



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

VÝVOJ SOUČiniteLE TŘENÍ A MAZACÍHO FILMU V IMPLANTÁTU KOLENNÍ NÁHRADY V PRŮBĚHU CYKLU CHŮZE

DEVELOPMENT OF THE COEFFICIENT OF FRICTION AND LUBRICATION FILM IN A TOTAL KNEE
REPLACEMENT DURING A GAIT CYCLE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Lukáš Odehnal

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

BRNO 2021

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Bc. Lukáš Odehnal
Studijní program:	Strojní inženýrství
Studijní obor:	Konstrukční inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.
Akademický rok:	2020/21

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:

Vývoj součinitele tření a mazacího filmu v implantátu kolenní náhrady v průběhu cyklu chůze

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V současnosti je artroplastika kolenního kloubu člověka jednou z nejčastěji vykonávaných operací. I přes vysokou míru úspěšnosti dochází k selhávání implantátu v důsledku opotřebení kontaktních povrchů. Degradace povrchu je způsobená nejen chemickými procesy, ale i mechanickým namáháním. Jedním z ovlivňujících faktorů je měnící se součinitel tření v důsledku proměnného zatížení a kinematiky, který ovlivňuje nejen tvorbu mazacího filmu, ale i celkovou životnost náhrady. Aby bylo možné zaznamenávat tuto hodnotu, je potřebný návrh metodiky měření a konstrukční úprava simulátoru.

Typ práce: výzkumná

Výstup práce: publikační výsledek (J, D)

Projekt: MŠMT

Cíle diplomové práce:

Hlavním cílem práce je analyzovat součinitel tření a vývoj mazacího filmu pozorovaného pomocí fluorescenční mikroskopie mezi CoCrMo diskem (nahrazující femorální část implantátu) a vložkou z PMMA (reprezentující tibiální část). Kinematika a zatížení testované dvojice bude vycházet z podmínek daných normou ISO 14243-3.

Dílčí cíle diplomové práce:

- vytvořit rešerši vědeckých publikací v oblasti analýzy součinitele tření a vývoje mazacího filmu kolenních implantátů,
- navrhnout a realizovat konstrukční úpravu stávajícího simulátoru kolenního kloubu za účelem naplnění stanovených cílů včetně provedení validace,
- realizovat měření součinitele tření doplněné analýzou vývoje mazacího filmu pomocí fluorescence,
- posoudit souvislosti mezi součinitelem tření a vývojem mazacího filmu.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, laboratorní protokol, digitální data.

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

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

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

Seznam doporučené literatury:

SCHWENKE, Thorsten, Laura L. BORGSTEDT, Erich SCHNEIDER, Thomas P. ANDRIACCHI a Markus A. WIMMER. The influence of slip velocity on wear of total knee arthroplasty. *Wear*, 2005, 259, 926-932.

SCHWENKE, Thorsten a Markus A. WIMMER. Cross-shear in metal-on-polyethylene articulation of orthopaedic implants and its relationship to wear. *Wear*, 2013, 301(1), 168-174 s.

WIMMER, Markus A., Lars BIRKEN, Kay SELLENSCHLOH a Erich SCHNEIDER. Damage due to rolling in total knee replacement - The influence of tractive force. *Friction*, 2013, 1(2), 178-185 s.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2020/21

V Brně, dne

L. S.

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

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

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá experimentální analýzou součinitele tření a mazacího filmu u totální kolenní náhrady. Experimenty jsou provedeny na kolenním simulátoru, u kterého je v rámci řešení práce zkonstruován a implementován modul pro měření součinitele tření. Pro výzkum mazacího filmu je použita fluorescenční mikroskopie. Provedené experimenty jsou zaměřeny především na popsání vlivu jednotlivých parametrů, které nastávají při cyklu chůze. Tento přístup by měl výrazně pomoci při popisu tribologických procesů, které v kolenní náhradě nastávají. Výsledky potvrzují předešlé výzkumy z hlediska vlivu zatížení, kdy pro narůstající zátěžnou sílu součinitel tření klesá. Naopak pro mazací film není možné pozorovat větší změny v jeho tvorbě. Při výzkumu vlivu SRR dochází k rapidním rozdílům ve tvorbě mazacího filmu, kdežto součinitel tření se mění pouze v omezené míře. Popis celého cyklu chůze je možné provést s dostatečnou přesností pouze pro opěrnou fázi, jelikož za ní dochází poklesem zátěžné síly k velkým odchýlkám. Představená diplomová práce svými výsledky rozšiřuje poznání v oblasti mazacího filmu u kolenních náhrad. Navíc díky možnosti současně pozorovat oba parametry je možné vyvozovat přesnější závěry, než kdyby experimenty proběhly odděleně.

KLÍČOVÁ SLOVA

kolenní náhrada, součinitel tření, vývoj mazacího filmu, simulátor kolenního kloubu

ABSTRACT

This master's thesis deals with the experimental analysis of the coefficient of friction and lubrication film in total knee replacement. The experiments are performed on a knee joint simulator, with an implemented module for measuring friction. To observe film formation, fluorescent microscopy is used. The experiments are mainly focused on a detailed description of the influence of parameters occurring during the gait cycle. This approach should significantly help in describing the tribological processes that occur in the total knee replacement. The results confirm previous investigations in terms of axial load, where the coefficient of friction decreases with the increasing load. In the case of lubrication film, no significant changes are observed. On the contrary, while investigating the influence of SRR, noticeable changes in film formation are observed while the coefficient of friction being unaffected. While describing the whole gait cycle, precise results are obtained only in the first half of the cycle as the second half is accompanied by the occurrence of large deviations from a rapid decrease of load. This work provides a better understanding of the field of lubrication film in total knee replacements. Moreover, thanks to the simultaneous measurement of the coefficient of friction and the observation of the contact area, it is possible to draw better conclusions than if the experiments had been carried out separately.

KEYWORDS

knee replacement, coefficient of friction, fluid film development, knee joint simulator

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ODEHNAL, Lukáš. *Vývoj součinitele tření a mazacího filmu v implantátu kolenní náhrady v průběhu cyklu chůze*. Brno, 2021, 83 s. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí diplomové práce Ing. Matúš Ranuša, Ph.D.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Matúši Ranušovi, Ph.D. za jeho rady a ochotu při vypracovávání této diplomové práce, Ing. Vojtěchu Polnickému za jeho pomoc se simulátorem kolenního kloubu, dále celé biotribologické skupině z Ústavu konstruování za cenné rady. V neposlední řadě své rodině za podporu během studia.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením Ing. Matúše Ranuši, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora

OBSAH

1	ÚVOD	13
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
2.1	Kolenní kloub	14
2.1.1	Anatomie lidského kolenního kloubu	14
2.1.2	Pohyby v kolenním kloubu	15
2.1.3	Chůze	16
2.2	Kolenní náhrady	16
2.2.1	Materiály kolenních náhrad	17
2.3	Testování kolenních náhrad	19
2.3.1	Zařízení pro testování kolenních náhrad	21
2.3.2	Experimentální testování kolenních náhrad	22
2.3.3	Numerické studie kolenních náhrad	33
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	36
3.1	Analýza problému	36
3.2	Analýza a zhodnocení poznatků z rešerše	36
3.3	Cíl práce	38
3.3.1	Vědecké otázky a hypotézy	38
4	MATERIÁL A METODY	39
4.1	Experimentální zařízení	39
4.2	Kontaktní dvojice	40
4.2.1	Analýza drsnosti povrchu CoCrMo disku	41
4.2.2	Úprava axiálního zatížení	42
4.3	Mazivo	42
4.3.1	Měření součinitele tření	43
4.3.2	Pozorování vývoje mazacího filmu	43
4.4	Průběh experimentu	45
4.5	Seznam experimentů	46
4.5.1	Statistický soubor a opakovatelnost experimentů	46
5	VÝSLEDKY	47
5.1	Úpravy simulátoru kolenních náhrad	47
5.1.1	Koncepty	47

5.1.2	Konstrukční řešení	49
5.1.3	Verifikace simulátoru	52
5.2	Experimenty zkoumající vliv jednotlivých parametrů	53
5.2.1	Vliv zátěžné síly	53
5.2.2	Vliv relativní rychlosti	56
5.3	Experimenty s použitím normy ISO 14243-3	60
5.3.1	Experiment s aplikovanou kinematikou a konstantním zatížením	60
5.3.2	Komplexní experiment s aplikovanou kinematikou a zatížením	60
6	DISKUZE	62
6.1	Experimenty zkoumající vliv jednotlivých parametrů	63
6.1.1	Vliv axiálního zatížení	63
6.1.2	Vliv relativní rychlosti	64
6.2	Návrh mazacího modelu	65
6.3	Komplexní experiment s využitím normy ISO 14243-3	66
7	ZÁVĚR	69
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	71
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	75
10	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	76
11	SEZNAM TABULEK	80
12	SEZNAM PŘÍLOH	81

1 ÚVOD

Kolenní náhrady se v dnešní době stávají více aktuální, hlavně z důvodu, že se zvyšuje průměrný věk dožití populace, a zároveň se lidé snaží žít i v pozdějších stádiích života aktivněji. Nejčastější příčinou pro výměnu kloubů v lidském těle je osteoartróza. Jedná se o onemocnění, se kterým se potýkají miliony lidí na světě. Dochází při něm k nadměrnému opotřebení kloubních chrupavek, které chrání kosti od přímého kontaktu. Rozpad chrupavky vede k omezení funkčnosti kloubu doprovázenou bolestmi, které vyvrcholí totálním selháním a nutností výměny. Výměna je doprovázena řadou zdravotních komplikací, jako jsou např. omezená hybnost, otoky, či intolerance materiálu. Velkým problémem kolenních náhrad je poněkud obtížná opakovatelnost výměny vzhledem ke stavbě a uložení kloubu.

