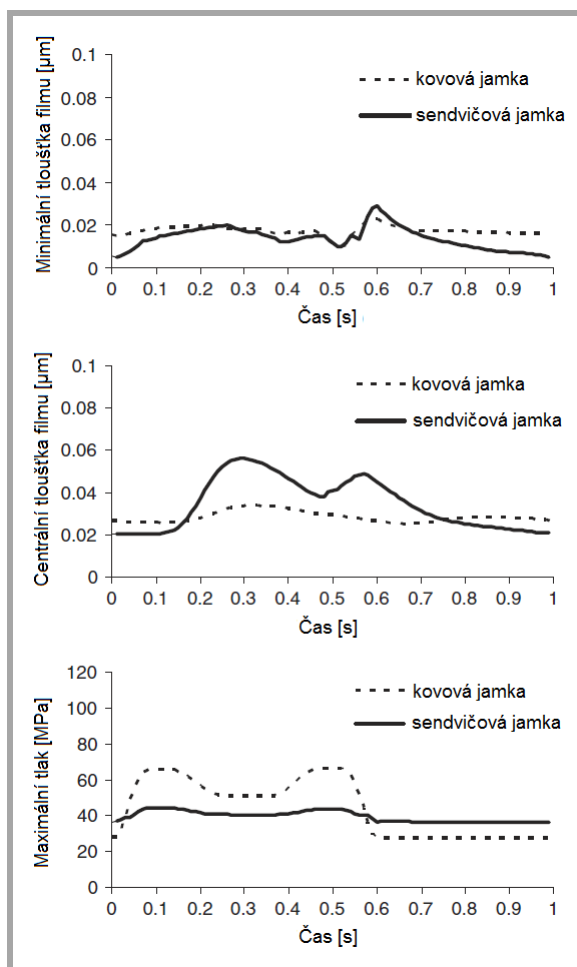
Liu et al. [36] porovnal numerické řešení elastohydrodynamického mazání dvou kyčelních náhrad v závislosti na zátěžných podmínkách během pohybu kyčelního kloubu. Jeden implantát byl celokovový, druhý implantát měl kovovou jamku se zadní vrstvou z polyetylénu. Průměr použité hlavice byl 28 mm, radiální vůle 30 μm pro kovovou jamku a 60 μm pro sendvičovou jamku. Mazivo předpokládal jako Newtonovské, isoviskózní a nestlačitelné, přičemž jeho dynamické viskozity byly 0,002 Pa.s simulující periprostetickou synoviální kapalinu a 0,0009 Pa.s pro bovinní sérum, používané při in vitro kloubních testech. Zatížení a střední rychlost byly proměnné dle reálného zatížení kloubu při chůzi.



Obr. 2.9: Změna vertikálního zatížení a úhlové natočení kloubu během chůze [36].

Z prezentovaných výsledků lze pozorovat, že tloušťka mazacího filmu je úměrná extrémním změnám v rychlosti a zatížení. Taktéž bylo zjištěno, že tloušťka elastohydrodynamického mazacího filmu nezáleží pouze na geometrii artikulujících ploch, ale také na jejich deformacích. Deformace, které umožňuje zadní polyetylenová vrstva, redukuje maximální kontaktní tlak během nejvyššího zatížení z 95 MPa na 45 MPa a dochází ke zvětšení tloušťky filmu oproti celokovové jamce.

Při porovnání tloušťky filmu se střední drsností povrchů, která je v rozmezí 0,007 μm až 0,02 μm , lze pozorovat, že v podmínkách in vivo dochází ke kapalinovému až smíšenému mazání, v závislosti na drsnosti povrchu, v podmínkách in vitro ke smíšenému až meznému mazání.



Obr. 2.10: Porovnání minimální a centrální tloušťky mazacího filmu a maximálního kontaktního tlaku během chůze [36]

2.4.1 Zhodnocení

Z uvedených analýz je patrné, že umělé kloubní náhrady pracují v režimu mezného až smíšeného mazání a na utvářený mazací film a jeho tloušťku má vliv mnoho faktorů. Patří mezi ně rychlost pohybu, zatížení, radiální vůle mezi femorální hlavicí a kloubní jamkou, velikost hlavice a materiálová kombinace umělého kloubu. Se snižující se radiální vůlí mezi hlavicí a jamkou a zvětšujícím se poloměrem hlavice dochází ke snižování kontaktního tlaku a tím růstu tloušťky mazacího filmu. Na snížení kontaktního tlaku mají vliv i deformace povrchu, potažmo materiálové charakteristiky umělého kloubu.

Prezentované výsledky ovšem počítaly s mazivem jako s ideální kapalinou. Synoviální kapalina, obklopující kloubní plochy, je ale biologická kapalina skládající se převážně z proteinů a dalších sloučenin, které mají na formování mazacího filmu velký vliv.

Jako náhrada synoviální kapaliny se pro účely testování umělých kloubů na simulátorech a ostatních aplikacích využívá bovinní sérum. Jde o směs proteinů albumin a γ -globulin v koncentracích 40-75 g/l. Ve zdravé synoviální kapalině

z proteinů převažuje albumin, γ -globulin zaujímá 37% celkové koncentrace proteinů. Poměr proteinů albumin/globulin ve zdravé synoviální kapalině je 1,7, u bovinního séra 0,67 [18]. Bovinní sérum je dobře rozpustné ve vodě a pro účely testování kloubních náhrad se používá v různých koncentracích odpovídajících stavům synoviální kapaliny (tab. 2.3).

Tab. 2.3: Koncentrace proteinů a poměr albumin vs. globulin pro bovinní sérum a synoviální kapaliny [37]

Typ maziva	Obsah proteinů [g/l]	Albumin [%]	Globulin [%]	Poměr A/G
Bovinní sérum	72	40	60	0,67
Synoviální kapalina (SF)	18-20	63	37	1,7
Traumatická SF	26	55	45	1,22
Osteoartritická SF	31	58	42	1,39
Revmatická SF	35-45	45-58	55-42	0,82-1,39

2.5 Vliv proteinů na utváření mazacího filmu

Unsworth et al. [7] v analýze tribologie náhrad kyčelních kloubů na základě měření tření uvedl, že současné umělé kloubní náhrady pracují ve smíšeném mazacím režimu, u náhrad s dostatečně hladkým povrchem až v kapalinovém režimu. Ten ovšem může být narušen přítomností proteinů v mazivu a jejich adsorpcí na artikulujících površích. Povrchy umělé náhrady jsou tedy chráněny kapalinovým mazacím filmem a při jeho protržení vrstvou proteinů.

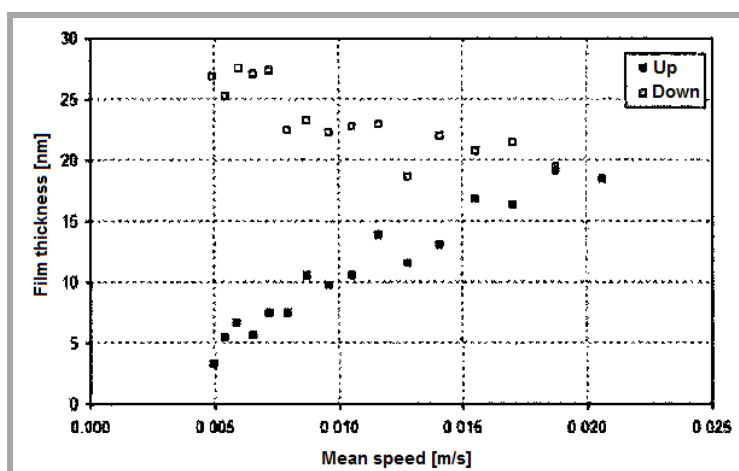
Scholes et al. [38] prováděl měření tření pro různé materiálové kombinace umělých kloubů, zahrnující kov-kov, kov-UHMWPE, keramika-keramika. Jako maziva použil bovinní sérum, karboxymethylcelulózu (CMC) a synoviální kapalinu. Výsledkem byly různé hodnoty koeficientů tření pro bovinní sérum a CMC. Zatímco pro materiálovou kombinaci kov-UHMWPE nebyla významná změna oproti CMC, kombinace kov-kov vykazovala znatelné snížení tření při použití bovinního séra. Tření u kombinací keramika-keramika a keramika-UHMWPE mělo opačnou tendenci oproti celokovovému provedení. Jako důvod uvedl fakt, že zatímco při použití syntetického maziva keramický kloub operuje v režimu kapalinového mazání, při použití maziva s přítomností proteinů dochází k adsorpci proteinové vrstvy na kloubní povrchy, která prothrává mazací film a dochází ke kontaktu proteinových vrstev. Z toho také usuzoval, že tření vzniklé kontaktem proteinových vrstev je větší než tření vzniklé smykovým napětím v mazacím filmu. U kontaktu kovových ploch, které vykazují vysoké tření, naopak přítomnost proteinů tření snižuje právě redukcí kontaktu kov-kov. Ten ovšem částečně zůstává, jelikož tato materiálová kombinace stále vykazovala větší tření oproti ostatním.

Mavraki et al. [18] provedla měření tloušťky mazacího filmu a tření se simulovanou synoviální kapalinou. Tření bylo měřeno na Mini traction machine (MTM, PCS instruments) využívající konfiguraci koule na disku. Měření byly prováděny pro rostoucí rychlost 5 – 50 mm/s s poměrem valení/skluz 180% (0% valení, 200%

skluz). Tloušťka mazacího filmu byla měřena pomocí optické interferometrie odvalováním ocelové koule po skleněném disku. Rychlost se měnila v rozsahu 5 – 20 mm/s, zatížení v kontaktu bylo 5 N. Pro náhradu synoviální kapaliny byla použita směs proteinů albumin a γ -globulin a bovinní sérum.

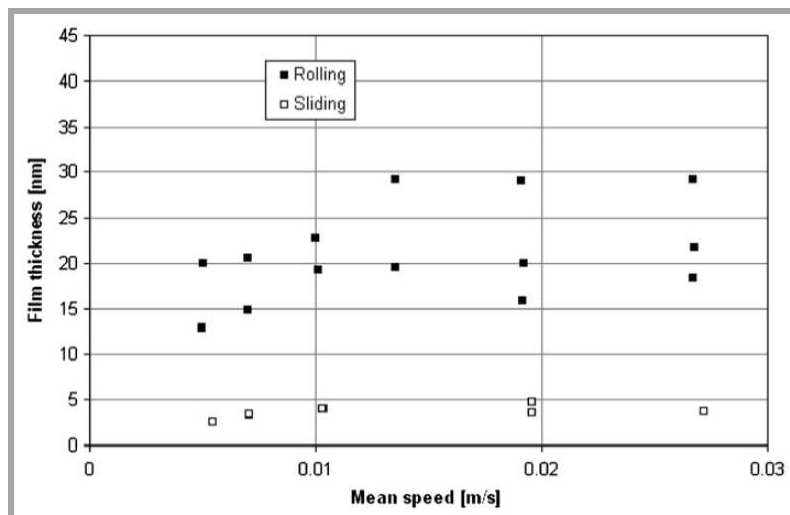
Výsledkem měření tření bylo, že koeficient tření roste s rostoucím časem měření. Tento výsledek podporuje předchozí výsledky, že dochází k depozici adsorbovaných proteinů na třecí povrchy a vzniká tak vrstva zvyšující tření. Jak autor poznamenává, toto zvýšení může být díky zvýšení drsnosti povrchů nebo vyšší smykovou pevností proteinové vrstvy.

Úvahy o vzniku tenké tuhé vrstvy podporují také výsledky měření tloušťky mazacího filmu pro bovinní sérum. Bylo pozorováno, že s rostoucí rychlostí roste i tloušťka filmu v rozmezí 5 – 20 nm, ovšem se snižováním rychlosti je tloušťka filmu nezávislá na rychlosti, ačkoliv byla pozorována tendence poklesu při nízkých rychlostech. Pro 5 mm/s byla maximální tloušťka 28 nm, průměrná tloušťka filmu se na konci měření pohybovala v rozmezí 10-18 nm. Z toho lze předpokládat vznik gelové fáze na povrchu součástí s viskozitou mnohem větší, než okolní mazivo.



Obr. 2.11: Tloušťka filmu jako funkce rychlosti pro 50% bovinní sérum [18]

V následující studii stejných autorů [31] byly rozšířeny předchozí měření. Měření probíhalo v rychlostním rozmezí 2 – 30 mm/s pro čisté valení a skluz. Hodnoty kontaktních tlaků byly použity 30 a 200 MPa. Z výsledků měření je patrné, že mazací vlastnosti bovinního séra nereprezentují prostou Newtonovskou kapalinu. Zpočátku se formoval mazací film tloušťky 4-50 nm, který s následným poklesem rychlosti měl další tendenci růstu. Při zavedení skluzu došlo ke snížení tloušťky o 75-80% v porovnání s valením.



Obr. 2.12: Porovnání tloušťky mazacího filmu 100% bovinního séra v závislosti na rychlosti pro valení a skluz při 37°C. [31]

Fan et al. [32] rozšířili studium formování mazacího filmu o další měření, přičemž cílem bylo analyzovat vliv proteinů na mazací proces. Měření probíhalo s CoCrMo hlavicí o průměru 38 mm, při teplotě 37°C a v rozmezí rychlosti 2 – 60 mm/s pro čistý skluz. Zatížení v kontaktu bylo 5 N, kontaktní tlak 100 MPa. Pro měření bylo použito bovinní sérum a jednoduchý roztok proteinů albuminu a γ -globulinu.

Měření tloušťky mazacího filmu pro bovinní sérum i roztoky proteinů vykazovalo časově závislé chování. Tloušťka filmu měla tendenci růst při nízkých rychlostech a výsledkem byla rychlostně nezávislá charakteristika. Při počátečním zvyšování rychlosti dosáhla tloušťka filmu 20 nm při 60 mm/s. Během poklesu rychlosti zůstával mazací film konstantní s tloušťkou 15 – 19 nm při 5 mm/s. Následný nárůst rychlosti vedl ke změně tloušťky k hodnotám 20 – 50 nm. Na konci měření byla výsledná tloušťka v rozmezí 20 – 40 nm.

Během měření byl pozorován mírný pokles tloušťky filmu s časem, z čehož autoři usuzují, že růst tloušťky mazacího filmu má na svědomí vysoce viskózní materiál spíše než dříve usuzovaná pevná přilnavá vrstva. Vzniklá vrstva může být dvoufázová, skládající se z tenké přilnavé vrstvy překryté volně vázanou vysoce viskózní vrstvou. Tato teorie byla potvrzena výsledky, ve kterých bovinní sérum při nízkých rychlostech vytváří mnohem tlustší film, než lze předpokládat z EHD teorie, navíc byly pozorovány značné rozptyly ve výsledcích. Autoři uvádějí, že vznik proteinové gelové fáze je na vstupu maziva do kontaktu v místě nejvyššího smykového toku. Tento materiál prochází kontaktem a způsobuje rozptyly ve výsledcích měření tloušťky mazacího filmu. Při vyšších rychlostech se tato nově vzniklá fáze rozpadá a způsobuje pokles tloušťky filmu.

3 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA

3

Opotřebení současných kloubních náhrad hraje důležitou roli z hlediska jejich životnosti. Je známo, že částice vysokomolekulárního polyetyleny mají vliv na uvolňování implantátu a kovové částice vzniklé opotřebením mohou způsobovat alergické reakce a zvyšování kovových iontů v krvi. Selhání kloubních náhrad je spojováno právě se špatnými tribologickými vlastnostmi umělých kloubů. Bylo publikováno poměrně hodně studií zabývajících se opotřebením a predikcí režimu mazání v umělém kloubu, avšak mnohem méně se již zabývalo mechanismy a vlastnostmi mazání kapalinou s obsahem proteinů, obzvláště pak studií tloušťky vznikajícího mazacího filmu [51].