Zásadním důvodem pro lepší prozkoumání této oblasti je fakt, že životnost kolenních náhrad je průměrně 10–20 let [1] a se současnými znalostmi nejsme schopni tuto životnost dále zvyšovat. Limity jsou především ve znalosti mechanismu mazání, spojeným s dosažením hodnot součinitele tření, které by se přiblížily těm, které vznikají v lidském kloubu. Pro možnost posunutí ve vývoji kolenních náhrad budou pokročilé numerické modely nevyhnutelné a získané poznatky z této práce, jako proměnná hodnota součinitele tření pro celý cyklus v nich naleznou své uplatnění.

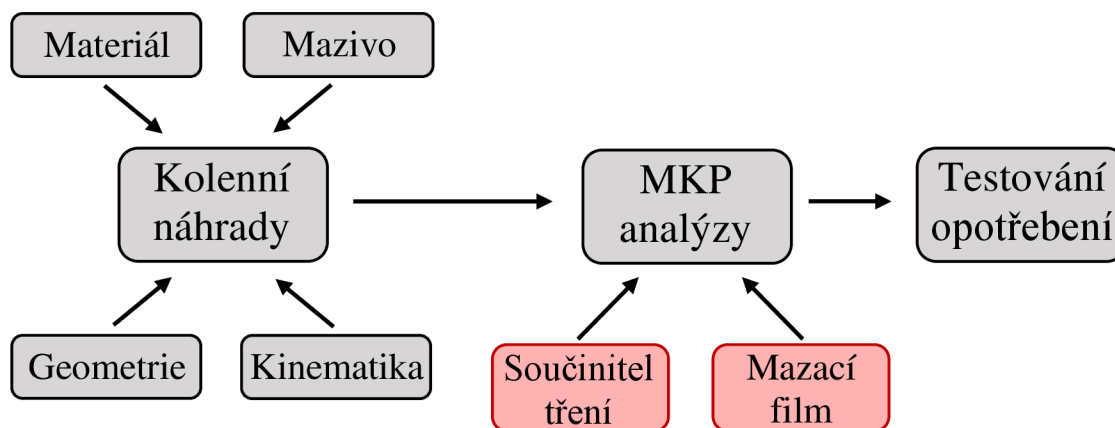
Diplomová práce se zabývá analýzou cyklu chůze zaměřenou na vývoj součinitele tření a mazacího filmu, především pak vlivem jednotlivých parametrů, jako jsou relativní rychlost a zátěžná síla. Pro možnost těchto měření bude provedena konstrukční úprava stávajícího simulátoru na konfiguraci wheel-on-flat. Jako hlavní výhoda se jeví možnost při měření součinitele tření zároveň nahlédnout do kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie a pozorovat ho po celou dobu cyklu. Toto pozorování by mělo razantně pomoci s přesnějším popsáním tribologických procesů, které v kontaktu interagujících komponent nastávají.



Obr. 1-1 Kolenní simulátor na ÚK FSI VUT v Brně.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

Návrh kolenní náhrady je komplexní úkol, ve kterém se i v dnešní době nachází nespočet nejistot. Navržené náhrady jsou testovány a na základě výstupů jsou dále upravovány. Na Obr. 2-1 je znázorněno zjednodušené schéma návrhu kolenní náhrady a barevně jsou zvýrazněny oblasti, kterými se bude tato práce zabírat. Jedná se o vývoj součinitele tření a mazacího filmu.

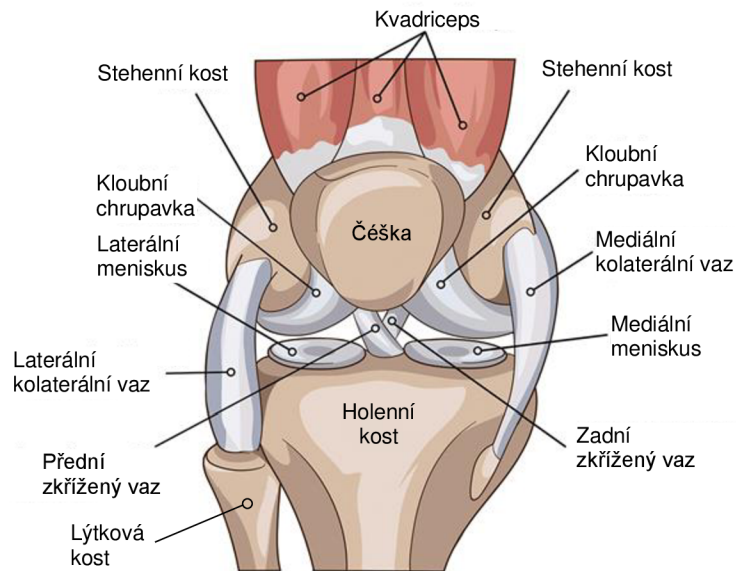


Obr. 2-1 Diagram postupu řešení problematiky kolenních náhrad (červeně – cíle diplomové práce).

2.1 Kolenní kloub

2.1.1 Anatomie lidského kolenního kloubu

Kolenní kloub umožňuje přizpůsobovat délku končetiny potřebám pohybu [2], kdy se mimo jiné např. mění vzdálenost trupu od terénu, po kterém se osoba pohybuje. Kolenní kloub je kloubem složeným, artikulují zde tři kosti: stehenní (femur), holenní (tibia) a česka (patella). Dolní konec stehenní kosti je rozšířený a zakončený dvěma výstupky (kondyly). Oba výstupky se liší v obvodu, postavení i profilu. Výstupky se označují podle pozice na vnitřní (medialis) a vnější (lateralis). Kost holenní je mohutná hlavní nosná kost bérce, která na horním konci přechází ve dva dozadu skloněné kloubní výrůstky (mediální a laterální). Na přední stranu stehenní kosti přiléhá česka, která je povlečená velmi silnou chrupavkou. Nevyrovnanost styčných ploch obou kostí vyrovnávají menisky, opět vnitřní a vnější. Menisky jsou lamely, složené na obvodu z hustého vaziva, které přechází ve vazivovou chrupavku, liší se tvarem i velikostí. Pouzdro kolenního kloubu zesiluje řada vazů (vnitřní a zevní postranní vaz, přední a zadní zkřížené vazy). Stavba lidského kolenního kloubu je znázorněna na Obr. 2-2.

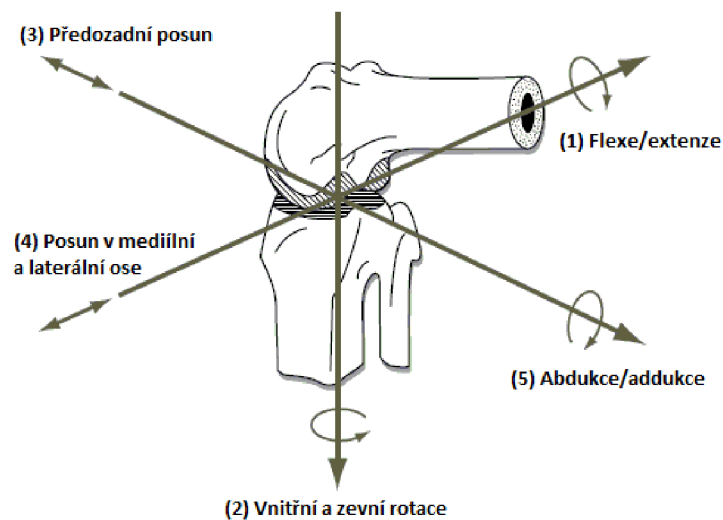


Obr. 2-2 Schéma lidského kolenního kloubu [3] (upraveno).