Je známo, že proteiny obsažené v synoviální kapalině mohou ovlivňovat mazací film prostřednictvím jejich zachytávání na površích, kdy fungují jako mezná mazací vrstva, která může dále ovlivňovat míru opotřebení kloubních ploch. Zatím však nebyly publikovány přesné mechanismy utváření mazacího filmu v kloubních náhradách a vlivu biologických částic na opotřebení. Tato práce se zabývá právě studiem mazacího filmu s biologickou náhradou synoviální kapaliny a jsou zkoumány především mechanické vlivy na utváření a tloušťku mazacího filmu.

4 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE

Primárním cílem této práce je analýza tloušťky mazacího filmu mezi třecími povrchy komponent totální náhrady kyčelního kloubu pomocí experimentální metody kolorimetrické interferometrie.

Díličními cíly jsou:

- Provést úpravu aparatury pro měření s kyčelní kloubní hlavici
- Navrhnout a uskutečnit experimenty vedoucí ke zjištění zákonitostí formování proteinového mazacího filmu
- Vyhodnotit provedené experimenty
- Navrhnout a vyrobit uchycení kyčelní kloubní hlavice na tribometru pro měření 100% skluzu
- Nastítnit možnosti utváření proteinového mazacího filmu

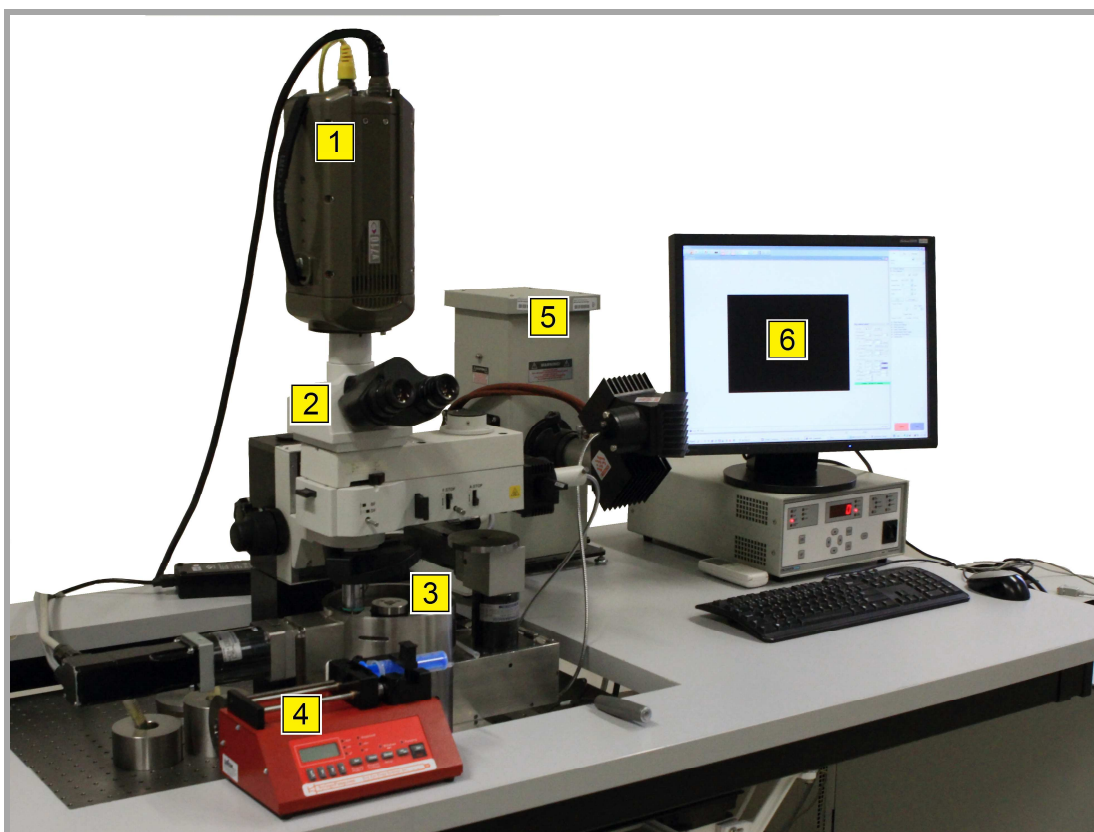
5 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU K ŘEŠENÍ

5

5.1 Experimentální zařízení

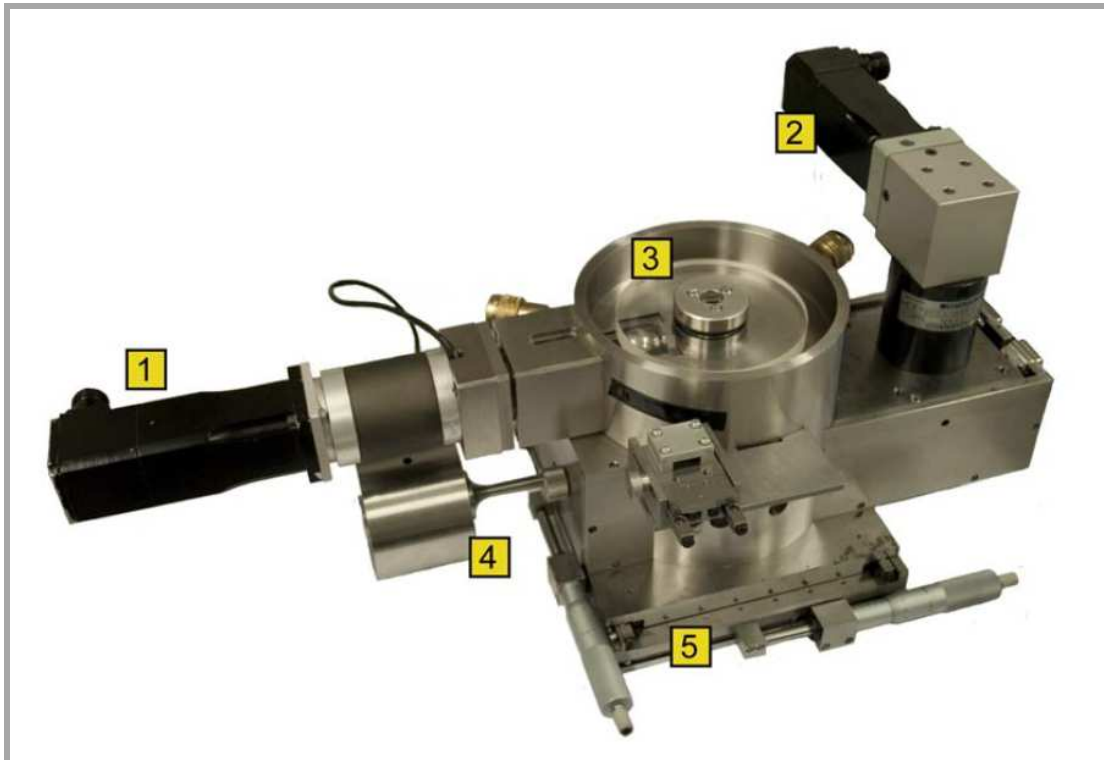
5.1

Pro studium formování a tloušťky mazacího filmu je využit optický tribometr pracující na principu kolorimetrické interferometrie. Kontaktní oblast je tvořena mezi kovovou kuličkou a skleněným diskem. Disk je na své horní straně opatřen antireflexní vrstvou a na spodní straně je v místě kontaktu napařena polopropustná vrstva chromu. Osa otáčení disku a kuličky jsou vzájemně kolmé a jejich rotace jsou řízeny každá zvlášť pomocí softwarově ovládaných servomotorů. Lze tak realizovat různé poměry skluzu a valení. Kontaktní oblast je pozorována pomocí mikroskopového systému založeného na průmyslovém mikroskopu Nikon Optiphot 150. Zdrojem bílého světla pro osvětlení pozorované oblasti je xenonová výbojka o výkonu 1000 W. Kontaktní interferogramy jsou zaznamenávány pomocí vysokorychlostní kamery Phantom v710 nebo Hitachi 3CCD [39].



Obr. 5.1: Experimentální pracoviště. 1 – vysokorychlostní kamera, 2 – mikroskop, 3 – tribologický simulátor, 4 – dávkovač maziva, 5 – xenonová lampa, 6 – PC s vyhodnocovacím softwarem

Konstrukce skleněného disku je uchycena na otočném čepu a funguje jako dvojzvratná páka, přičemž přidáváním zatížení na rameno páky dochází k růstu zatížení v kontaktní oblasti. Hodnota zatížení je následně počítána pomocí Hertzovy teorie se znalostí velikosti kontaktní oblasti.



Obr. 5.2: Tribologický simulátor. 1 – servopohon koule, 2 – servopohon disku, 3 – skleněný disk, 4 – závaží, 5 – polohovací stůl [40]

5.2

5.2 Kolorimetrická interferometrie

Tato metoda slouží k určování tloušťky mazacího filmu v optickém tribometru. Je založena na pozorování interferenčních barev vznikajících na sledované vrstvě v bílém odraženém světle. Jejich vznik je dán koherentní superpozicí světelných vln propuštěných a odražených od jednotlivých rozhraní sledovaných prostředí [41].

Světelný svazek s amplitudou U_0 dopadá na skleněný disk, dochází k jeho odrazu na jednotlivých rozhraních a k superpozici odražených svazků U_1, U_2, U_3, \dots . Aby nedocházelo k superpozici s paprskem U_P odraženým od rozhraní vzduch-sklo a tím ke snížení kontrastu, je horní vrstva skleněného disku opatřena antireflexní vrstvou.

Jelikož amplitudy odražených paprsků U_2, U_3, U_4, \dots postupně klesají, lze pro vyhodnocení vycházet z dvousložkové interference a zanedbat vše vyjma prvních dvou amplitud U_1 a U_2 . Za předpokladu kolmého dopadu světla na plochu je pak intenzita interferenčního obrazce:

$$I = I_0 + I_1 \cos\left(\frac{4\pi}{\lambda}nh + \varphi\right),$$

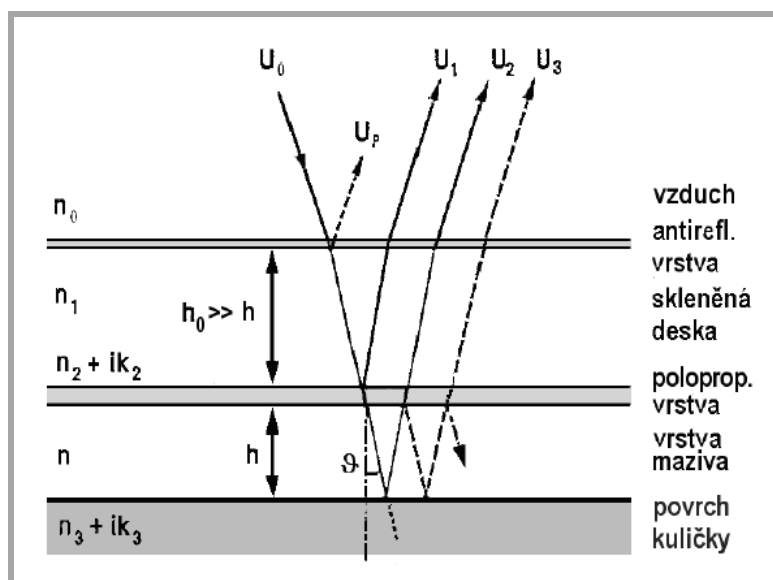
$$\frac{4\pi}{\lambda}nh + \varphi = 2\pi s,$$

kde:

s je řád interference,
 λ m – vlnová délka,

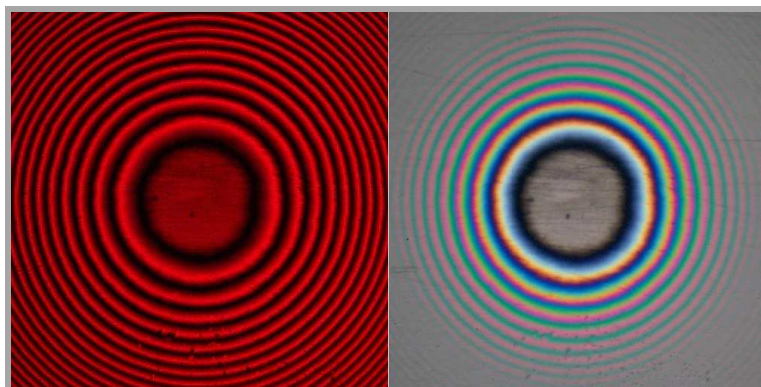
- n – index lomu mazacího filmu,
 h – tloušťka mazacího filmu a
 φ – změna fáze způsobená dvojitým průchodem mazacím filmem.

Maximum intenzity se vyznačuje světlými proužky v interferenčním obrazci a parametr s pro ně nabývá celých čísel. Minimum se vyznačuje tmavými proužky a nabývá polovičních hodnot [42].



Obr. 5.3: Schéma rozdělení světelných svazků na rozhraních soustavy [41]

Vyhodnocení nasnímaných interferenčních obrazců probíhá v programu ACHILES. Před určením tloušťky mazacího filmu je nutné provést kalibraci. Ta se provádí importem chromatického a monochromatického snímku kontaktu zaplaveného mazivem. Po kalibraci je každému pixelu podle jeho barvy přiřazena tloušťka mazacího filmu [42].



Obr. 5.4: Monochromatický a chromatický interferogram sloužící ke kalibraci v programu ACHILES.

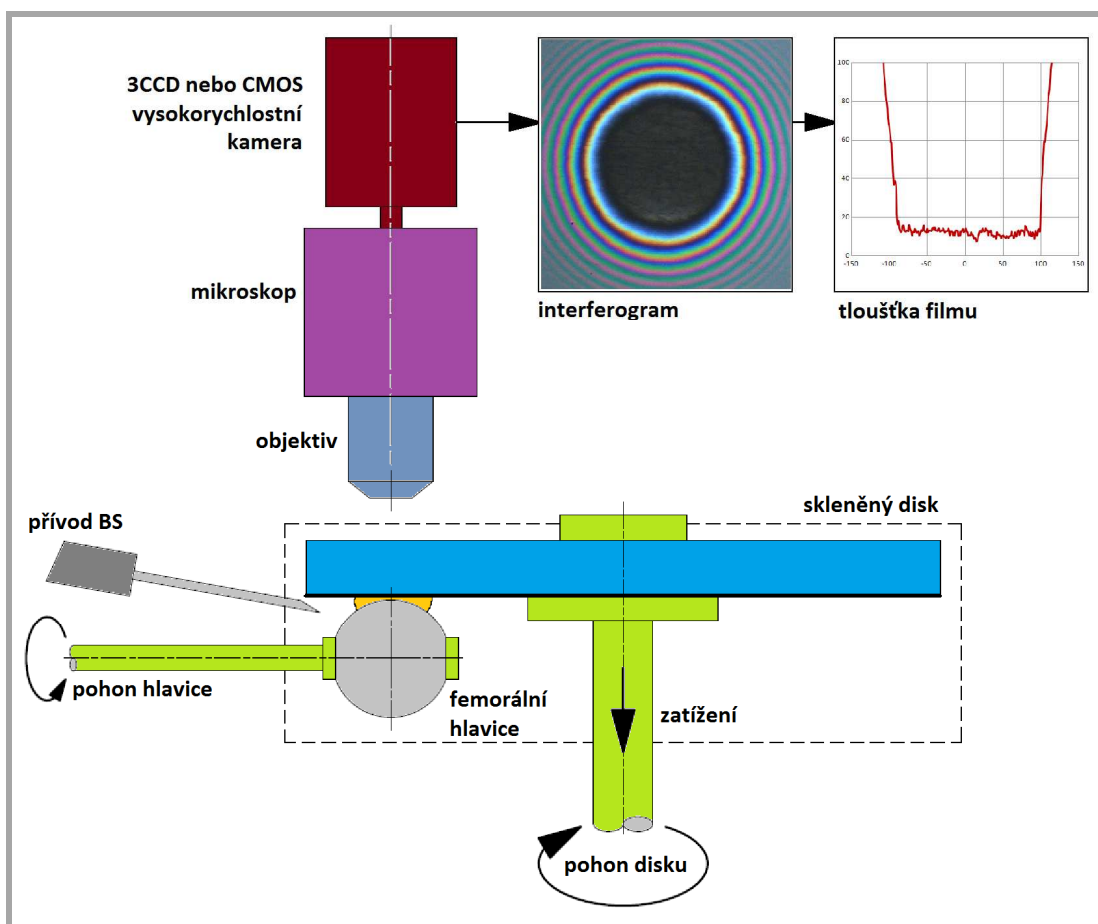
5.3 Bovinní sérum

Bovinní sérum Sigma B9433 bylo použito jako náhrada synoviální kapaliny vyskytující se v přírodním kloubu. Příprava a dodávka vzorků probíhala z Ústavu lékařské chemie a biologie LF UP v Olomouci. Vzorky byly dodávány v objemu 12 ml, zamrazené na -20°C . Rozmrazováno bylo vždy pouze množství potřebné pro daný experiment, přičemž vzorek začal být rozmrazován při pokojové teplotě (22°C) cca 2 hodiny před začátkem měření.