2.1.2 Pohyby v kolenním kloubu

Kolenní kloub je zatěžován vahou lidského těla a dochází v něm k základním pohybům, znázorněných na Obr. 2-3:

- (1) flexe/extenze – ohnutí kolenního kloubu do $130^\circ - 160^\circ$ a zpětné propnutí
- (2) vnitřní a zevní rotace – pohyby důležité pro správné fungování kolenního kloubu především odemknutí a uzamknutí; vnitřní rotace je $5^\circ - 7^\circ$ a zevní do 21°
- (3) předozadní posun – v řádu milimetrů
- (4) posun v mediální a laterální ose
- (5) abdukce a addukce

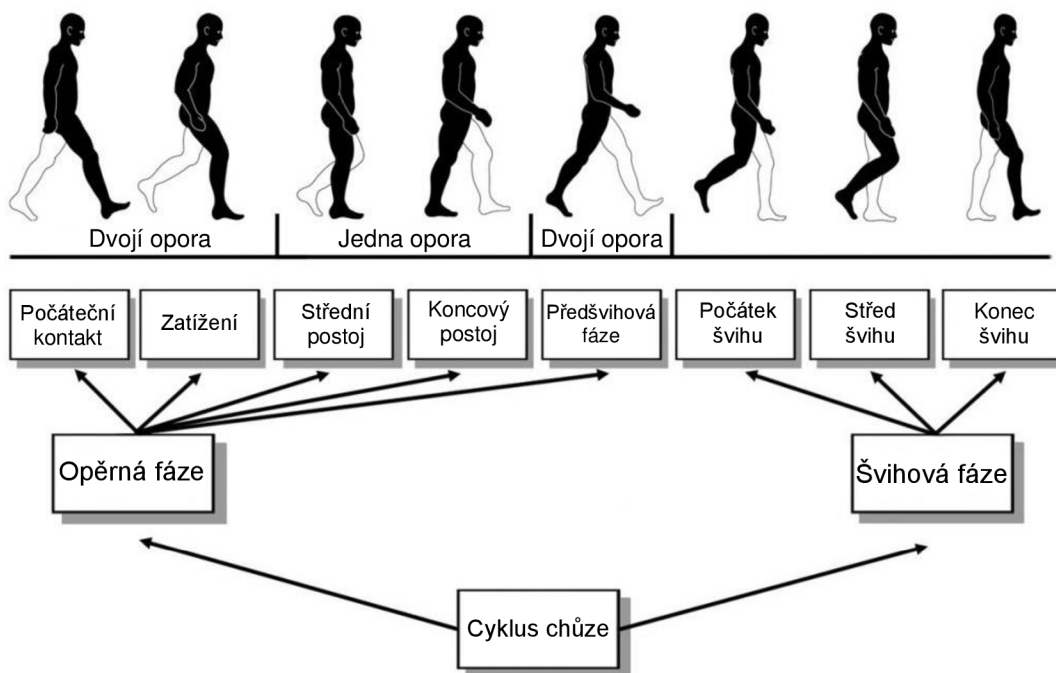


Obr. 2-3 Pohyby v kolenním kloubu [4] (upraveno).

2.1.3 Chůze

Nejběžnějším typem lokomoce je chůze [2], jež slouží k základním životním potřebám člověka. Chůzi lze definovat jako rytmický translatorní pohyb těla a je u ní možné pozorovat jistý kyvadlový charakter. Cyklus chůze je graficky znázorněn na Obr. 2-4. U dolních končetin se rozlišují dvě základní pohybové fáze:

- Opěrná fáze – noha je po celou dobu v kontaktu s opornou bází
- Švihová fáze – nedochází ke kontaktu nohy s opornou bází a noha se pohybuje směrem vpřed

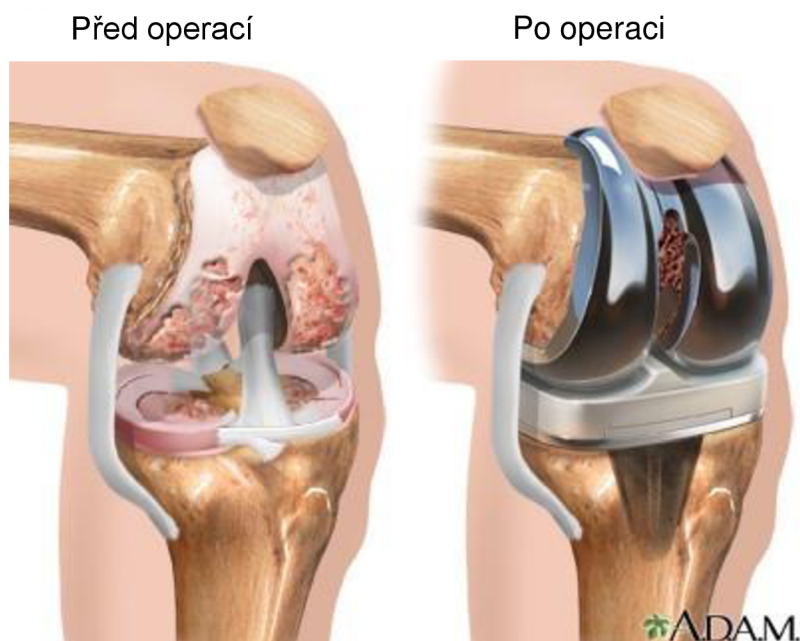


Obr. 2-4 Cyklus chůze [5] (upraveno).

2.2 Kolenní náhrady

Jedná se o úspěšnou léčbu v konečném stádiu funkčnosti kolenního kloubu. Podle National Joint Registry [6] bylo provedeno od května roku 2003 do prosince 2019 na 1 300 897 primárních kolenních náhrad. Počet revizních operací v tomto období byl 37 794. Více operací bylo provedeno ženám, kterým připadá 56,6 % zákroků a medián věku pacientů byl 70 let. Důvodem výměny byla z 97,4 % osteoartróza.

V praxi se využívají dva základní typy kolenních náhrad. Prvním je totální kolenní náhrada a přistupuje se k ní v okamžiku, kdy je zjištěno vysoké opotřebenění celého kolenního kloubu. Na Obr. 2-5 je ukázka kolene před a po operaci.



Obr. 2-5 Totální kolenní náhrada [7] (upraveno).

Druhým typem jsou částečné kolenní náhrady, které se používají při zjištění opotřebení kolenního kloubu, ale zároveň poškození jen určité dílčí části. Tato operace je typická tím, že se nahradí pouze jedna nebo dvě poškozené části kloubu, možné typy jsou znázorněny na Obr. 2-6.



Obr. 2-6 Typy částečných kolenních náhrad (zleva: česka, laterální strana, mediální strana, laterální strana + česka, laterální a mediální strana, mediální strana + česka) [8].

Při těchto operacích se odstraňuje jen část tkáně a kosti [9], u kterých došlo k významným opotřebením z důvodu artritidy. Jako výhody se u těchto typů náhrad udává kratší doba rekonvalescence a dosažení lepších rozsahů pohybu.

2.2.1 Materiály kolenních náhrad

Kovové slitiny

Pro femorální komponentu je využíváno převážně slitin na bázi kobaltu [10]. Tyto slitiny již úplně nahradily náhrady tvořené z jiných materiálů, jako jsou nerezové oceli. Jelikož u nových typů náhrad je dosahováno vyšší odolnosti proti korozi a nižší tuhosti. K výrobě

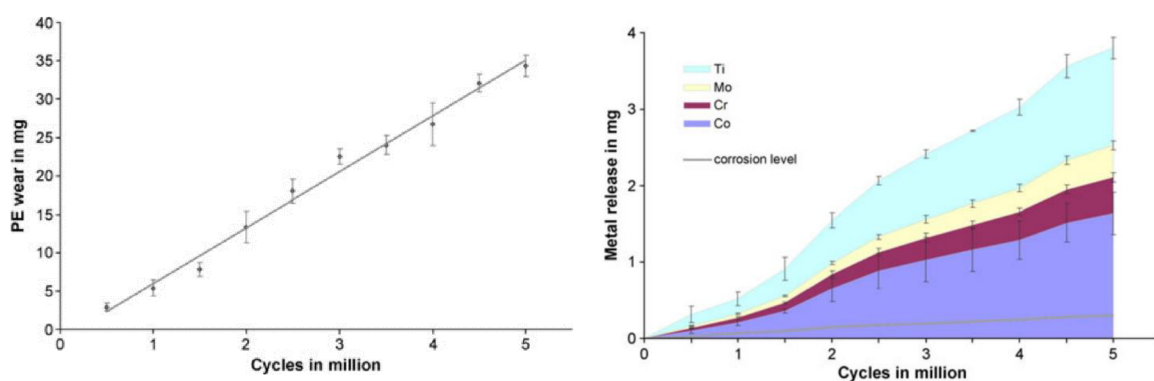
náhrad ze slitin se používá převážně lití. Obsahují 30–60 % Co a 20–30 % Cr. Dále jsou přidávány příměsi a jsou tvořeny slitiny s následujícím složením: CoCrMo, nebo CoNiCrMo. Chrom zvyšuje odolnost proti korozi a molybden se používá pro zmenšení zrna, čímž zlepšuje mechanické vlastnosti. Dále mohou být do slitin přidávány legující prvky, jako jsou: W, Fe, Mn, Si. Přidávanými prvky je mimo jiné snaha dosažení vyšší biokompatibility.

Polymery

Jedná se o základní materiály používané pro výrobu tibiálních vložek kolenního kloubu [10]. Jsou v tomto odvětví používány už asi 60 let. Za tuto dobu se v kloubech používaly různé polymery. Dnes je nejčastějším ultravysokomolekulární polyethylen (UHMWPE). Tento materiál se před použitím upravuje pomocí radiační sterilizace, díky které se u něj získá vyšší odolnost vůči opotřebení. Toho je dosaženo na základě zesílení některých molekulárních řetězců. Gamma záření narušuje polymerní řetězce a indukuje doplňkové zesílení. Nevýhodou tohoto procesu je, že se při něm z materiálu uvolňují radikály. Při styku radikálů s okolní atmosférou dochází k oxidaci a následné degradaci materiálu, jak ve snížení molekulové hmotnosti, tak i ve zhoršení mechanických vlastností. Degradaci je dnes předcházeno tak, že se sterilizace provádí v atmosféře inertního plynu, po kterém následuje hermetické uzavření. I přes tato opatření na polymeru dochází k určité oxidaci při následném použití in vivo. Proces oxidace a následná degradace materiálu je oddálena, ale není plně eliminována.

Opotřebení komponent náhrady

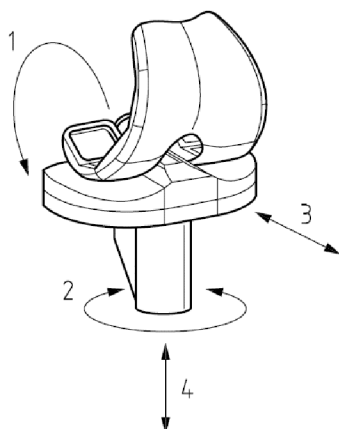
Jeden z hlavních problémů kolenních náhrad představuje vysoká míra opotřebení spojená s typem použitých materiálů, což vede k opotřebení a nutné revizi po podstatně kratší době, než je žádoucí, kdy doba správného fungování náhrady je udávána na 10 – 20 let [1]. Opotřebení náhrad lze považovat jako synonymum pro osteoartrózu v lidském kolenním kloubu. Tato problematika byla blíže zkoumána v práci **Kretzer** [11]. Na Obr. 2-7 jsou znázorněny míry uvolnění PE a kovových částic do těla pacienta. Experimentem našli průměrné opotřebení PE vložky, kdy hodnota je $7,28 \pm 0,27$ mg na 1 milion cyklů.



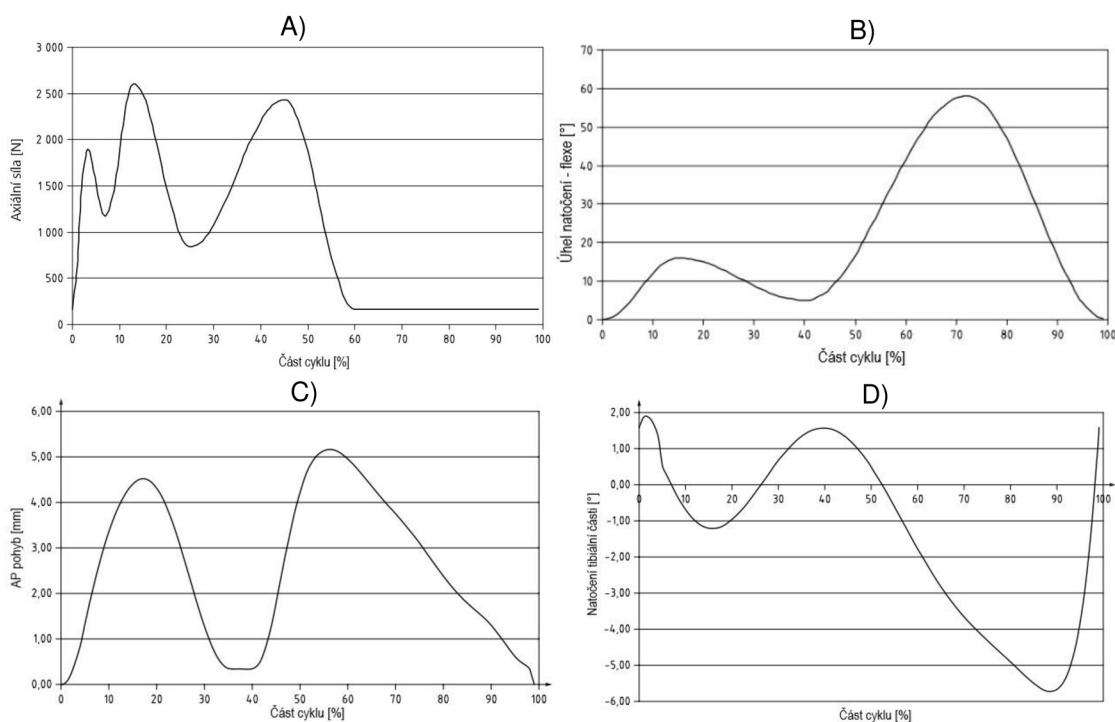
Obr. 2-7 Vývoj opotřebení PE vložky (vlevo), uvolňování kovových částic do těla pacienta (vpravo) [11].

2.3 Testování kolenních náhrad

Pro testování kolenních náhrad je předepsána norma ISO 14243-3 [12]. Tato norma definuje parametry, které je potřeba při testování dodržet. Jejich hodnoty vycházejí z cyklu chůze průměrného zdravého jedince. Norma předepisuje pouze cyklus chůze, jelikož se jedná o nejčastější pohyb, kterému je kolenní kloub vystavován. Norma udává možnou 5% odchylku od předepsaných hodnot. Mimo základních pohybů a zatížení (Obr. 2-8, 2-9) norma definuje několik dalších požadavků, jako jsou např. obsah proteinů v použitém mazivu vstupujícího do kontaktu interagujících komponent, nebo testování při teplotě blízké lidskému tělu.



Obr. 2-8 Základní kinematika totální kolenní náhrady dle ISO 14243; 1) flexe, 2) tibiální rotace, 3) Předozadní posun tibiální části, 4) Axiální zatěžovací síla [12] (upraveno).

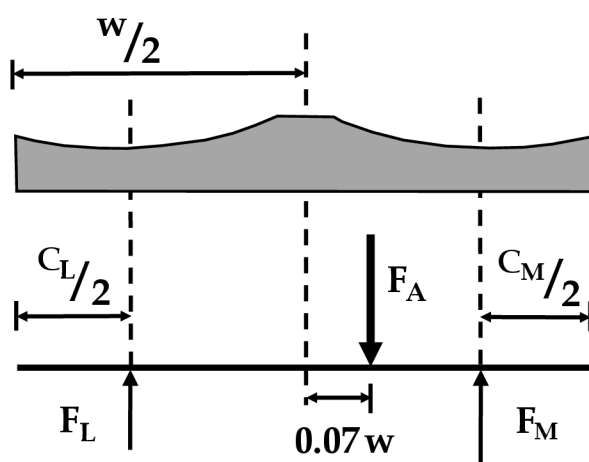


Obr. 2-9 A) Axiální zatížení (AX), B) Úhel natočení – flexe/extenze (FE), C) Předozadní posun tibiální části (AP), D) Natočení tibiální části (IE) [12].

Testování kolenních náhrad je nepostradatelnou částí v jejich vývoji. Vědecké týmy na základě výsledků opotřebení kolenních náhrad navrhuji nové materiály, či geometrie, které by měly zařídit jejich vyšší životnost. Mimo dlouhodobé testy opotřebení, lze provádět experimenty na elementárnější úrovni, které mohou přispět k lepšímu poznání tribologických jevů, jenž při pohybu kolene nastávají. Tyto experimenty se snaží popsat jevy na menším vzorku opakovaní, ale s lepším vysvětlením a detailním výzkumem. Obecně se objevují dva základní přístupy, prvním je numerický a druhým experimentální. Oba spolu velice souvisí, jelikož pro správné řešení numerické úlohy je důležité znát určité parametry, které je možné obstarat na základě experimentů.

Z dostupných vědeckých článků vyplývá, že je tendence využívat zjednodušené konfigurace kontaktních dvojic. Použité konfigurace jsou převážně kontakt koule, či disku s deskou (ball-on-disc, wheel-on-flat). Při použití zjednodušené konfigurace je nutné pomocí výpočtů určit kontaktní tlaky interagujících komponent, které by měly být stejné, nebo se alespoň blížit těm, které vznikají v lidském těle.

Tato problematika byla blíže popsána v práci **Barceinas-Sanchez** [13]. Pro testování použili simulátor s konfigurací ball-on-disc, s nutností přepočítat kontaktní tlaky. Díky experimentům bylo zjištěno, že rozložení axiální síly není mezi laterálním a mediálním kondylem proporcionální, ale odpovídá pro ně rozložení zatížení přibližně 39 % na 61 %.