K experimentům byly použity dvě sady bovinního séra, přičemž jedna sada obsahovala 55,49 mg/ml proteinů a byla ředěna do koncentrací 15 a 25% s obsahem proteinů 8,3 a 13,9 mg/ml a druhá sada obsahovala 75,3 mg/ml a byla ředěna do koncentrací 8,3, 25 a 100% s obsahem proteinů 6,3, 18,8 a 75,3 mg/ml.

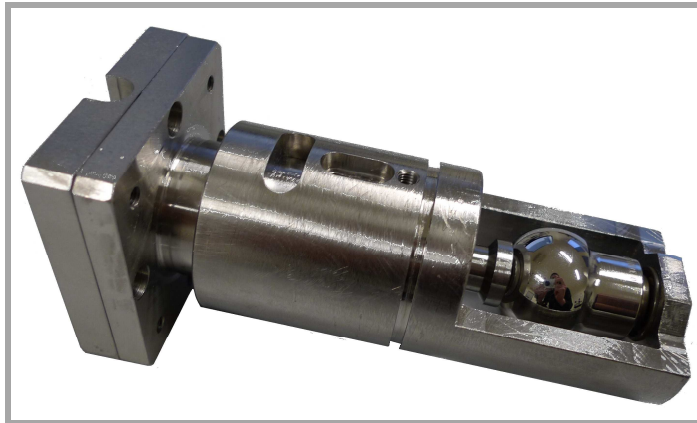
5.4 Experimentální metoda

K experimentu byl použit optický tribometr popsáný v kapitole 5.1. Po skleněném disku s vrstvou chrómu se odvalovala femorální hlavice AESCULAP NK430K ze slitiny CoCr29Mo ISO 5832-12 s průměrem 28 mm, dodaná v originálním balení od výrobce.



Obr. 5.5: Schéma experimentu.

K uchycení umělé femorální hlavice v optickém tribometru byl použit upravený držák standardní ocelové palcové kuličky. Hlavice kloubní náhrady je opatřena otvorem s kuželovitostí 12/14, do kterého se při aplikaci umělé kyčelní náhrady zasunuje dřík spojující stehenní kost a femorální hlavici. V uchycení hlavice v tribometru je do tohoto otvoru také zasunut čep se stejnou kuželovitostí, čímž je zaručeno její přesné vedení. Čep je opatřen ložiskem vsazeným v tělese držáku. Hlavice je tak sevřena mezi vodícím čepem a hřídelí procházející držákem a napojenou na servomotor s převodovkou.



Obr. 5.6: Držák uchycení kloubní hlavice v tribologickém simulátoru.

Experimenty byly prováděny se stálým zatížením 5 N, což odpovídá kontaktnímu tlaku 271 MPa. Velikost zatížení se určovala z velikosti kontaktní oblasti pomocí Hertzovy teorie kontaktu koule na ploše:

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} = \frac{1}{0,014 \text{ m}} + \frac{1}{1.10^{99} \text{ m}} \Rightarrow R = 0,014 \text{ m}$$

$$\frac{1}{E} = \frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} = \frac{1-0,3^2}{2,3 \cdot 10^{11} \text{ Pa}} + \frac{1-0,21^2}{8,1 \cdot 10^{10} \text{ Pa}} \Rightarrow E = 6,34 \cdot 10^{10} \text{ Pa}$$

$$a = \frac{\pi p_0 R}{2E^*} = \left(\frac{3WR}{4E^*} \right)^{\frac{1}{3}} = \left(\frac{3.5 \text{ N} \cdot 0,014 \text{ m}}{4.5,82 \cdot 10^{10} \text{ Pa}} \right)^{\frac{1}{3}} = 9,4 \cdot 10^{-5} \text{ m}$$

$$p_0 = \frac{3W}{2\pi a^2} = \left(\frac{6WE^{*2}}{\pi^3 R^2} \right)^{\frac{1}{3}} = \left(\frac{6.5 \text{ N} \cdot (5,81 \cdot 10^{10} \text{ Pa})^2}{\pi^3 0,014^2 \text{ m}} \right)^{\frac{1}{3}} = 2,71 \cdot 10^8 \text{ Pa}$$

kde:

a	m	je poloměr kontaktní oblasti
p_0	Pa	– kontaktní tlak
R	m	– redukovaný poloměr
E^*	Pa	– redukovaný modul pružnosti
W	N	– zatížení
$E_{1,2}$	Pa	– modul pružnosti koule, disku
$R_{1,2}$	m	– poloměr koule, disku

Veškeré komponenty experimentální aparatury přicházející do styku s bovinním sérem byly čištěny roztokem 1% dodecylsírany sodného, opláchnuty v destilované vodě, osušeny a omyty isopropyl alkoholem. Tento proces probíhal před a po každém měření pro zamezení kontaminace měřeného roztoku.

K dávkování bovinního séra do kontaktu byl použit injekční dávkovač New Era Syringe Pump NE-1000. Umožňuje přesné nastavení průtoku maziva a čas dodávání, čímž jsou u experimentů zaručeny konstantní podmínky. Od injekční stříkačky upevněné v dávkovači bylo sérum vedeno silikonovou hadičkou k experimentální aparatuře a injekční jehlou vstříkováno těsně ke kontaktní oblasti.

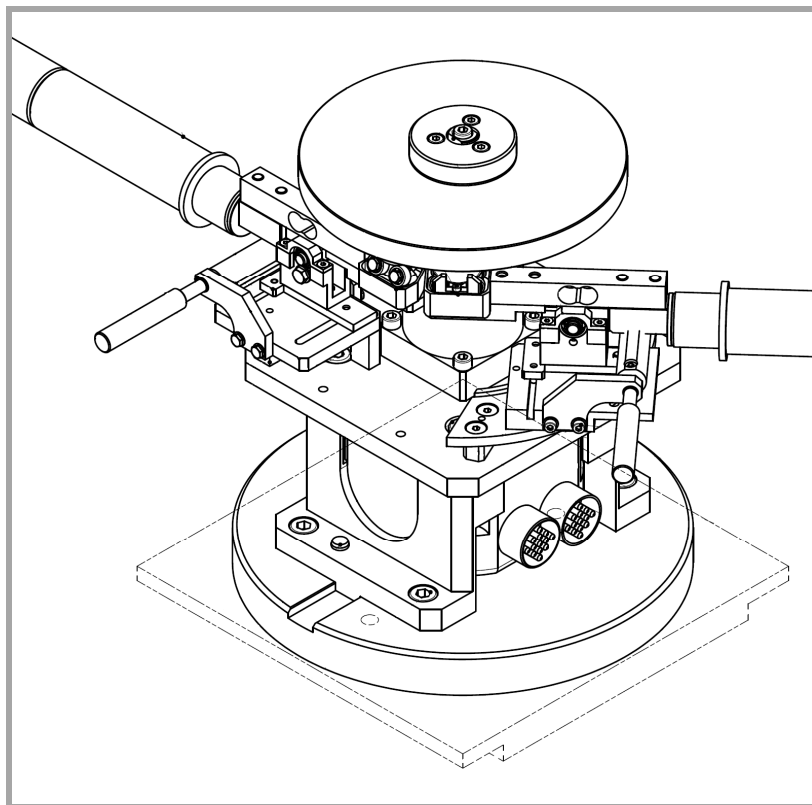


Obr. 5.7: Dávkovač maziva New Era Syringe Pump NE-1000 [43]

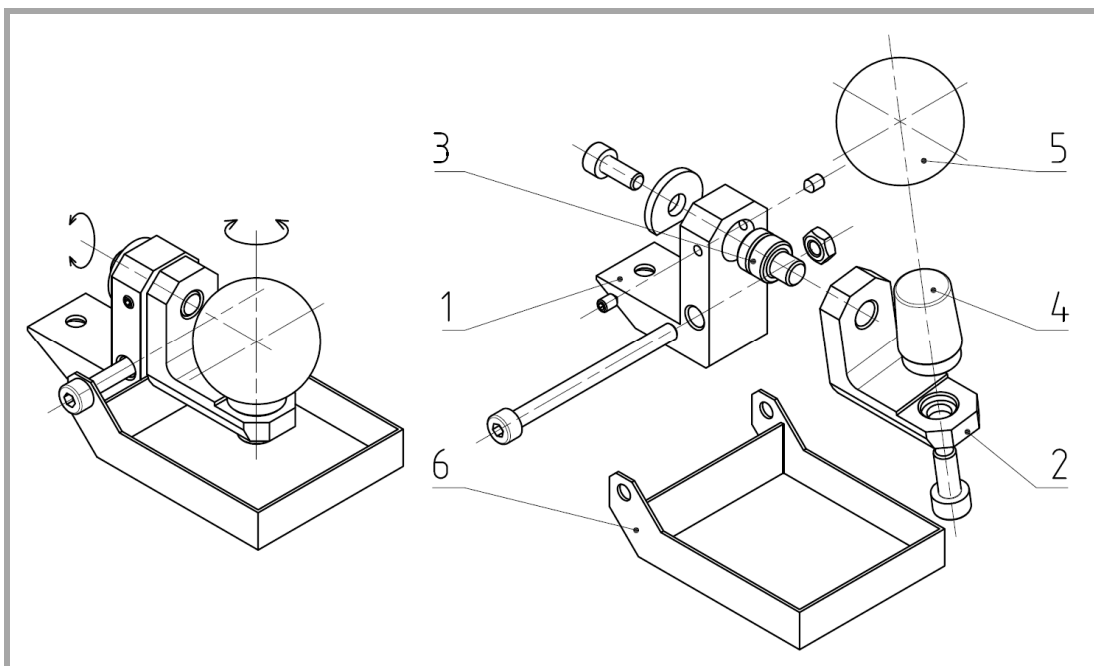
5.5 Návrh nového uchycení hlavice

Popsaný tribologický simulátor, na němž probíhaly dosavadní měření, není svou konstrukcí vhodný pro měření čistého skluzu. Při měření skluzu, kdy má jeden povrch nulovou rychlost vůči druhému, je možné experiment nastavit tak, aby byla buďto nehybná hlavice a otáčel se disk nebo disk stál a otáčela se hlavice. V obou případech můžeme využít pouze jednu pomyslnou dráhu na hlavici, tj. dráhu kolmou na osu otáčení na maximálním průměru hlavice. Po jejím opotřebení hlavici nelze použít pro další měření. Z tohoto důvodu bylo pro další plánované experimenty navrženo a vyrobeno nové uchycení kloubní hlavice umožňující současné natáčení hlavice ve dvou kolmých osách a využití celého jejího povrchu.

Zařízení bylo konstruováno pro použití na tribologický simulátor hladovějícího kontaktu. Ten funguje na stejném principu, jako popsany optický tribometr, využívající otáčející se skleněný disk na valivém elementu. Snímaná oblast je zaznamenávána vysokorychlostní kamerou a vyhodnocována metodou kolorimetrické interferometrie. Valivý element je zesponu přitlačován na skleněný disk a je uložen na dvojjzvrtné páce. Zatížení v kontaktní oblasti je vyvozováno závažím na druhé straně páky a jeho velikost lze nastavovat pomocí velikosti kontaktní oblasti známé z Hertzovy teorie nebo přímým měřením pomocí tenzometrického snímače hmotnosti [44].



Obr. 5.8: Tribologický simulátor hladovějícího kontaktu. [44]



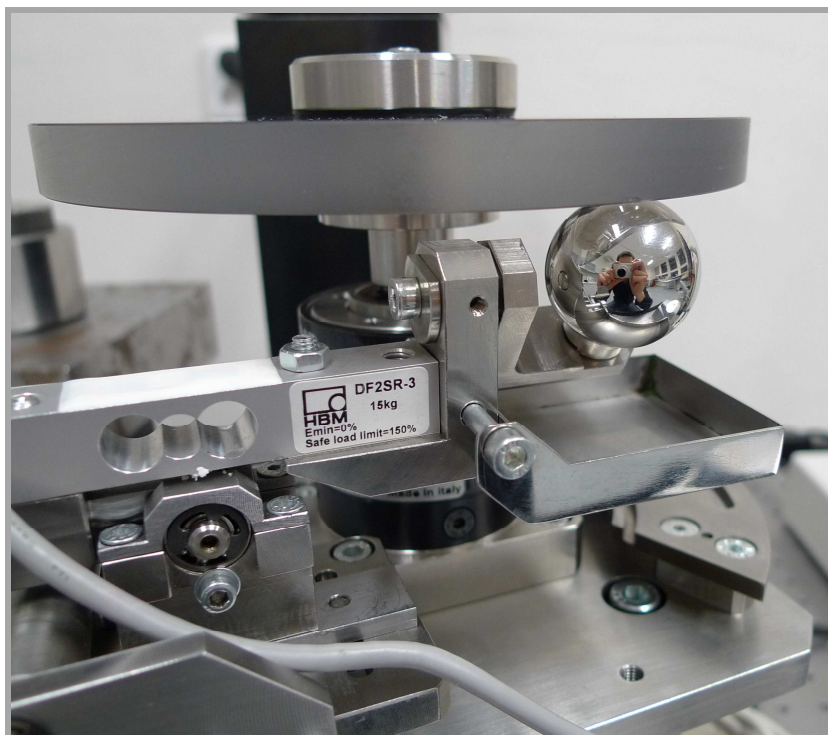
Obr. 5.9: Schéma uchycení hlavice pro měření skluzu.

Nové uchycení hlavice se skládá z šesti základních dílů. Hlavní nosný držák (1) se šroubuje pomocí dvou šroubů M4 se zápusťnou hlavou do silového snímače na páce tribometru. K němu je přes spojovací čep (3) přichycena kolébka (2) nesoucí kužel (4) pro nasunutí umělé kyčelní hlavice (5). Spojovací čep je v kolébce nalisován

s uložením H7/p6. Aretace otáčení kolébky v nosném držáku je pomocí šroubu M4, spojujícím osu čepu a otvor v nosném držáku, a dvou protilehlých stavěcích šroubů M3. Pro zamezení odkapávání vstříkovaného maziva do tribometru je pod uchycením hlavice umístěna vana (6). Tu lze snadno sejmout vytažením příchytného šroubu.

Osa otáčení hlavice kolem kuželu a osa otáčení kolébky v nosném držáku jsou vzájemně kolmé a protínají se ve středu hlavice. Tím je zaručeno, že jakýmkoli nastavením hlavice zůstává poloha kontaktní oblasti nezměněna. Do uchycení lze upnout hlavice s průměrem 28, 32 a 36 mm s kuželem 12/14. Jelikož poloha skleněného disku vůči páce pro uchycení valivého elementu je neměnná, při použití hlavice 32 nebo 36 mm se mezi úchytný siloměr a nosný držák vkládá distanční podložka, resp. dvě, s tloušťkou 2 mm.

Umělé kyčelní hlavice se standardně vyrábí pro daný průměr v různých variacích (S, M, L, XL). Tyto variace se liší polohou vnitřního kužele vůči hlavici samotné a pomáhají tak lékařům nastavit umělý kloub rozměrově přesně podle potřeb pacienta. Aby v uchycení hlavice bylo možné použít více těchto variant, byly kužely (4) vyrobeny ve třech rozměrových variacích lišících se svou výškou.



Obr. 5.10: Nové uchycení hlavice na tribometru.