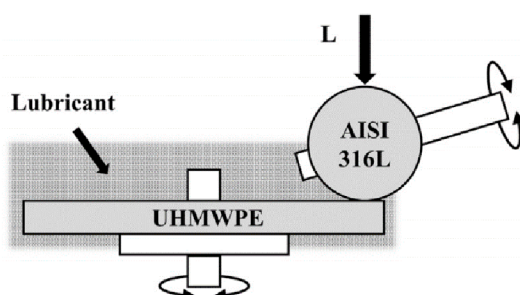
Obr. 2-10 Síly v kloubu, F_A – Axiální síla, F_L , F_M – reakční síly na laterální a mediální kondyl [13] (upraveno).

Pro testování zvolili, že přepočítané axiální zatížení budou vztahovat k mediálnímu kondylu, kde se vyskytuje vyšší zatížení. Po tomto zvolení bylo nutné přepočítat, za využití Hertzovy kontaktní teorie, reálnou eliptickou kontaktní oblast, která vycházela z 3D skenování totální kolenní náhrady na kontaktní oblast kruhovou, která vzniká při využití zjednodušené konfigurace simulátoru.

2.3.1 Zařízení pro testování kolenních náhrad

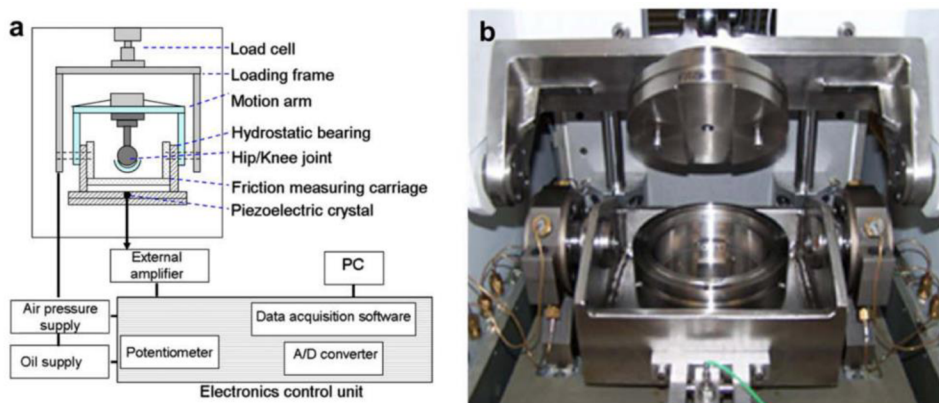
Simulátor s kontaktem ball-on-disc (kulička na disk)

Vědecký tým v čele s **Barceinas-Sanchez** [13] použil pro testování totálních kolenních náhrad tribometr MTM2, u kterého je využito zjednodušené konfigurace, a to typ ball-on-disc. V tomto případě přichází do kontaktu ocelová koule, simulující femorální část, z materiálu DIN 1.4404 o průměru 19,05 mm a nominální drsnosti 0,012 μm . Jako protikus je použit disk z materiálu UHMWPE o průměru 46 mm a tloušťce $6 \pm 0,02$ mm, který simuluje tibiální vložku. Obou částem je pomocí dílčích pohonů zajištěn pohyb nezávisle na druhém. Na Obr. 2-11 je znázorněno schéma použité konfigurace u simulátoru.



Obr. 2-11 Schéma použitého zařízení [13].

McCann [14] se svým týmem zkoumal vliv menisku na tření a degradaci chrupavky. Při testování používali kyvadlový jednostaniceový simulátor tření (Obr. 2-12). Základní konstrukce simulátoru se skládá z pevného rámu s vozíkem, na kterém se měří součinitel tření. Vozík je uložen na dvou hydrostatických ložiscích a zatížení je vytvářeno přes zátěžný rám. Konstrukce je zajímavá použitím hydrostatických ložisek, kdy autoři docílili minimalizace ztát a součinitel tření bylo možné měřit přímo mezi pohonem a vanou.

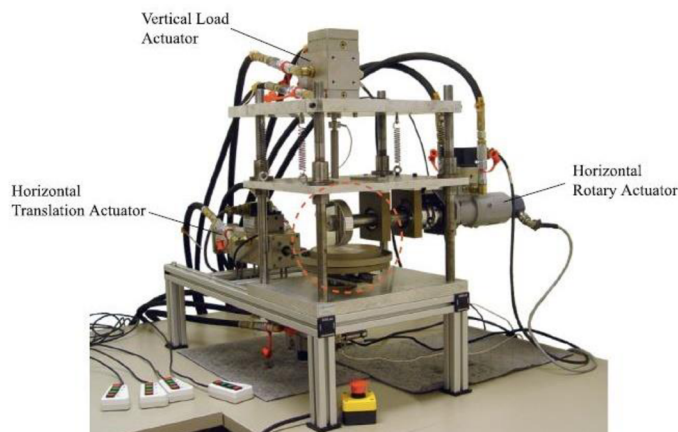


Obr. 2-12 Konstrukce simulátoru – a) schéma, b) reálná fotka [14].

Simulátor s kontaktem wheel-on-flat (disk na podložku)

Schwenke [15] použil simulátor se zjednodušenou konfigurací, který se skládá z disku umístěného vertikálně, jež byl poté tlačěn proti desce. Disk reprezentuje femorální kondyl

a byl vyroben z CoCr. Disku bylo umožněno rotovat okolo své osy. Desce, která reprezentuje tibiální vložku bylo umožněno se pohybovat po vedení vpřed a vzad a zároveň rotovat okolo svislé osy. Všechny pohyby simulátoru byly realizovány pomocí servo-hydraulických válců. Všechny válce šlo řídit nezávisle a vykazovaly vysokou synchronizaci. Zvolená konstrukce zajišťovala udržení svislé osy rotace vložky vždy ve středu kontaktní plochy.



Obr. 2-13 Konstrukce wheel-on-flat simulátoru [15].

2.3.2 Experimentální testování kolenních náhrad

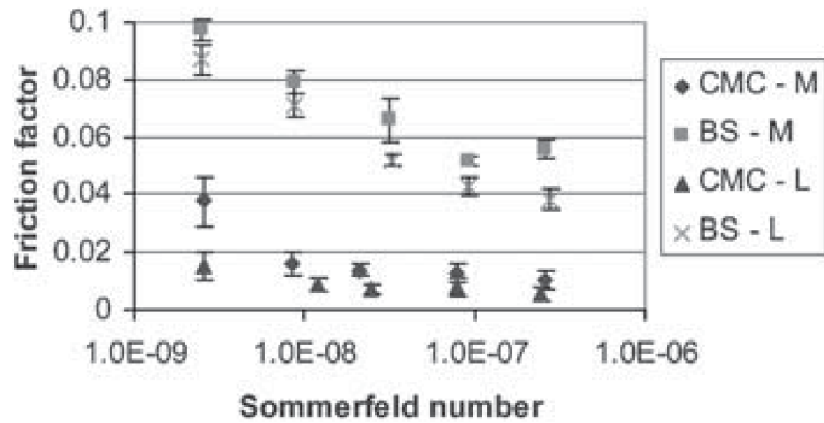
V následujících podkapitolách jsou představeny publikace, které se zabíraly experimentálním testováním kolenních náhrad. Představeny jsou rovněž publikace, které zkoumaly chování kyčelních náhrad, jelikož některé informace nejsou dostatečně prozkoumány u kolenních náhrad, ale vzhledem k použití stejných, nebo podobných materiálů mohou být některé poznatky aplikovatelné i na kolenní náhrady.

Vliv maziva

Prvním parametrem, kterému se ve vědeckých publikacích autoři věnovali je vliv maziva na chování součinitele tření.

Scholes [16] používal ve své práci různé typy maziva u kterých určoval třecí a mazací vlastnosti. Prvním mazivem byla karboxymethylcelulóza (CMC). Při testování používal různé viskozity (od 0,001 Pa.s do 0,154 Pa.s). Druhým bylo 30% hovězí sérum (BS) s obsahem proteinů 18,4 mg/ml a viskozitou od 0,0011 Pa.s do 0,115 Pa.s, která byla ovlivňována množstvím CMC.