6 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

6

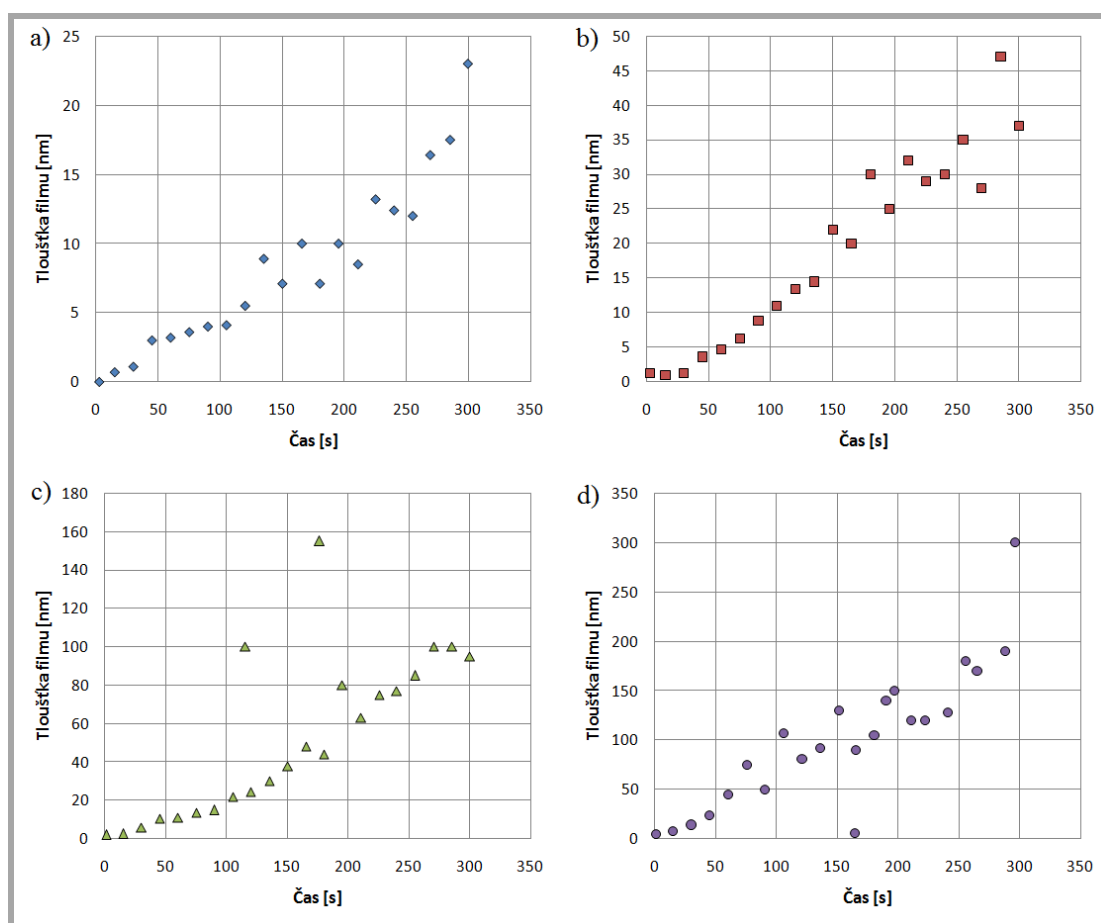
6.1 Utváření mazacího filmu při valení

6.1

6.1.1 Vliv vzájemné rychlosti povrchů

6.1.1

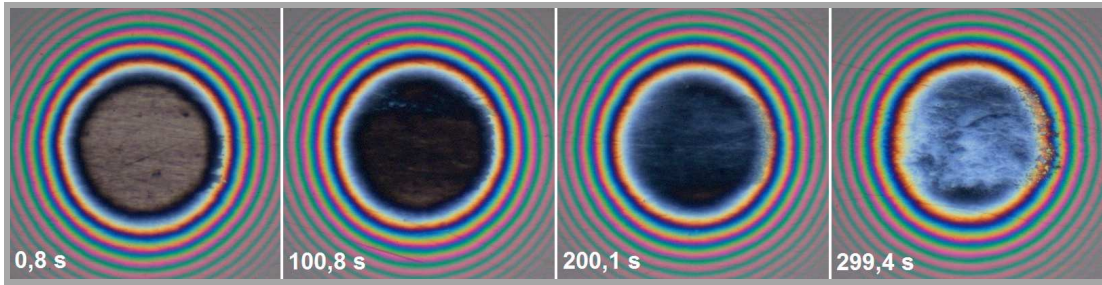
Vliv rychlosti na utváření mazacího filmu při valení byl zkoumán pro střední rychlosti v kontaktu 5,72, 10, 20 a 40 mm/s a bovinní sérum s koncentrací 25%, tj. s obsahem proteinů 13,9 mg/ml. Servomotor poháněl kloubní hlavici odvalující se po skleněném disku s konstantní rychlostí během celého měření. Disk nebyl připojen k servomotoru s převodovkou, tudíž nekladl žádný odpor otáčení. Měření probíhalo se zatížením 5 N a po dobu 300 s, přičemž bovinní sérum bylo dávkováno po dobu 180 s. Snímky kontaktní oblasti byly zaznamenávány s frekvencí 24 Hz, tj. celkový počet 7200 snímků. Z tohoto počtu snímků bylo vybráno 21 snímků s časovým rozestupem 15 s reprezentujících globální tendenci průběhu pro vyhodnocení tloušťky mazacího filmu. Zobrazená tloušťka filmu koresponduje s průměrnou tloušťkou v centrální části kontaktní oblasti. Pro zachycení trendu vývoje mazacího filmu a eliminaci odchylek byla měření minimálně dvakrát opakována.



Obr. 6.1: Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro rychlosti valení a) 5,72 mm/s, b) 10 mm/s, c) 20 mm/s, d) 40 mm/s.

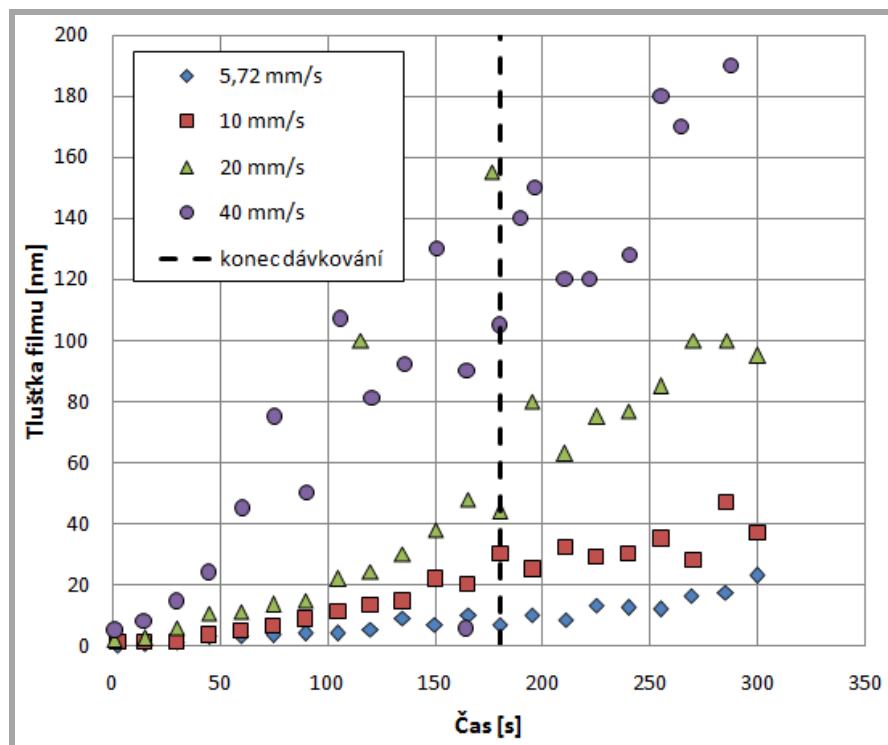
Na obr. 6.1 lze vidět průměrné tloušťky mazacího filmu v závislosti na čase pro jednotlivé rychlosti. Tloušťka filmu vykazuje tendenci růstu v čase, přičemž na konci

měření dosahovala hodnot 23 nm, 37 nm, 95 nm a 300 nm pro rychlosti 5,72, 10, 20 a 40 mm/s, respektive.



Obr. 6.2: Chromatické interferogramy pro různé časové okamžiky valení při rychlosti 20 mm/s.

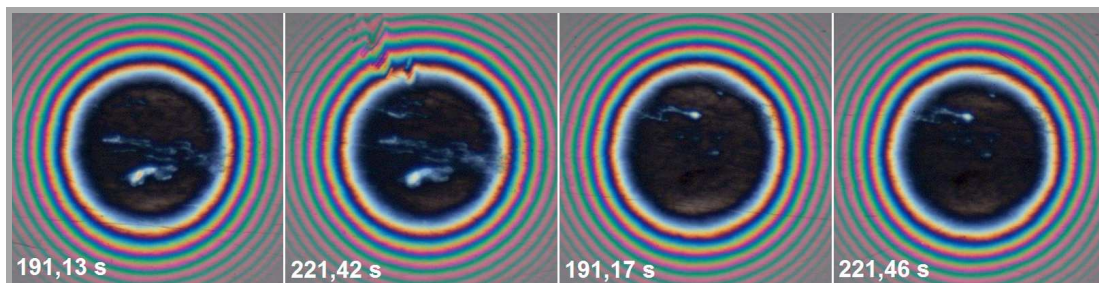
Z interferogramů zobrazující nárůst tloušťky filmu s časem pro rychlost 20 mm/s (obr. 6.2) je patrné rovnoměrné rozložení tloušťky v kontaktu během celého měření bez lokálních maxim způsobených proteinovými shluky. Porovnáme-li všechna provedená měření (obr. 6.3), lze pozorovat tendenci nárůstu tloušťky filmu s rostoucí rychlostí, přičemž s dvojnásobným nárůstem rychlosti naroste i tloušťka přibližně dvakrát.



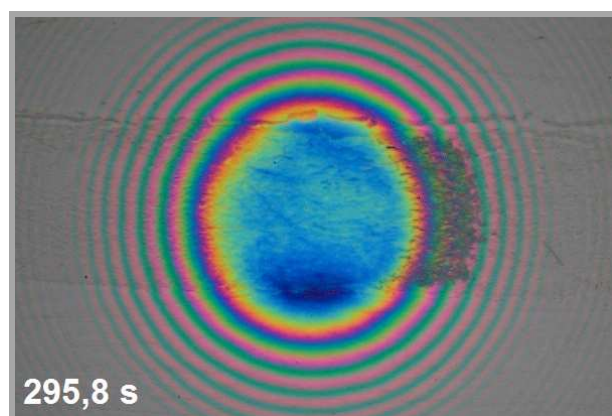
Obr. 6.3: Porovnání tloušťky filmu v závislosti na čase pro různé rychlosti valení.

Na obr. 6.4 jsou zobrazeny interferogramy pro valení s rychlostí 10 mm/s zachycující dvě stejná místa na disku v časovém rozmezí 30,29 s, tj. přesně po jedné otáčce disku. Jsou viditelné stejné shluky proteinů zachycené na disku, přičemž průchodem skrz zatížený kontakt nedošlo k žádné jejich změně. Na obr. 6.5 zachycující konec experimentu valení s rychlostí 40 mm/s je jasně patrná vrstva proteinů v dráze pohybu kontaktu. Šířka této vrstvy je přibližně stejně velká jako velikost kontaktní

oblasti. Lze předpokládat, že vrstva proteinů zachycená na disku utváří mazací film a na její tloušťku má vliv především rychlost otáčení disku, respektive jeho počet otočení. Pro nižší rychlosti již tato vrstva není příliš znatelná a i celková tloušťka mazacího filmu je nižší.



Obr. 6.4: Chromatické interferogramy v různých okamžicích při valení s rychlostí 10 mm/s.



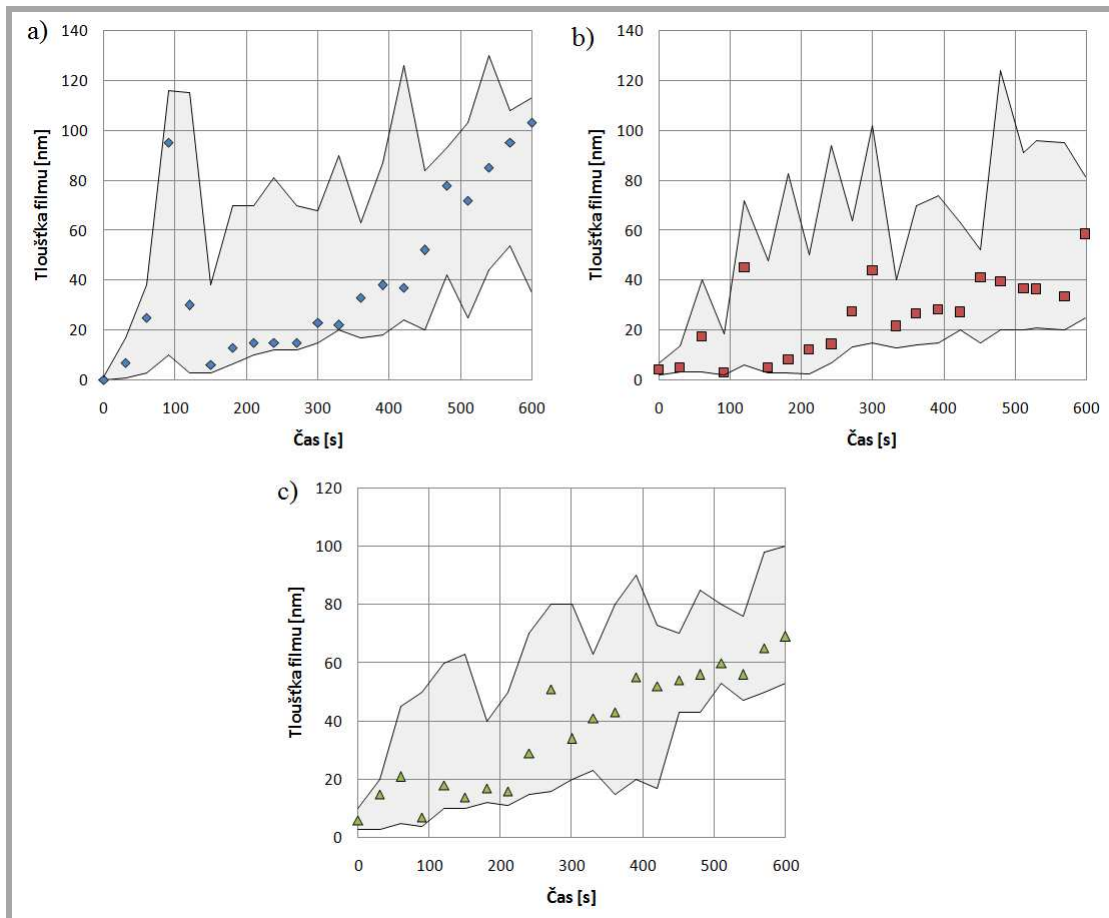
Obr. 6.5: Vrstva proteinů na disku v místě dráhy kontaktu.