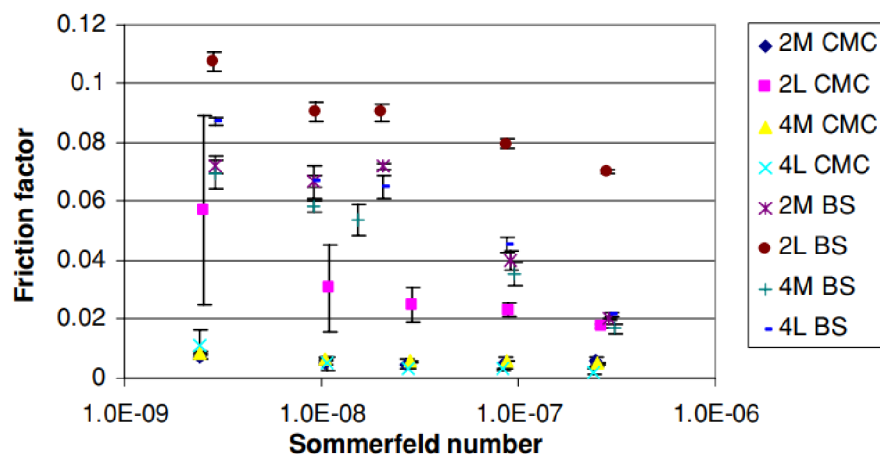
Při měření součinitele tření do kontaktu vstupovala mediální, či laterální femorální část z CoCrMo a tibiální vložka z PU (polyuretan). Před testováním byla vložka 3 dny ponořena do 30% hovězího séra o teplotě 37 °C. Na Obr. 2-14 je vykreslena závislost součinitele tření získaná z experimentů pro mediální a laterální části.



Obr. 2-14 Stribeckova křivka mediální (M) a laterální (L) části s CMC a hovězím sérem jako mazivo [16].

Kolenní náhrada s CMC jako mazivem pracovala ve smíšeném režimu mazání, nicméně při vyšších hodnotách viskozity se blížila hydrodynamickému režimu mazání. Lze pozorovat, že při použití BS byl součinitel tření výrazně vyšší. Autoři předpokládají, že vyšší tření je způsobeno třením proteinů o sebe, jež se absorbují na površích interagujících komponent. Toto chování proteinů do jisté míry chrání povrchy kontaktní dvojice před přímým kontaktem a je spojeno se vznikem menšího opotřebení, nicméně tření zde rostlo.

Ve své další práci zkoumal **Scholes** [17] jednostrannou kolenní náhradu. Náhradu zatěžoval maximální silou 1000 N. Rotace ve flexi/extenzi byla nastavena na $\pm 32,5^\circ$ a perioda pohybu byla 1,2 s. Jako mazivo bylo použito CMC s různou viskozitou (od 0,001 Pa.s do 0,115 Pa.s) pro získání Stribeckovy křivky. Na Obr. 2-15 je vykreslen vývoj součinitele tření po 5 milionech cyklů. Při experimentu s CMC došlo u jednoho vzorku k vyschnutí kontaktu a je znázorněno v grafu (2L). Lze si u něj všimnout výrazně vyššího součinitele tření. Zbylé experimenty vykazují velice podobné a stálé tření. Při použití BS došlo k výraznému nárůstu součinitele tření, což je vlastnost, kterou autor odůvodňuje přítomností proteinů v mazivu, které ulpívají na stykových plochách komponent.



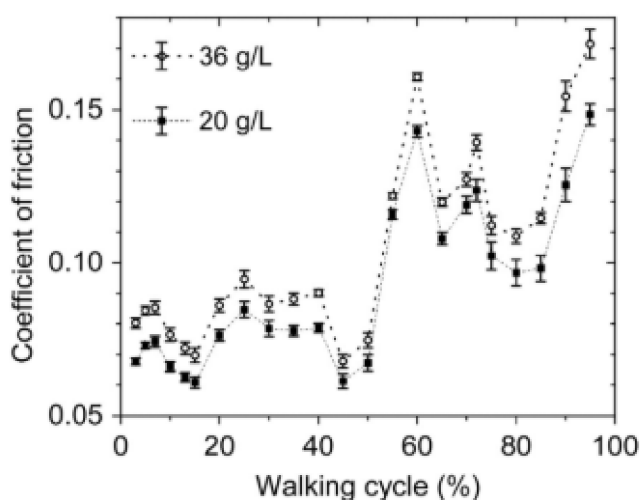
Obr. 2-15 Stribeckova křivka po 5 milionech cyklů [17].

Jedním z dílčích cílů v práci **Barceinas-Sanchez** [13] bylo popsání chování maziv s různým složením. V práci jsou uvedeny a blíže zkoumány dva vzorky maziva, a to o koncentraci proteinů 20 g/l a 36 g/l. Základem bylo zárodečné hovězí sérum FBS S1650 (Biowest SAS, Nuaille, Francie). Blížší složení maziv je znázorněno v Tab. 2-1.

Tab. 2-1 Složení použitých maziv [13].

	Obsah proteinu (g/l)	Albumin (g/l)	α -Glob (g/l)	β -Glob (g/l)	γ -Glob (g/l)	Viskozita (mPa.s)
Původní	36	9,7	14,7	11,2	0,3	1,88
Zředěné	20	5,37	8,14	6,21	0,17	1,54

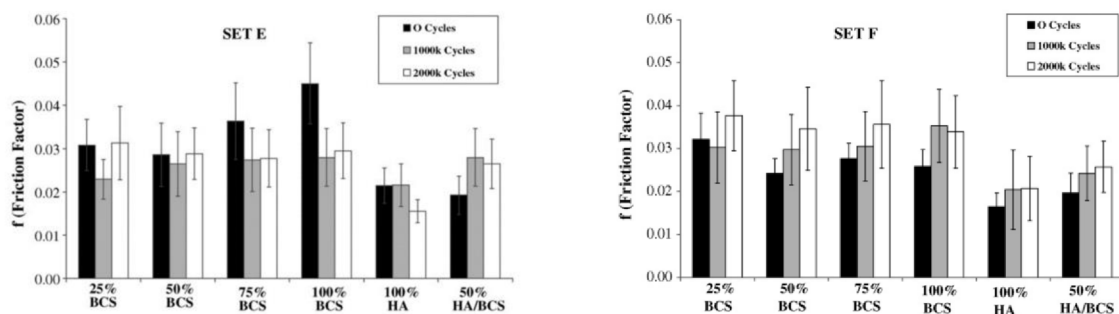
Ve výsledcích lze sledovat určitou závislost na koncentraci. Na Obr. 2-16 jsou oba experimenty porovnány. Mazivo s nižší koncentrací proteinů dosahuje pro celý experiment, jeden cyklus chůze, nižšího součinitele tření. Tato zjištěná závislost potvrzuje domněnku autorů, že proteiny obsažené v mazivu významně ovlivňují velikost vznikajícího součinitele tření v kontaktu a při zvýšení jejich koncentrace je dosahováno vyššího součinitele tření.



Obr. 2-16 Porovnání součinitele tření v cyklu chůze pro různá maziva [13].

Flannery [18] zkoumal konvenční totální kolenní náhradu, kde jsou v kontaktu části z CoCr a UHMWPE. Cílem bylo popsání vlivu typu použitého maziva v kontaktu, přesněji koncentrace proteinů a kyseliny hyaluronové v něm obsažené. Při testech bylo použito mazivo na bázi CMC s rozsahem viskozity od 0,001 do 0,18 Pa.s. Jedná se o kapalinu s newtonovským charakterem, která se svým chováním velice blíží synoviální kapalině. Jako druhé testovací mazivo bylo použito hovězí sérum ředěné destilovanou vodou. Při experimentu bylo použito čisté sérum s obsahem proteinů 50,2 g/l, dále jeho zředěné formy: 25 %, 50 %, 75 %.

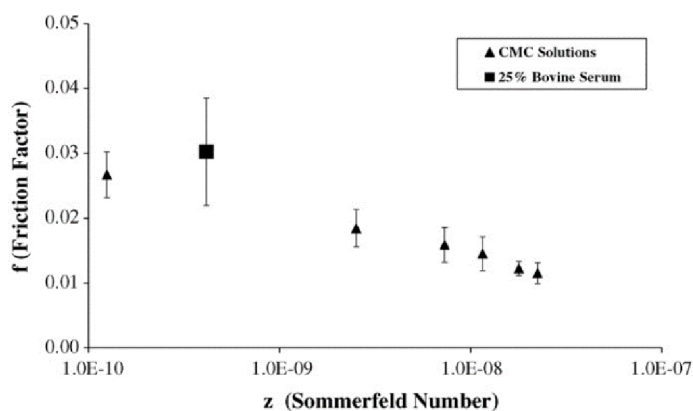
Na Obr. 2-17 jsou znázorněny součinitelé tření za použití různých maziv. Zaznamenané hodnoty jsou pro 0, 1 a 2 miliony cyklů.



Obr. 2-17 Součinitel tření pro různé složení maziva: BCS – hovězí sérum, HA – kyselina hyaluronová [18].

Jedním z výstupů bylo zjištění, že není přímá závislost mezi součinitelem tření a počtem cyklů. Také lze pozorovat, že koncentrace hovězího séra neměla významný efekt na tření, protože výsledné součinitele tření se u těchto experimentů téměř shodují. Naopak při použití čisté, nebo i ředěné kyseliny hyaluronové lze pozorovat jisté snížení součinitele tření oproti experimentům s hovězím sérem.