6.1.2 Vliv koncentrace bovinního séra

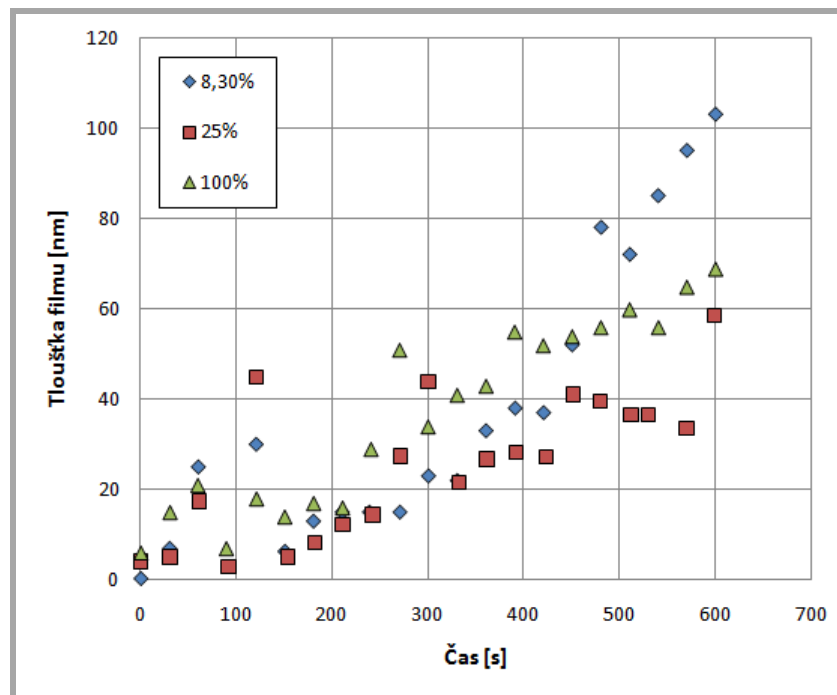
Dále byla zkoumána závislost koncentrace proteinů na tloušťce utvářeného mazacího filmu. K měření byly použity koncentrace bovinního séra 8,3%, 25% a 100% s obsahem proteinů 6,3, 18,8 a 75,3 mg/ml, respektive. Tloušťka filmu byla vyhodnocována v závislosti na čase a na rychlosti.

Časové závislosti byly získány snímáním kontaktní oblasti při čistém valení. Experiment trval 600 s, dávkování bovinního séra probíhalo po dobu 90 až 100 s a zatížení kontaktu bylo 5 N. Získané interferogramy byly vyhodnocovány v časovém rozmezí 30 s, tj. celkem 21 snímků. Byla zaznamenávána průměrná tloušťka mazacího filmu v centrální oblasti kontaktu a také její maximální a minimální hodnoty.

Obr. 6.6 zobrazuje tloušťku filmu v závislosti na čase pro jednotlivé koncentrace bovinního séra. Šedá oblast vymezuje maximální a minimální hodnoty v průběhu měření. Centrální tloušťka filmu na konci měření dosahovala hodnot 103, 59 a 69 nm pro koncentrace bovinního séra 8,3%, 25% a 100%, respektive.



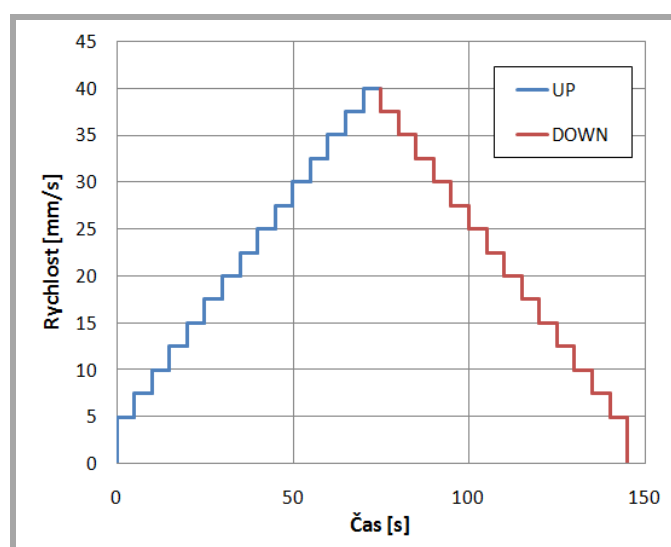
Obr. 6.6: Závislost tloušťky filmu na čase při valení pro koncentrace bovinního séra a) 8,3%, b) 25%, c) 100% s vyznačením lokálních maximálních hodnot tloušťky filmu.



Obr. 6.7: Porovnání tloušťek filmu v závislosti na čase při valení pro různé koncentrace bovinního séra.

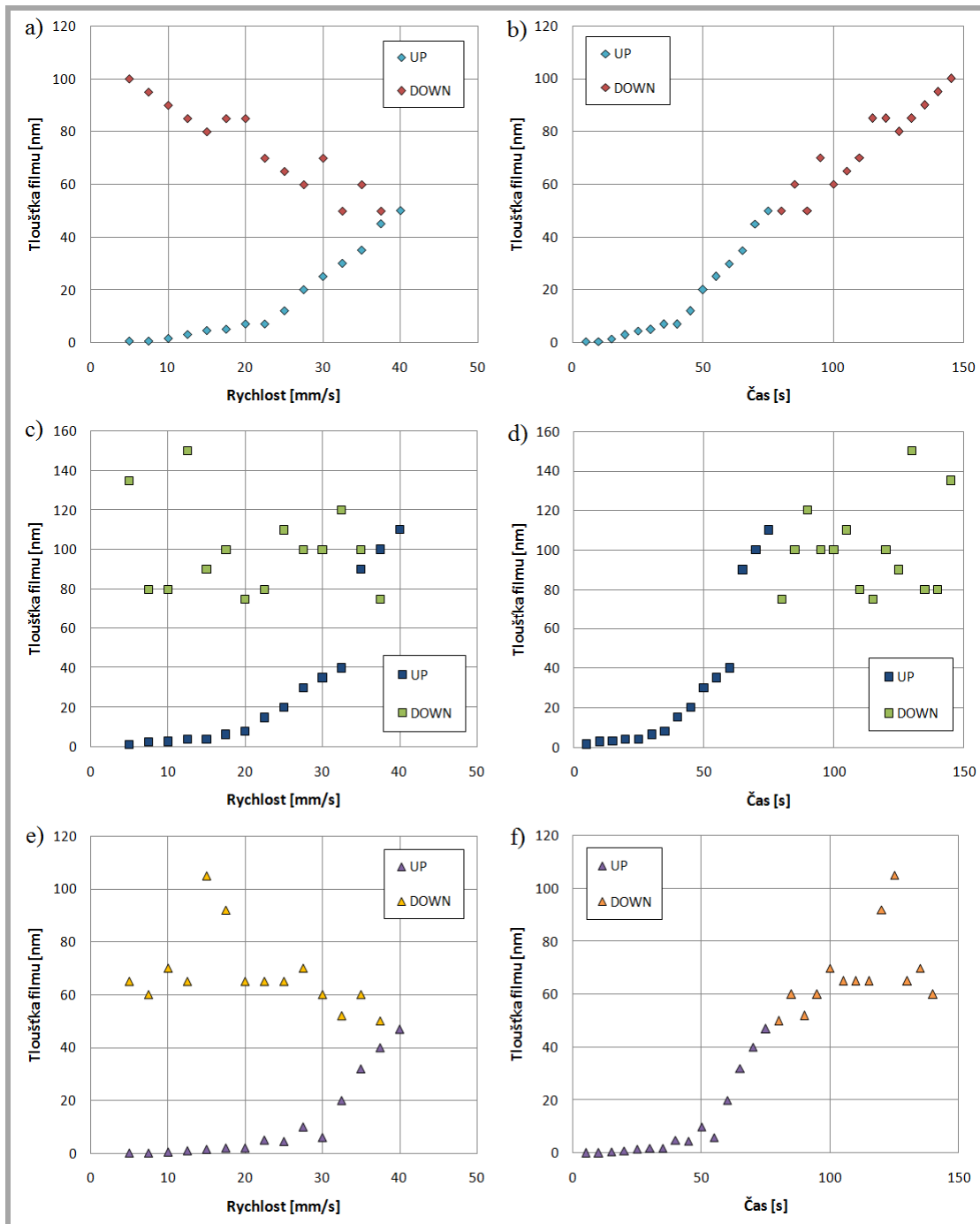
Z porovnání experimentů na obr. 6.7 je patrná stejná tendence utváření mazacího filmu, přičemž všechny použité koncentrace bovinního séra vytváří přibližně stejně tlustý mazací film v závislosti na čase. Z toho lze usuzovat, že koncentrace proteinů obsažených v mazivu nemá zásadní vliv na tloušťku mazacího filmu.

Charakteristiky závislosti tloušťky filmu na rychlosti byly získány také za čistého valení, ale s měnící se rychlostí v průběhu měření. Ta byla skokově měněna co 5 s s nárůstem 2,5 mm/s (obr. 6.8). Po ustálení chodu servomotoru (2 s) byly během 3 s získány tři interferogramy, poté došlo k dalšímu zvýšení rychlosti. Z každé sady tří snímků byl následně vyhodnocen jeden nejlépe charakterizující rozložení mazacího filmu v kontaktu. Měření trvalo 145 s, celkem bylo nasnímáno 87 snímků. Grafy rychlostních závislostí jsou rozděleny na část s rostoucí rychlostí (UP) a na část s klesající rychlostí (DOWN).



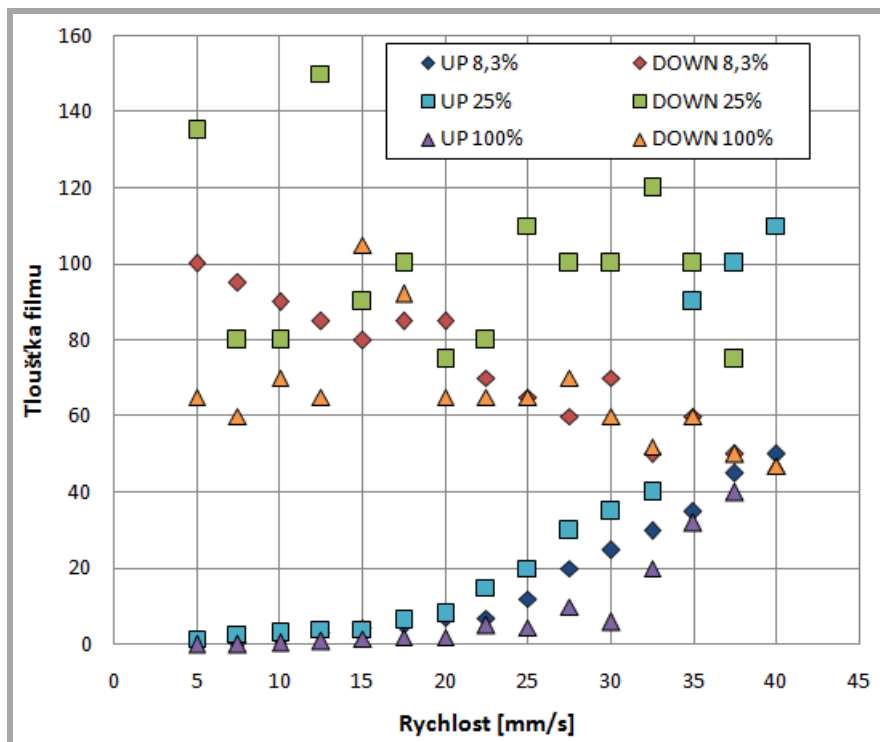
Obr. 6.8: Závislost rychlosti na čase pro měření s měnící se rychlostí; UP – rostoucí rychlost, DOWN – klesající rychlost.

Na obr. 6.9 jsou zobrazeny grafy pro jednotlivé koncentrace v závislosti na rychlosti a na čase. Tloušťka mazacího filmu vykazuje zpočátku velmi mírný nárůst, v čase 35 s a rychlosti 22,5 mm/s dosahuje velikostí pouze 7, 8, a 2 nm pro koncentrace 8,3%, 25% a 100%, respektive. Následně začíná být tendence růstu prudší a při maximální rychlosti 40 mm/s jsou tloušťky 50, 110 a 47 nm pro jednotlivé koncentrace.

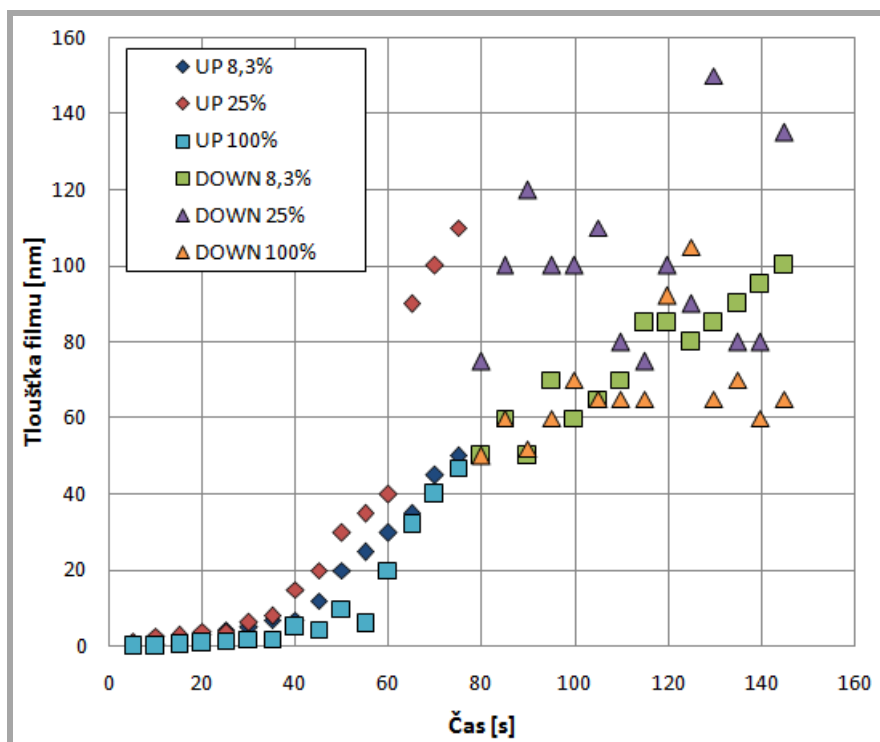


Obr. 6.9: Závislosti tloušťky filmu při valení a), b) na rychlosti resp. na čase pro bovinní sérum s koncentrací 8,3%, c), d) na rychlosti resp. na čase pro koncentraci 25%, e), f) na rychlosti resp. na čase pro koncentraci 100%.

S následujícím poklesem rychlosti ovšem dochází k dalšímu růstu tloušťky mazacího filmu a na konci měření získáváme hodnoty 100, 135 a 65 nm pro koncentrace 8,3%, 25% a 100%, respektive. S klesající rychlostí však lze pozorovat značný rozptyl hodnot, obzvláště u koncentrace 25%.



Obr. 6.10: Porovnání závislostí tloušťek filmu na rychlosti valení pro různé koncentrace bovinního séra.



Obr. 6.11: Porovnání závislostí tloušťek filmu na čase u valení pro různé koncentrace bovinního séra.

Z porovnání měření (obr. 6.10 a 6.11) je jasně patrná dříve uvedená nezávislost formování mazacího filmu na koncentraci bovinního séra. Taktéž se ukázala částečná

nezávislost utváření tloušťky mazacího filmu na rychlosti, kdy s rostoucí rychlostí dochází k růstu tloušťky mazacího filmu a s klesající rychlostí k dalšímu mírnému růstu. Na druhou stranu na obr. 6.10 zobrazujícím tloušťku mazacího filmu v závislosti na rychlosti lze pozorovat, že při rostoucí rychlosti dochází se zvyšováním rychlosti k prudšímu růstu tloušťky. Tento trend vykazovaly i experimenty s různými rychlostmi valení, kde pro vyšší rychlosti docházelo k rychlejšímu růstu tloušťky mazacího filmu (obr. 6.3).

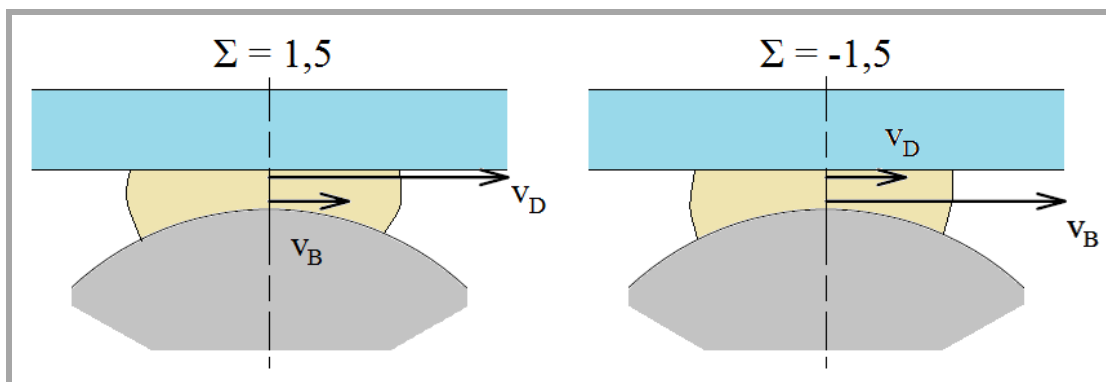
6.2 Utváření mazacího filmu při částečném skluzu

Chování mazacího filmu bylo pozorováno také při částečném skluzu. Rychlosti otáčení disku a hlavice byly řízeny servomotory v poměru daném rovnicí [45]:

$$\Sigma = \frac{2(v_D - v_B)}{v_D + v_B},$$

$$v_S = \frac{v_D + v_B}{2}$$

kde Σ je poměr skluz-valení, v_B je rychlost hlavice, v_D je rychlost disku a v_S je střední rychlost obou povrchů. Měření byly prováděny pro poměr skluzu a valení $\Sigma=1,5$ a $\Sigma=-1,5$, tj. disk rychlejší než hlavice a hlavice rychlejší než disk.



Obr. 6.12: Schematické znázornění poměru otáčení disku a hlavice při částečném skluzu.

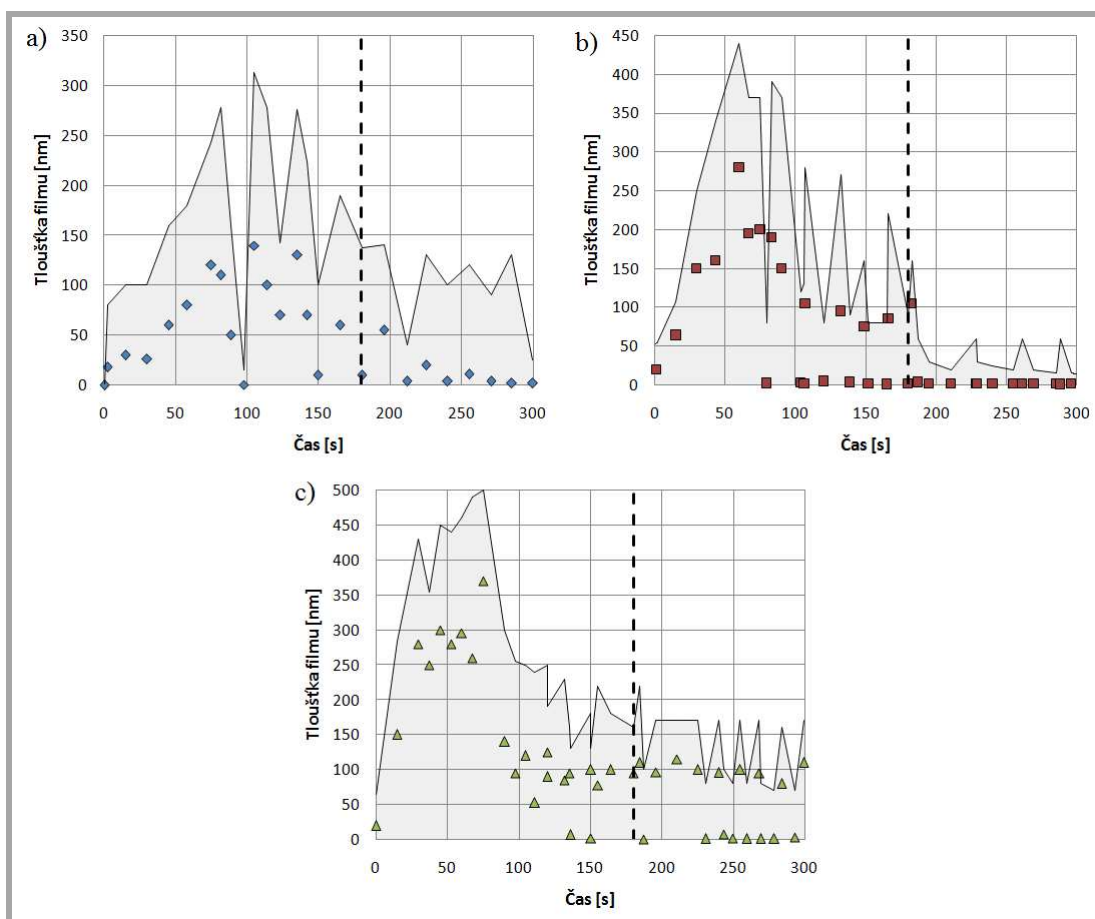
Tab. 6.1: Rozložení rychlostí při měření skluzu

	v_D [mm/s]	v_B [mm/s]	v_S [mm/s]
$\Sigma = 1,5$	10	1,43	5,71
	40	5,71	22,86
	70	10	40
$\Sigma = -1,5$	1,43	10	5,71

Formování mazacího filmu bylo zkoumáno pro kinematické poměry uvedené v tab. 6.1. Použité bovinní sérum mělo koncentraci 25 % a dávkováno bylo rychlostí 3,5 ml/min po dobu 180 s. Zatížení v kontaktu bylo 5 N a snímání probíhalo 300 s s frekvencí 24 Hz, tj. celkem 7200 snímků. Pro vyhodnocení tloušťky filmu bylo vybráno 25 až 40 snímků. Na obr. 6.13 je zobrazena časová závislost utváření mazacího filmu pro měření s poměrem skluz-valení $\Sigma=1,5$. Zobrazené hodnoty

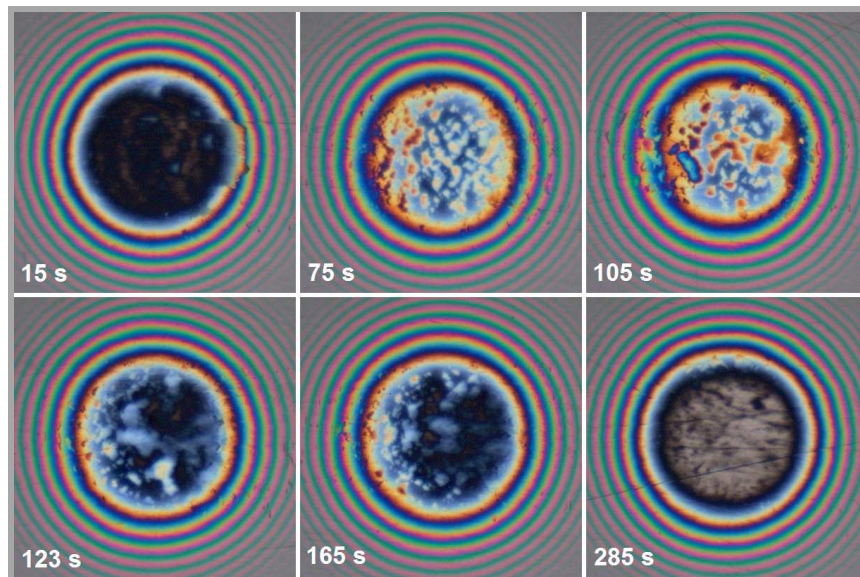
kořespondují s průměrnou tloušťkou mazacího filmu v kontaktní oblasti a šedá oblast vyznačuje maximální lokální hodnoty tloušťky filmu v kontaktu.

V utváření mazacího filmu lze pozorovat poměrně prudký nárůst tloušťky, kdy maximální hodnoty dosahovaly 120 nm a 370 nm v čase 60 s pro střední rychlosti 5,71 mm/s a 40 mm/s respektive a 280 nm v čase 75 s pro střední rychlost 22,86 mm/s. Poté dochází k postupnému snižování tloušťky na hodnoty 2 nm, 1,5 nm a 110 nm pro střední rychlosti 5,71 mm/s, 22,86 mm/s a 40 mm/s, respektive.



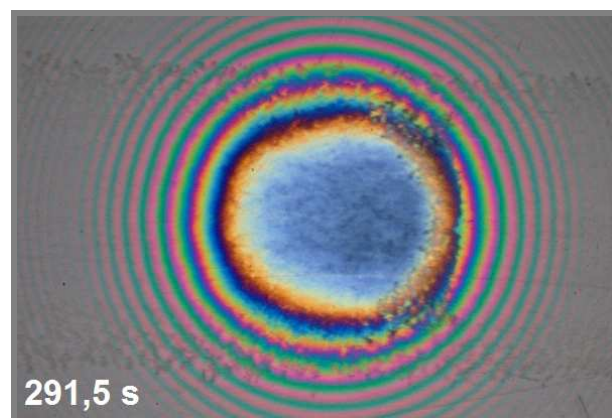
Obr. 6.13: Závislosti tloušťky filmu na čase pro skluz s poměrem $\Sigma=1,5$ (disk rychlejší než hlavice) pro střední rychlosti a) 5,72 mm/s, b) 22,86 mm/s, c) 40 mm/s s vyznačením lokálních maximálních hodnot. Přerušovaná čára značí konec dávkování bovinního séra.

Na obr. 6.14 jsou interferogramy zachycující průběh formování mazacího filmu při skluzu $\Sigma=1,5$ se střední rychlostí 5,72 mm/s. Je patrný počáteční nárůst tloušťky mazacího filmu a následné klesání, přičemž ke konci měření jsou pozorovatelné pouze malé proteinové shluky a průměrná centrální tloušťka je téměř nulová.



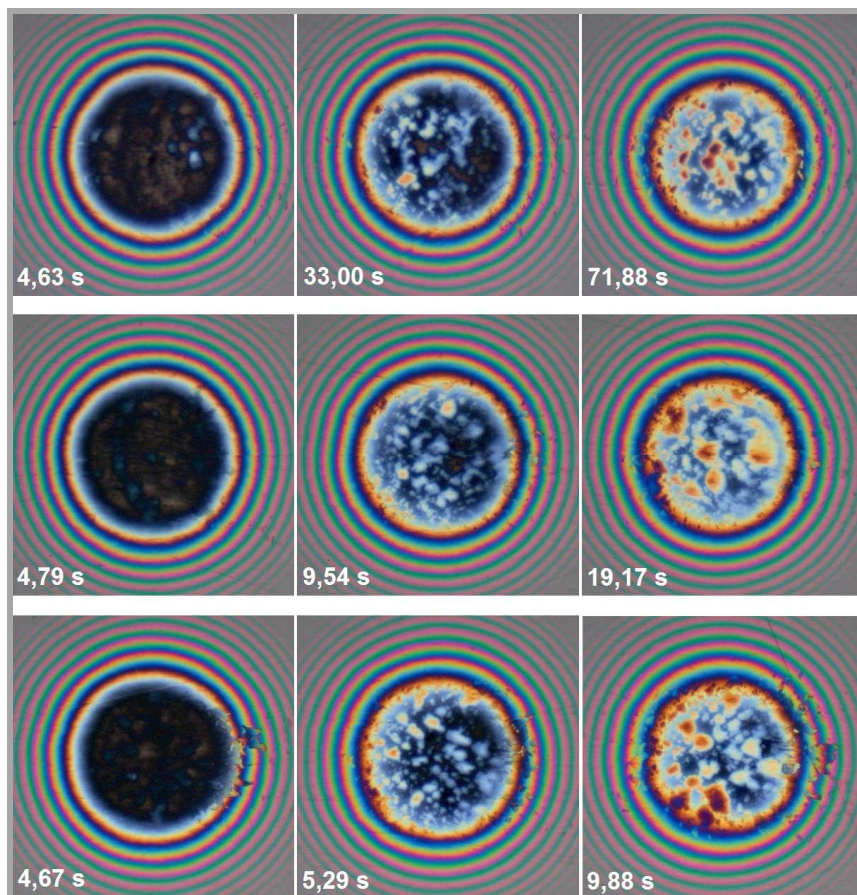
Obr. 6.14: Průběh formování mazacího filmu pro různé časové okamžiky skluzu $\Sigma=1,5$ a střední rychlost 5,72 mm/s.

Zajímavým poznatkem bylo, že při nejvyšších rychlostech otáčení disku docházelo k usazování vrstvy proteinů na disku v místě pohybu kontaktní oblasti (obr. 6.15). Stejná vrstva byla pozorována u valení s rychlostí 40 mm/s (obr. 6.5). Oproti valení je však tato vrstva mírně širší, než je velikost kontaktní oblasti.



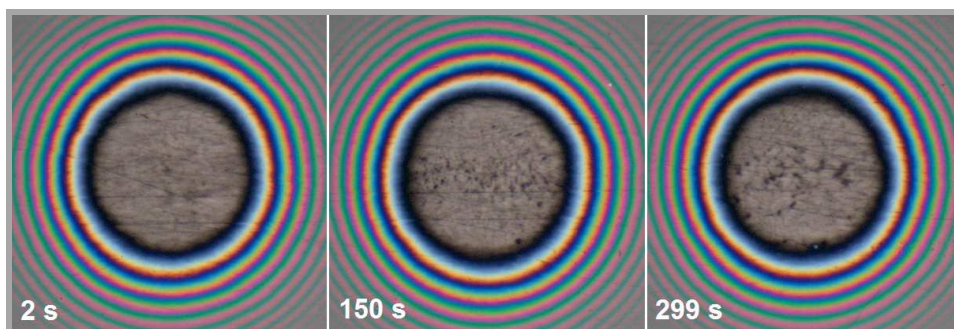
Obr. 6.15: Vrstva proteinů zachycená na disku pro skluz se střední rychlostí 40 mm/s.

Dalším překvapením bylo, že počáteční formování mazacího filmu nezávisí na rychlosti otáčení disku a hlavice. Na obr. 6.16 jsou zobrazeny chromatické interferogramy zachycující formování proteinů těsně po začátku experimentu a po jednom a druhém otočení disku. Lze pozorovat, že pro každé tři případy je rozložení i tloušťka proteinových shluků přibližně stejná a nárůst tloušťky mazacího filmu způsobuje vrstva proteinů zachycených na disku. Po otočení disku o 360° tedy dojde ke skokovému nárůstu tloušťky mazacího filmu. To potvrzuje již dříve pozorovaný fakt, že zachycování proteinů je primárně na disku.

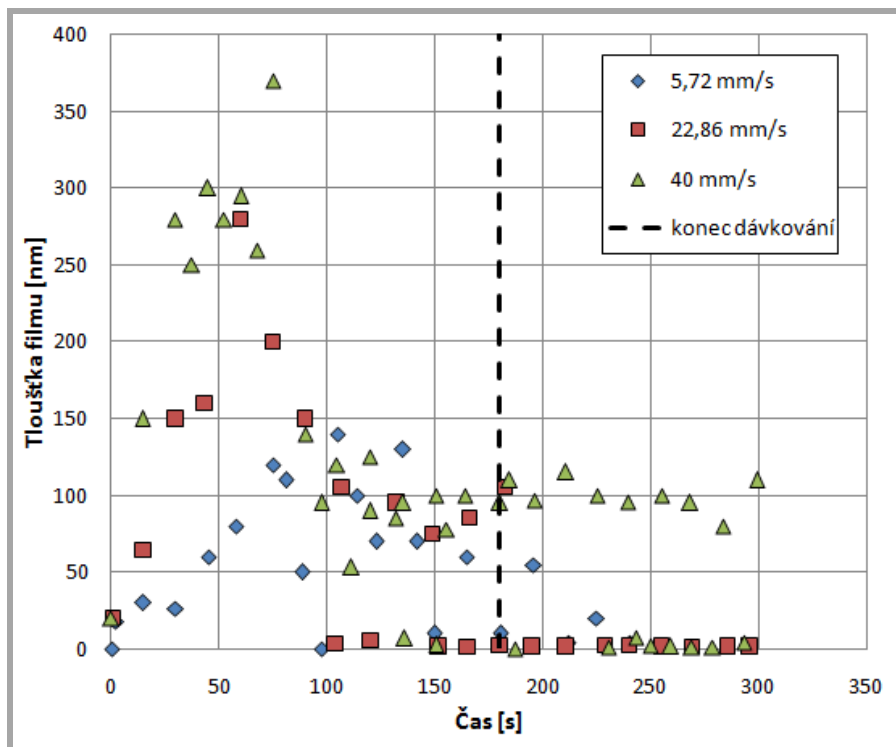


Obr. 6.16: Interferogramy zachycující nárůst tloušťky mazacího filmu v závislosti na otočení disku. První interferogramy (vlevo) zachycují počáteční formování proteinů, druhé (uprostřed) po jednom otočení disku a třetí (vpravo) po dalším otočení disku. Shora interferogramy pro střední rychlosti 5,72, 22,86 a 40 mm/s.