Součástí práce bylo také objasnění způsobu mazání in vitro. Následující obrázek (Obr. 2-18) ukazuje jistý trend ve snižování součinitele tření v závislosti na zvyšující se viskozitě CMC (Sommerfeldově číslu). Měření provedené s 25% hovězím sérem vykazují zvýšené tření v porovnání s CMC o stejné viskozitě. Autoři se domnívají, že tato skutečnost byla způsobena mezifázovým kontaktem proteinů, které byly absorbovány na povrchy částí kolenní náhrady.



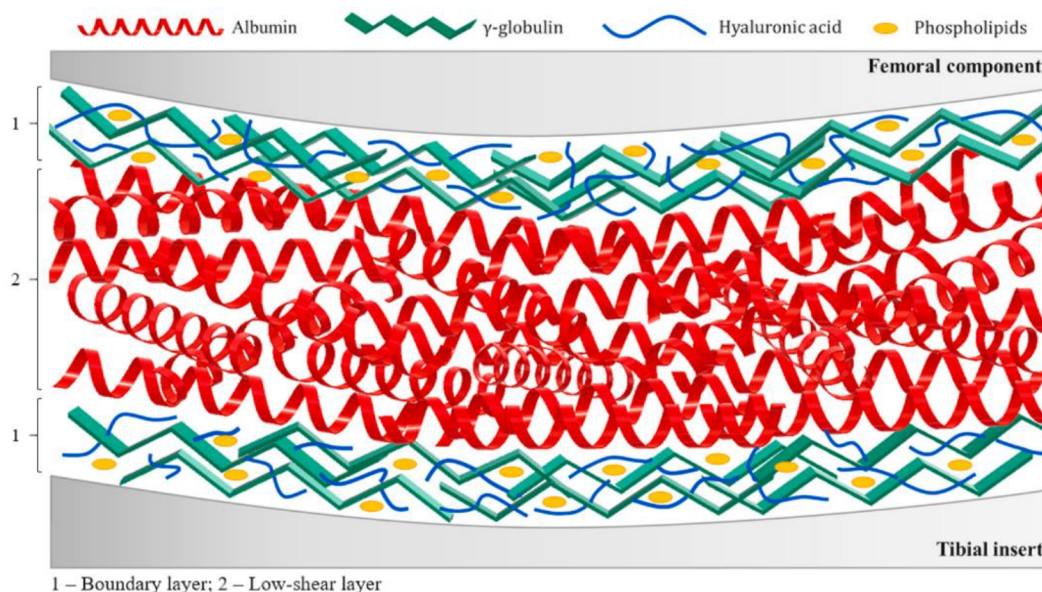
Obr. 2-18 Závislost součinitele tření na Sommerfeldově číslu pro CMC a 25% hovězí sérum (set F) [18].

Na základě vstupních parametrů do experimentu byla vypočítaná teoretická hodnota minimální a střední tloušťky mazacího filmu. Jejich hodnoty byly 67 a 101 nm. V Tab 2-2 jsou znázorněny hodnoty parametru λ pro všechny testované sety. Z hodnot parametru mazání nižších jak 1 u všech testovaných setů lze určit, že v kontaktu dochází k meznému režimu mazání.

Tab. 2-2 Hodnoty parametru mazání λ [18].

Počet cyklů ($\times 10^6$)	Set A	Set C	Set D	Set E	Set F
0	0,1	0,09	0,11	0,09	0,11
1	0,14	0,22	0,21	0,34	0,19
2	0,16	0,16	0,1	0,28	0,33

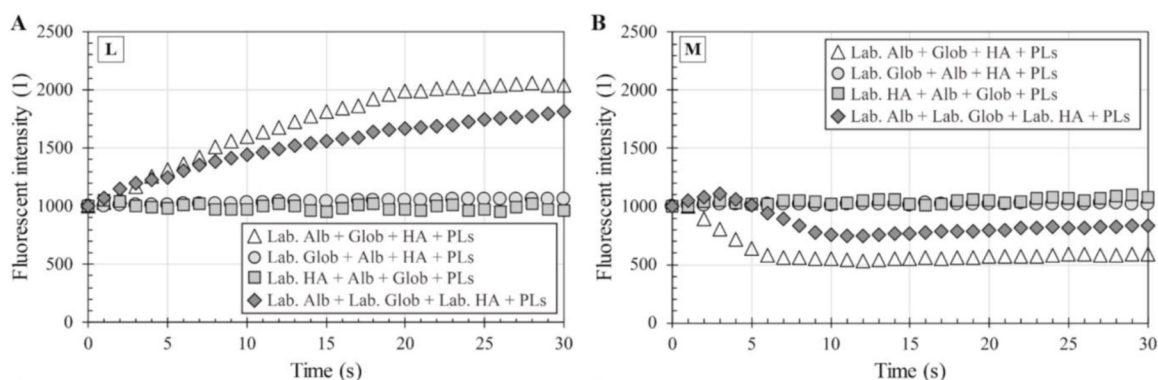
Nečas [19] ve své práci zkoumal vliv jednotlivých složek obsažených v synoviální kapalině na formování mazacího filmu pro kolenní náhradu při cyklu chůze pozorovaného pomocí fluorescenční mikroskopie. Do experimentů vstupovala reálná femorální komponenta z materiálu CoCrMo a tibiální vložka z materiálu PMMA s reálným tvarováním. Z hlediska maziva byly testovány různé kompozice obsahující základ z PBS a některé nebo všechny složky: albumin, γ -globulin, kyselina hyaluronová a fosfolipidy. V rámci experimentů, kde nebyly součástí maziva všechny jeho zkoumané složky bylo zjištěno, že γ -globulin je silně absorbován na povrchu komponent a vytváří tak mezní mazací vrstvu, která je vyztužena kyselinou hyaluronovou a molekulami fosfolipidů. Dalšího vylepšení mazací vrstvy je dosaženo vrstvením albuminu. Na základě těchto poznatků byl navržen model mazacího filmu znázorněný na Obr. 2-19.



Obr. 2-19 Model mazacího filmu u totální kolenní náhrady [19].

Na Obr. 2-20 je zobrazen vývoj intenzity v čase komplexní modelové synoviální kapalině pro jednotlivé složky. Lze pozorovat, že výrazné změny intenzity je dosaženo u kapalině s obarveným albuminem, kdežto obarvená kyselina hyaluronová a fosfolipidy nejevily výrazné známky změny intenzity. V případě experimentů s označeným albuminem, γ -globulinem i kyselinou hyaluronovou bylo dosaženo podobných hodnot jako

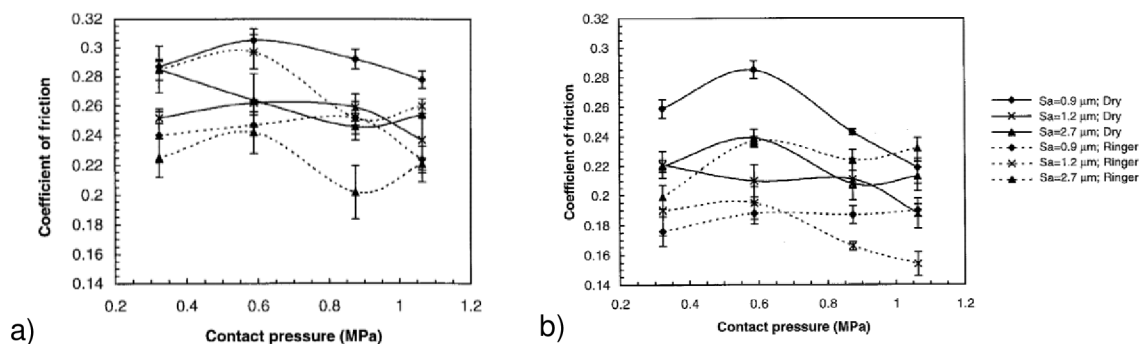
u experimentu s obarveným albuminem. Z grafů taktéž vyplývá, že u mediálního kondylu dochází k horšímu formování mazacího filmu než u kondylu laterálního.



Obr. 2-20 Vývoj intenzity pro komplexní synoviální kapalinu: a) laterální kondyl, b) mediální kondyl [19].

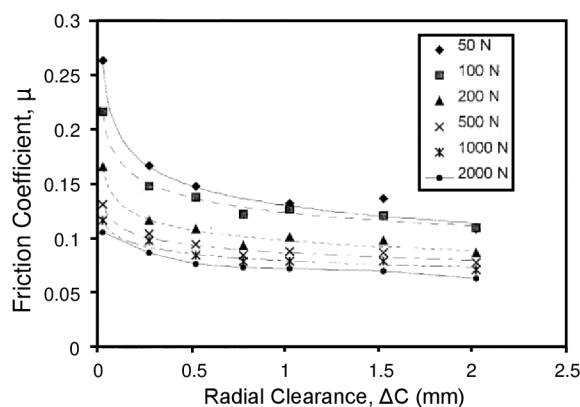
Vliv zatížení

Nuño [20] řešil statický součinitel tření pro kyčelní a kolenní náhrady. Zkoumanými materiály byly Ti-6Al-4V a PMMA. Při experimentech byl zároveň s vlivem kontaktního tlaku zkoumán vliv drsnosti obou povrchů. Na Obr. 2-21 jsou zobrazeny výsledné křivky tření pro drsnost povrchu Ti-6Al-4V o hodnotě 0,17 μm (a) a 1,1 μm (b). Lze pozorovat, že při použití drsnějšího Ti-6Al-4V bylo dosaženo nižších hodnot tření. U většiny křivek je zřejmý nárůst pro nižší hodnoty kontaktního tlaku a po dosažení bodu zvratu, který je při kontaktním tlaku 0,6 MPa dochází k jeho poklesu.