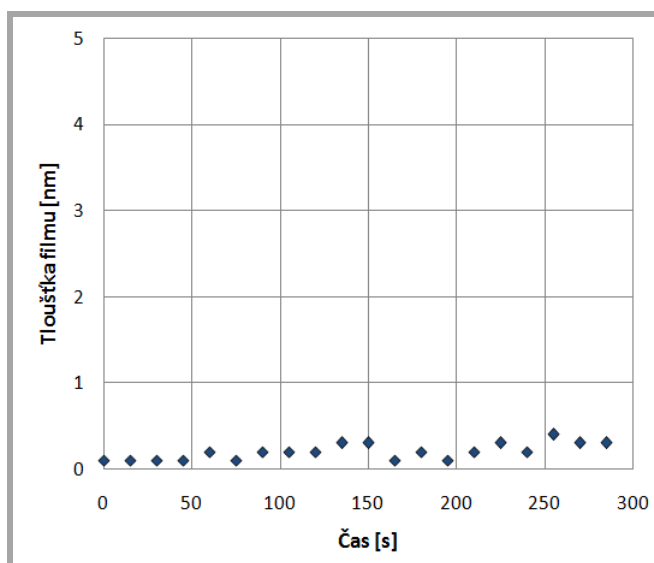
Rozdílné formování mazacího filmu vykazovaly experimenty s $\Sigma = -1,5$, kdy otáčení hlavice bylo rychlejší než otáčení disku. Tloušťky filmu dosahovaly během celého měření hodnot pouze v rozmezí několika desetin nanometru (obr. 6.19). Na obr. 6.17 jsou zobrazeny snímky kontaktu na začátku, v průběhu a na konci měření. S rostoucím časem lze pozorovat vznik malých proteinových shluků, přičemž jejich formování a tloušťka je diametrálně rozdílná od skluzu s opačnou rychlostí povrchů, tj. s rychlejším diskem oproti hlavici.



Obr. 6.17: Chromatické interferogramy v různých časových okamžicích při skluzu $\Sigma = -1,5$ a střední rychlosti 5,71 mm/s.



Obr. 6.18: Porovnání tloušťek mazacího filmu pro skluz s poměrem $\Sigma=1,5$ (disk rychlejší než hlavice) a různé střední rychlosti. Přerušovaná čára značí konec dávkování bovinního séra.



Obr. 6.19: Závislost tloušťky filmu na čase pro skluz s poměrem $\Sigma=1,5$ s střední rychlost 5,71 mm/s.

6.3 Diskuze výsledků

Z výsledků experimentů zkoumajících chování bovinního séra za různých podmínek je patrné, že na formování mazacího filmu má primární vliv strukturální změna proteinů obsažených v bovinním séru, přičemž jejich koncentrace v roztoku nehraje roli. Druhým faktorem, ovlivňujícím tloušťku a rychlost formování mazacího filmu, jsou kinematické poměry artikulujících povrchů. Je tedy možné shrnout následující poznatky:

1. Tloušťka mazacího filmu mezi skleněným diskem a kovovou hlavicí vykazuje časovou závislost, tj. narůstá s dobou experimentu, přičemž nárůst tloušťky vykazuje lineární závislost při konstantní rychlosti.
2. Koncentrace proteinů v bovinním séru nemá zásadní vliv na tloušťku mazacího filmu.
3. Poměr mezi rychlostí otáčení disku a hlavice při částečném skluzu má významný vliv na formování mazacího filmu. Je-li disk rychlejší než koule, dochází k prudkému nárůstu tloušťky filmu do řádů stovek nanometrů, zatímco je-li disk pomalejší než hlavice, tloušťky mazacího filmu se pohybují v řádově desetinách nanometrů.

Časovou závislost nárůstu tloušťky filmu publikoval i Fan et al. [32], přičemž předpokládal, že na utváření mazacího filmu má vliv kombinace hydrodynamické teorie a agregace a depozice proteinů. Myant et al. [1] uvedl, že během jeho experimentů docházelo k adsorpci proteinové vrstvy na CoCrMo hlavici. Toto zjištění podporuje i fakt, že některé proteiny adsorbují převážně na hydrofobní povrchy. Na druhou stranu, albumin a globulin patří mezi proteiny s nízkou vnitřní stabilitou, někdy též nazývané „měkké“, a tyto proteiny mají tendenci adsorbovat na všech površích, bez ohledu na jejich hydrofobicitu nebo hydrofilitu [46, 47]. To podporují i výsledky provedených experimentů, kde lze jasně pozorovat proteinové shluky zachycené na disku (obr. 6.4). Za zmínku stojí, že proteiny z povrchu mohou i desorbovat, přičemž na desorpci má vliv pH nebo změna koncentrace roztoku.

Degradace proteinů z roztoku bovinního séra, které následně ovlivňují výsledný mazací film, může být způsobena kromě již zmíněné adsorpce na artikulujících površích i dalšími způsoby, které ovlivňují teplota, pH, tlak, smyk, atd. [48] Bausch [48] uvedla mechanismy fyzikální degradace proteinů, mezi nimiž je nepřírozená agregace, precipitace a adsorpce. Agregace může být způsobena nečistotami v roztoku, což mohou být například poškozené nebo denaturované proteiny, které vedou ke vzniku rozpustných oligomerů a následně mohou sloužit jako jádra, která vyvolávají nahromadění dalších proteinů [48]. Aoki et al. [49] ve studii vlivu tlaku na bovinní sérum publikoval, že vlivem vysokého tlaku může roztok s agregáty přecházet na gel nebo precipitovat. O možnosti výskytu gelového nánosu informoval i Myant [1], který jej pozoroval ve vstupní oblasti do kontaktu při čistém skluzu s nehybnou hlavicí a rotujícím diskem.

Je známo, že roztoky makromolekulárních látek mohou za různých podmínek gelatinizovat, přičemž na vznik gelu má mimo jiné vliv i zvýšená koncentrace [50]. Lze tedy předpokládat, že převážně při skluzu může ve vstupní oblasti do kontaktu docházet k lokálnímu zvýšení koncentrace a tím i vzniku gelové fáze, která poté prochází kontaktní oblastí. Bausch také uvedla, že vlivem opakující se adsorpce a desorpce může dojít k dalším agregacím a denaturaci proteinů, což může způsobit až vyčerpání roztoku, tj. velké snížení obsahu přírodních proteinů. Denaturaci také může způsobit smykový tok, opakované vystavování novým fázovým rozhraním a vysoký tlak v řádech stovek MPa [48, 49]. Na rozdíl od adsorpce nebo agregace je proces denaturace proteinů nevratný a souvisí se změnami fyzikálních vlastností.

6.4 Předpokládaný model utváření mazacího filmu

Na základě uvedených skutečností lze tedy shrnout základní mechanismy ovlivňující formování mazacího filmu:

1. Adsorpce proteinů na povrchu disku a hlavice
2. Denaturace proteinů vlivem tlaku a smyku
3. Agregace kolem denaturovaných proteinů
4. Vznik gelové fáze z agregací a lokálního přesycení roztoku ve vstupní oblasti do kontaktu a depozice gelových částic na disku

Během valení dochází vlivem kontaktního tlaku k denaturaci proteinů, které následně působí jako zárodky pro tvorbu agregací. Tyto agregace vlivem tlaku přechází na gel a zachytávají se na disku. Proces může být doplněn adsorpcí proteinů na povrchu hlavice. S rostoucí rychlostí otáčení hlavice a disku dochází ke zrychlení celého procesu a tvorbě silnější gelové vrstvy na disku, tj. disk se častěji otočí a zachytává více částic.

Při skluzu s rychlejším diskem oproti hlavici ($\Sigma=1,5$) dochází k obdobnému mechanismu, který je navíc obohacen vznikem gelové fáze z lokálního přesycení roztoku ve vstupní oblasti. Jak je patrné z obr. 6.16, velikost smykové rychlosti na formování proteinů nemá vliv a opět záleží pouze na rychlosti otáčení disku a tím na množství gelových částic zachycených na disku. Lze předpokládat, že vlivem shlukování a vzniku gelové fáze dochází ke značnému snížení obsahu původních proteinů v roztoku, který tvoří zaplavený meniskus kolem kontaktní oblasti. Po jejich vyčerpání dojde k zastavení tvorby nových shluků a tím k poklesu tloušťky filmu (obr. 6.13). Ačkoliv dochází k dávkování maziva v délce 180 s, vlivem toho, že mazivo pouze odkapává z injekční jehly na hlavici a hlavice se při skluzu poměrně pomalu otáčí, velká část maziva steče ještě před dosažením kontaktní oblasti a není zajištěn přísun čerstvého maziva do kontaktu.

Na druhou stranu u skluzu s rychlejší hlavici oproti disku ($\Sigma=-1,5$) může také docházet k tvorbě agregací a jejich zachytávání na disku. Tato reakce však může být

reverzibilní a vlivem velmi pomalé rychlosti otáčení disku, kdy jedna otáčka trvá cca 229 s, mohou shluky opět přejít v roztok.

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo provést analýzu tloušťky mazacího filmu mezi třecími povrchy kyčelního kloubu pomocí metody kolorimetrické interferometrie. Byly provedeny a vyhodnoceny experimenty zkoumající formování mazacího filmu s obsahem proteinů v závislosti jak na době experimentu a různých kinematických poměrech, tak i při různých koncentracích proteinů v mazivu. Z prezentovaných výsledků lze shrnout základní poznatky, jako nezávislost tloušťky mazacího filmu na obsahu proteinů v mazivu, časovou závislost formování mazacího filmu a významný vliv různých rychlostí artikulujících povrchů na formování mazacího filmu.

Dále bylo navrženo a vyrobeno uchycení kyčelní kloubní hlavice v tribometru umožňující oproti stávajícímu řešení využití celého povrchu hlavice pro experimenty měření tloušťky mazacího filmu při skluzu.

V závěru práce byla na základě literatury provedena diskuze výsledků, která shrnuje dostupné související poznatky o chování proteinů při různých mechanických vlivech. Ze zjištěných informací byl následně uveden předpokládaný model formování proteinů v mazacím filmu, který se snaží vysvětlit chování maziva při prováděných experimentech. Tím také byly splněny všechny cíle této práce.

Provedené experimenty uvedené v této diplomové práci se soustředily převážně na zkoumání vlivu různých kinematických podmínek na tloušťku a formování mazacího filmu s obsahem proteinů. Jako pokračování tohoto výzkumu by bylo vhodné se blíže přiblížit podmínkám vyskytujících se v reálném kyčelním kloubu. S tím souvisí experimenty zahrnující:

- Vliv čistého skluzu, který se převážně vyskytuje v kloubních spojeních
- Vliv teploty na mazací film
- Vliv ostatních složek synoviální kapaliny na utváření mazacího filmu
- Porovnání utváření mazacího filmu u různých materiálů, např. keramika a kov
- Vliv proměnných podmínek zatížení simulující zátěžný cyklus během chůze
- Vliv konformity povrchů během experimentů mapování tloušťky filmu

Vzhledem k potenciálu této oblasti vývoje má autor v plánu se v rámci doktorského studia začlenit do biotribologického týmu a dále se věnovat provádění plánovaných experimentů.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] MYANT, C., UNDERWOOD, R., FAN, J., CANN, P.M. *Lubrication of metal-on-metal hip joints: The effect of protein content and load on film formation and wear*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2012, roč. 6, č. 1, s. 30-40. ISSN 17516161.
- [2] KURTZ, S. M. *Total hip arthroplasty demand rising on a global level*. Healio orthopedics [online]. 2010 [cit. 2012-04-21]. Dostupné z: <http://www.healio.com/Orthopedics/news/print/orthopedics-today/%7BB5B93EA6-D765-491E-B6CE-A8DF67C32494%7D/Total-hip-arthroplasty-demand-rising-on-a-global-level>
- [3] MN Community Measurement *Total Knee Replacement: Impact and Recommendation Document* June 2010. 2010, 5 s. Dostupné z: http://www.health.state.mn.us/healthreform/measurement/2010_TotalKneeReplacement.pdf
- [4] NEČAS, L. A KOL. *Slovenský artroplastický register: Analýza 2003 - 2008*. Dolný Kubín: Art AIR Center, 2009. ISBN 978-80-970150-3-9.
- [5] 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.
- [6] CORBETT, K. L., LOSINA, E., NTI, A. A., PROKOPETZ, J. J. Z, KATZ, J. N., RANNOU, F. P. *Population-Based Rates of Revision of Primary Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review*. PLoS ONE. 2010, roč. 5, č. 10. ISSN 1932-6203.
- [7] UNSWORTH, A., SCHOLE, S. C., SMITH, S. L., ELFICK, A. P. D., ASH, H. A. *Tribology of replacement hip joints*. Tribology series. 2000, roč. 38, č. 1, s. 195-202. ISSN 0167-8922.
- [8] JIN, Z. M., STONE, M., INGHAM, E., FISHER, J. (v) *Biotribology*. Current Orthopaedics. 2006, roč. 20, č. 1, s. 32-40. ISSN 02680890.
- [9] KAMALI, A. *Hip Joint Tribology*. Modern Hip Resurfacing. McMinn, Derek J. W. London: Springer, 2009, s. 79-89. ISBN 978-1-84800-088-9.
- [10] WALKER, P. S., DOWSON, D., LONGFIELD, M. D., WRIGHT, V. *"Boosted lubrication" in synovial joints by fluid entrapment and enrichment*. Annals of the Rheumatic Diseases. 1968, roč. 27, č. 6, s. 512-520. ISSN 0003-4967. DOI: 10.1136/ard.27.6.512.

- [11] DOWSON, D. *New joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2001, roč. 215, č. 4, s. 335-358. ISSN 0954-4119.
- [12] SHIGLEY, J. E., MISCHKE Ch. R., BUDYNAS R. G. *Konstruování strojních součástí*. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2010, 1159 s. ISBN 978-80-214-2629-0.
- [13] JIN, Z. M., DOWSON, D., FISHER, J. *Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 1997, roč. 211, č. 3, s. 247-256. ISSN 0954-4119.
- [14] DOWSON, D., JIN, Z. M. *Metal-on-metal hip joint tribology*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2006-1-1, roč. 220, č. 2, s. 107-118. ISSN 0954-4119.
- [15] Knee Replacement Surgery in India. *India Surgery Knee Replacements*, India Cost Knee Replacements Surgery [online]. 2011 [cit. 2012-05-05]. Dostupné z: <http://www.indiasurgerytour.com/india-orthopedic-surgery/knee-replacement/india-surgery-knee-replacement.html>
- [16] MATTEI, L., DI PUCCIO, F., PICCIGALLO, B., CIULLI, E. *Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review*. Tribology International. 2011, roč. 44, č. 5, s. 532-549. ISSN 0301679x.
- [17] FRANTA, L., J. PRAŽÁK, J. *The Problems of Effective Coefficient of Static Friction at Friction Surfaces of Joint Replacement*. Inženýrská mechanika. 2004, č. 1, 6 s.
- [18] MAVRAKI, A., CANN, P. M. *Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology. 2009, roč. 223, č. 3, s. 325-335. ISSN 1350-6501.
- [19] ACCARDI, M. A., DINI, D., CANN, P. M. *Experimental and numerical investigation of the behaviour of articular cartilage under shear loading? Interstitial fluid pressurisation and lubrication mechanisms*. Tribology International. 2011, roč. 44, č. 5, s. 565-578. ISSN 0301679x.
- [20] STEWART, T. D. *Tribology of artificial joints*. Orthopaedics and Trauma. 2010, roč. 24, č. 6, s. 435-440. ISSN 18771327.
- [21] JIN, Z. M., MEDLEY, J. B., DOWSON, D. *Fluid film lubrication in artificial hip joints*. Tribology series. 2003, roč. 41, č. 1, s. 237-256. ISSN 0167-8922.

- [22] NEDOMA, J., STEHLÍK, J., BARTOŠ, M., DENK, F., DŽUPA, V., FOUSEK, J., HLAVÁČEK, I., KLÉZL, Z., KVĚT, I. *Intranet.EuroMISE.cz: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí* [online]. 2005 [cit. 2012-04-11]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech>
- [23] KNAHR, K. *Tribology in total hip arthroplasty*. New York: Springer, c2011, 233 s. EFORT reference in orthopaedics and traumatology. ISBN 36-421-9429-X.
- [24] HAMELYNCK, K. J. *Ceramic Surface Engineered Metal-on-Metal Hips system for Total Hip Arthroplasty and Resurfacing Hip Arthroplasty: The design rationale, pre-clinical testing and interim report on 2- 7 years of clinical results*. Buxtehude, Germany, 2010.
- [25] KURTZ, S. M. *UHMWPE biomaterials handbook*. 2nd ed. Amsterdam: Academic, 2009. ISBN 978-012-3747-211.
- [26] ETERNITY TiHA est un cotyle céramique - céramique. *BIOMET: One surgeon. One patient*. [online]. 2012 [cit. 2012-05-06]. Dostupné z: <http://www.biomet.fr/francais-med-home/hips-med-fr/primaryhip-fr/eternity>
- [27] SMITH & NEPHEW, Inc. *Oxinium femoral heads*. 2003, 16 s. Dostupné z: http://www5.aaos.org/oko/sponsors/sno/oxinium_brochure.pdf
- [28] BIGSBY, R. J. A., AUGER, D. D., JIN, Z. M., DOWSON, D., HARDAKER, C. S., FISHER, J. *A comparative tribological study of the wear of composite cushion cups in a physiological hip joint simulator*. *Journal of Biomechanics*. 1998, roč. 31, č. 4, s. 363-369. ISSN 00219290
- [29] DOWSON, D. *Tribological principles in metal-on-metal hip joint design*. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2006, roč. 220, č. 2, s. 161-171. ISSN 0954-4119.
- [30] WIMMER, M. A., SPRECHER, C., HAUERT, R., TÄGER, G., FISCHER, A. *Tribochemical reaction on metal-on-metal hip joint bearings*. *Wear*. 2003, roč. 255, 7-12, s. 1007-1014. ISSN 00431648.
- [31] MAVRAKI, A., CANN, P. M. *Lubricating film thickness measurements with bovine serum*. *Tribology International*. 2011, roč. 44, č. 5, s. 550-556. ISSN 0301679x.
- [32] FAN, J., MYANT, C. W., UNDERWOOD, R., CANN, P. M., HART, A. *Inlet protein aggregation: a new mechanism for lubricating film formation with model synovial fluids*. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2011, roč. 225, č. 7, s. 696-709. ISSN 0954-4119.

- [33] PRAMANIK, S., AGARWAL, A. K., RAI, K. N. *Chronology of Total Hip Joint Replacement and Material Development*. Trends Biomater. Artif. Organs. 2005, č. 19, s. 15-26.
- [34] JALALI-VAHID, D., JAGATIA, M., JIN, Z. M., DOWSON, D. *Prediction of lubricating film thickness in UHMWPE hip joint replacements*. Journal of Biomechanics. 2001, roč. 34, č. 2, s. 261-266. ISSN 00219290.
- [35] UDOFIA, I.J., JIN, Z. M. *Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip-resurfacing prostheses*. Journal of Biomechanics. 2003, roč. 36, č. 4, s. 537-544. ISSN 00219290.
- [36] LIU, F., JIN, Z., Paul ROBERTS, P., GRIGORIS, P. *Effect of bearing geometry and structure support on transient elastohydrodynamic lubrication of metal-on-metal hip implants*. Journal of Biomechanics. 2007, roč. 40, č. 6, s. 1340-1349. ISSN 00219290.
- [37] WANG, A., ESSNER, A., SCHMIDIG, G. *The effects of lubricant composition on in vitro wear testing of polymeric acetabular components*. Journal of Biomedical Materials Research. 2004, 68B, č. 1, s. 45-52. ISSN 0021-9304.
- [38] SCHOLE, S. C., UNSWORTH, A. *The Effects of Proteins on the Friction and Lubrication of Artificial Joints*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2006, roč. 220, č. 6, s. 687-693. ISSN 0954-4119.
- [39] *Výzkum tribologie - vybavení*. Ústav konstruování - FSI VUT Brno [online]. 2007 [cit. 2012-04-11]. Dostupné z: http://uk.fme.vutbr.cz/www_uk/texty/vyzkum_tribologie/vybaveni
- [40] ČUDEK, V. *Studium tenkých mazacích filmů spektroskopickou reflektometrií: Thin lubricant films study using spectroscopic reflectometry*. Brno, 2010. 105 s. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [41] POLIŠČUK, R. *Aplikace barevného vidění při studiu elastohydrodynamického mazání*. Brno, 2004. 63 s. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [42] ZIMMERMAN, M. *Chování EHD mazacího filmu při náhlých změnách rychlosti a zatížení*. Brno, 2011. 105 s. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [43] *NE-1000 Programmable Single Syringe Pump*. NEW ERA: Pump Systems Inc. [online]. 2004 [cit. 2012-05-08]. Dostupné z: <http://www.syringepump.com/NE-1000.php>

- [44] KOŠŤÁL, D. *Studium utváření mazacích filmů za podmínek nedostatečného zásobování kontaktu mazivem*. Brno, 2011. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [45] KŘUPKA, I., VRBKA, M., HARTL, M. *Effect of surface texturing on mixed lubricated non-conformal contacts*. Tribology International. 2008, roč. 41, č. 11, s. 1063-1073. ISSN 0301679x.
- [46] NAKANISHI, K., SAKIYAMA, T., IMAMURA, K. *On the adsorption of proteins on solid surfaces, a common but very complicated phenomenon*. Journal of Bioscience and Bioengineering. 2001, roč. 91, č. 3, s. 233-244. ISSN 13891723.
- [47] DIETSCHWEILER, C. *Protein adsorption at solid surfaces*. Zürich, 2008. Term paper. Swiss Federal Institute of Technology, Zürich.
- [48] BAUSCH, U. J. *Impact of Filling Processes on Protein Solutions*. Basel, 2008. Disertační práce. Universität Basel.
- [49] AOKI, K., HIRAMATSU, K., TANAKA, M., KANESHINA, S. *Bovine serum albumin exposed to high pressure*. Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Protein Structure. 1968, roč. 160, č. 3, s. 368-377. ISSN 00052795.
- [50] KVÍTEK, L., PANÁČEK, A. *Základy koloidní chemie*. Olomouc, 2007. Dostupné z: <http://fch.upol.cz/skripta/kol/koch.pdf>
- [51] MYANT, C., CANN, P., *In contact observation of model synovial fluid lubricating mechanisms*, Tribology International, Available online 5 May 2012, ISSN 0301-679X
- [52] Limity technologie implantací totálních endoprotéz. *ORTHES* [online]. 2001 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: www.orthes.cz/limitations.htm
- [53] Uvolnění totální protézy kyčelního kloubu. *ZDN* [online]. 2001 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/uvolneni-totalni-protezy-kycelniho-kloubu-134311

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

μ	[-]	- koeficient tření
F	[N]	- síla
W	[N]	- normálová síla
T	[Nm]	- třecí moment
r	[m]	- poloměr
S	[-]	- Sommerfeldovo číslo
u	[m.s ⁻¹]	- rychlost
η	[Pa.s]	- dynamická viskozita
λ	[-]	- parametr mazání
h	[m]	- tloušťka
R _a	[m]	- drsnost povrchu
E	[Pa]	- modul pružnosti
s	[-]	- řád interference
λ	[m]	- vlnová délka
n	[-]	- index lomu
φ	[-]	- změna fáze
a	[m]	- poloměr kontaktní oblasti
p	[Pa]	- tlak
R	[m]	- redukovaný poloměr
E*	[Pa]	- redukovaný modul pružnosti
Σ	[-]	- poměr skluz/valení
v	[m.s ⁻¹]	- rychlost

HD	- hydrodynamický
EHD	- elastohydrodynamický
PTFE	- polytetraflouretylen (teflon)
PE	- polyetylen
UHMWPE	- vysokomolekulární polyetylen
HXPE	- vysoce síťovaný polyetylen
CMC	- karboxymethylcelulóza
PVD	- physical vapour deposition
MTM	- mini traction machine

SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1.1: Vývoj primárních (modrá) a revizních (červená) operací kyčelního kloubu v letech 1999 až 2008 na Slovensku [4]

Obr. 1.2: Vývoj primárních (modrá) a revizních (červená) operací kolenního kloubu v letech 1999 až 2008 na Slovensku [4]

Obr. 1.3: Vývoj věkového rozložení pacientů u totální náhrady kyčelního kloubu v letech 2000 až 2010 [5]

Obr. 1.3: Vývoj rozložení primárních a revizních operací kyčelních náhrad v letech 2000 až 2010 a rozložení příčin revizních operací [5]

Obr. 2.1: Koeficienty tření vzhledem k režimu mazání [8]

Obr. 2.2: Stavba kyčelního kloubu, znázornění umělého kyčelního kolenního kloubu [15, 16]

Obr. 2.3: Kloubní hlavice a jamky s TiNbN povlakem [23]

Obr. 2.4: Kloubní hlavice a jamky BIOLOX forte a BIOLOX delta [26]

Obr. 2.5: Porovnání struktury čistého oxidu hlinitého Biolox forte a keramiky Biolox delta [23]

Obr. 2.6: Kyčelní kloubní jamka TriboFit [23]

Obr. 2.7: Závislost minimální tloušťky filmu na radiální vůli pro kloubní spojení kov-kov [13]

Obr. 2.8: Vliv poloměru hlavice, radiální vůle, tloušťky UHMWPE jamky a modulu pružnosti UHMWPE na předpovídanou tloušťku mazacího filmu [34]

Obr. 2.9: Změna vertikálního zatížení a úhlové natočení kloubu během chůze [36].

Obr. 2.10: Porovnání minimální a centrální tloušťky mazacího filmu a maximálního kontaktního tlaku během chůze [36]

Obr. 2.11: Tloušťka filmu jako funkce rychlosti pro 50% bovinní sérum [18]

Obr. 2.12: Porovnání tloušťky mazacího filmu 100% bovinního séra v závislosti na rychlosti pro valení a skluz při 37°C. [31]

Obr. 5.1: Experimentální pracoviště. 1 – vysokorychlostní kamera, 2 – mikroskop, 3 – tribologický simulátor, 4 – dávkovač maziva, 5 – xenonová lampa, 6 – PC s vyhodnocovacím softwarem

Obr. 5.2: Tribologický simulátor. 1 – servopohon koule, 2 – servopohon disku, 3 – skleněný disk, 4 – závaží, 5 – polohovací stůl [40]

Obr. 5.3: Schéma rozdělení světelných svazků na rozhraních soustavy [41]

Obr. 5.4: Monochromatický a chromatický interferogram sloužící ke kalibraci v programu ACHILES.

Obr. 5.5: Schéma experimentu.

Obr. 5.6: Držák uchycení kloubní hlavice v tribologickém simulátoru.

Obr. 5.7: Dávkovač maziva New Era Syringe Pump NE-1000 [43]

Obr. 5.9: Schéma uchycení hlavice pro měření skluzu.

Obr. 5.8: Tribologický simulátor hladovějícího kontaktu. [44]

Obr. 5.10: Nové uchycení hlavice na tribometru.

Obr. 6.1: Závislost tloušťky mazacího filmu na čase pro rychlosti valení a) 5,72 mm/s, b) 10 mm/s, c) 20 mm/s, d) 40 mm/s.

Obr. 6.2: Chromatické interferogramy pro různé časové okamžiky valení při rychlosti 20 mm/s.

Obr. 6.3: Porovnání tloušťky filmu v závislosti na čase pro různé rychlosti valení.

Obr. 6.4: Chromatické interferogramy v různých okamžicích při valení s rychlostí 10 mm/s.

Obr. 6.5: Vrstva proteinů na disku v místě dráhy kontaktu.

Obr. 6.7: Porovnání tloušťek filmu v závislosti na čase při valení pro různé koncentrace bovinního séra.

Obr. 6.6: Závislost tloušťky filmu na čase při valení pro koncentrace bovinního séra a) 8,3%, b) 25%, c) 100% s vyznačením lokálních maximálních hodnot tloušťky filmu.

Obr. 6.8: Závislost rychlosti na čase pro měření s měnící se rychlostí; UP – rostoucí rychlost, DOWN – klesající rychlost.

Obr. 6.9: Závislosti tloušťky filmu při valení a), b) na rychlosti resp. na čase pro bovinní sérum s koncentrací 8,3%, c), d) na rychlosti resp. na čase pro koncentraci 25%, e), f) na rychlosti resp. na čase pro koncentraci 100%.

Obr. 6.11: Porovnání závislostí tloušťek filmu na čase u valení pro různé koncentrace bovinního séra.

Obr. 6.10: Porovnání závislostí tloušťek filmu na rychlosti valení pro různé koncentrace bovinního séra.

Obr. 6.12: Schematické znázornění poměru otáčení disku a hlavice při částečném skluzu.

Obr. 6.13: Závislosti tloušťky filmu na čase pro skluz s poměrem $\Sigma=1,5$ (disk rychlejší než hlavice) pro střední rychlosti a) 5,72 mm/s, b) 22,86 mm/s, c) 40 mm/s s vyznačením lokálních maximálních hodnot. Přerušovaná čára značí konec dávkování bovinního séra.

Obr. 6.14: Průběh formování mazacího filmu pro různé časové okamžiky skluzu $\Sigma=1,5$ a střední rychlost 5,72 mm/s.

Obr. 6.15: Vrstva proteinů zachycená na disku pro skluz se střední rychlostí 40 mm/s.

Obr. 6.16: Interferogramy zachycující nárůst tloušťky mazacího filmu v závislosti na otočení disku. První interferogramy (vlevo) zachycují počáteční formování proteinů, druhé (uprostřed) po jednom otočení disku a třetí (vpravo) po dalším otočení disku. Shora interferogramy pro střední rychlosti 5,72, 22,86 a 40 mm/s.

Obr. 6.17: Chromatické interferogramy v různých časových okamžicích při skluzu $\Sigma=-1,5$ a střední rychlosti 5,71 mm/s.

Obr. 6.18: Porovnání tloušťek mazacího filmu pro skluz s poměrem $\Sigma=1,5$ (disk rychlejší než hlavice) a různé střední rychlosti. Přerušovaná čára značí konec dávkování bovinního séra.

Obr. 6.19: Závislost tloušťky filmu na čase pro skluz s poměrem $\Sigma=-1,5$ s střední rychlost 5,71 mm/s.

SEZNAM TABULEK

Tab. 2.1: Koeficient tření pro různé režimy mazání [11]

Tab. 2.2: Srovnání opotřebení jednotlivých materiálových kombinací [33]

Tab. 2.3: Koncentrace proteinů a poměr albumin vs. globulin pro bovinní sérum a synoviální kapaliny [37]

Tab. 6.1: Rozložení rychlostí při měření skluzu

SEZNAM PŘÍLOH

Výkresová dokumentace

Číslo	Název	Číslo výkresu
1	NAKLÁPĚCÍ ÚCHYT	2-5O95-1/0
2	VANA	2-5O95-1/1
3	DRŽÁK	3-5O95-1/3
4	KOLÉBKA	3-5O95-1/4
5	KUŽEL MALÝ	3-5O95-1/5
6	KUŽEL STŘEDNÍ	3-5O95-1/6
7	KUŽEL VELKÝ	3-5O95-1/7
8	ČEP	3-5O95-1/8
9	PODLOŽKA	4-5O95-1/9
10	VYMEZOVAČ	4-5O95-1/10