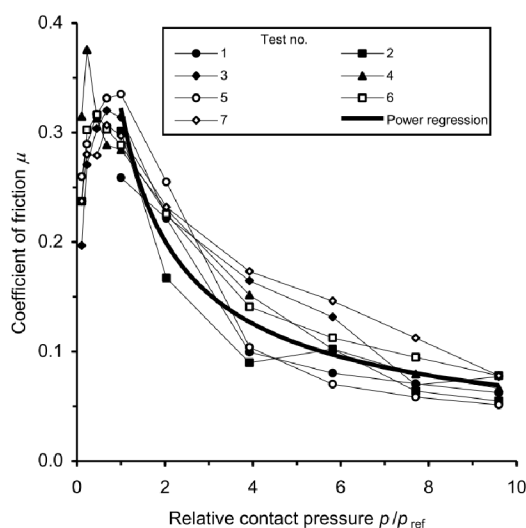
Obr. 2-21 Součinitel tření v závislosti na kontaktním tlaku pro různé drsnosti PMMA, drsnost Ti: a) 0,17 μm , b) 1,1 μm [20].

Wang [21] zkoumal vliv kontaktního tlaku na součinitel tření u kyčelní náhrady. Do experimentu vstupovala kontaktní dvojice z materiálu UHMWPE a CoCr. Při experimentech zaměřených na součinitel tření bylo zjištěno, že s narůstající zátěžnou silou dochází k jeho poklesu. Tato závislost je znázorněna na Obr. 2-22.



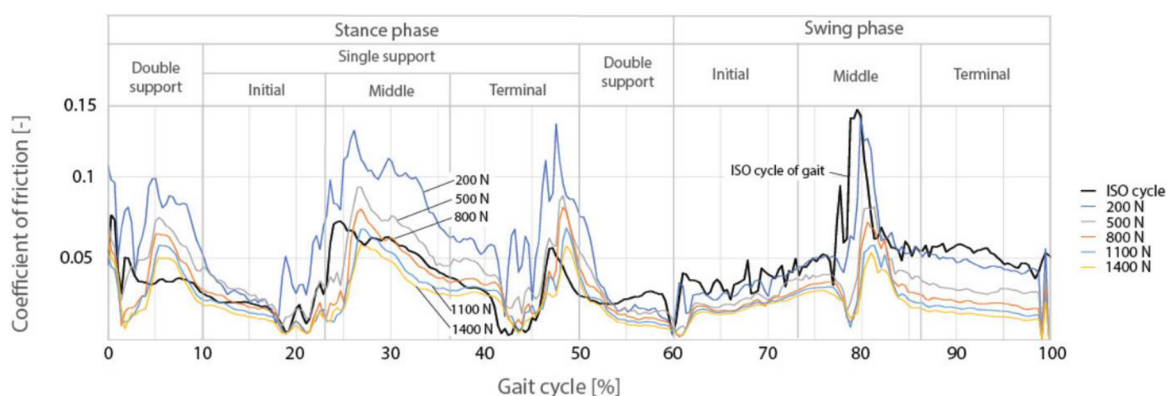
Obr. 2-22 Koeficient tření pro různé zátěžné síly [21] (upraveno).

Saikko [22] zkoumal vliv kontaktního tlaku na součinitel tření při použití UHMWPE. Protikusem byl CoCr a jako mazivo bylo použito hovězí sérum. Na Obr. 2-23 je znázorněna závislost součinitele tření na kontaktním tlaku. Na výsledných křivkách lze pozorovat, že při nízkých kontaktních tlacích součinitel tření roste s rostoucím kontaktním tlakem. Po dosažení kritické hodnoty však došlo ve vývoji součinitele tření k bodu zvratu a se zvyšujícím se kontaktním tlakem začal klesat.



Obr. 2-23 Závislost součinitele tření na kontaktním tlaku [22].

Výzkumu v oblasti vlivu zatížení se věnoval také **Ranuša** [23]. Experiment se věnoval testování kolenní náhrady za použití zjednodušené konfigurace (wheel-on-flat). Kontaktní dvojice byla tvořena CoCrMo diskem a tibiální vložkou z materiálu UHMWPE. Do experimentu vstupovala kinematika a zatížení předepsané normou ISO 14243-3 [12]. Na Obr. 2-24 je znázorněn průběh součinitele tření během celého cyklu chůze pro různé konstantní zatížení, doplněné o křivku reprezentující ISO cyklus, tedy s proměnným zatížením. Z výsledků je možné pozorovat, že se zvyšujícím se zatížením dochází ke snížení hodnoty součinitele tření, který ale zachovává stejný trend vývoje.



Obr. 2-24 Vývoj součinitele tření pro cyklus chůze s různým zatížením [23].

Vliv relativní rychlosti

Hlavním cílem **McGloughlin** [24] bylo zjištění opotřebení částí totální kolenní náhrady. Do experimentu vstupovalo několik interagujících dvojic, které byly testovány s odlišným SRR. Poměr skluzu a valení odpovídá pro testované vzorky takto: A) 1:0; B) 1:0,25; C) 1:0,5; D) 1:0,75 a E) 1:1. Do experimentu vstupovalo jako mazivo hovězí sérum, které bylo ředěno pomocí destilované vody na výsledný poměr 30 % na 70 %. Pro měření součinitele tření byl použit snímač dynamického kroutícího momentu, který byl připevněn na hřidel, která konala kmitavý pohyb s připevněnou femorální částí náhrady. Za působení zatížení a při pohybu obou částí náhrady se na povrchu hřídele vytvářelo napětí z důvodu její deformace. Toto napětí bylo přímo úměrné zkroucení hřídele, a tedy i vznikající třecí síle v kontaktu. V Tab. 2-3 jsou znázorněny hodnoty součinitele tření získaných z experimentů.

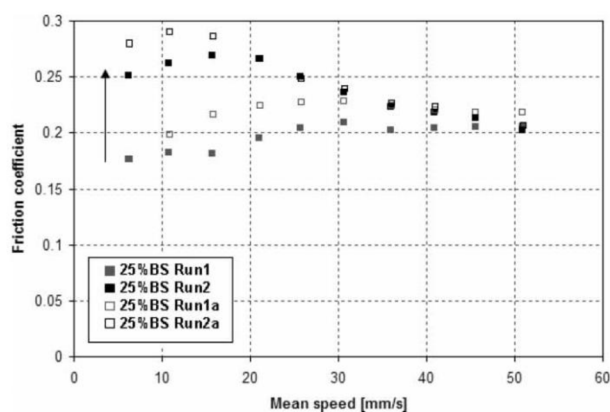
Tab. 2-3 Naměřené hodnoty součinitele tření pro různé hodnoty SRR [24].

	SRR	Průměrný součinitel tření	Maximální hodnota součinitele tření
A	1:0	0,0275	0,07
B	1:0,25	0,0325	0,08
C	1:0,5	0,05	0,055
D	1:0,75	0,06	0,07
E	1:1	0,01	0,02

Lze vidět, že průměrný součinitel tření roste se zvyšujícím se valením, avšak při poměru 1:1 dochází k rapidnímu poklesu na hodnotu 0,01. Také lze pozorovat, že především u nižších poměrů dochází v průběhu cyklu k chvilkovým nárůstům součinitele oproti jeho průměrné hodnotě.

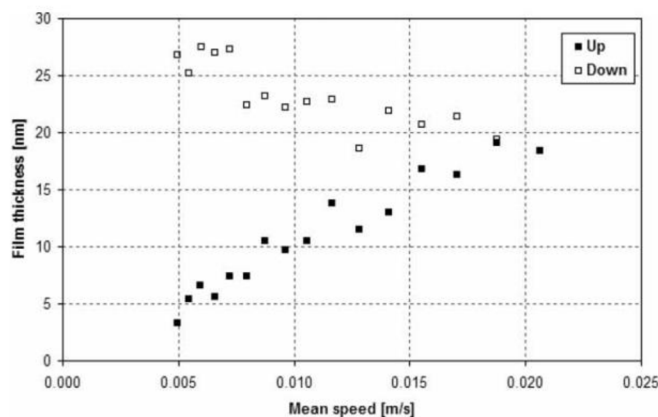
Mavraki et al. [25] zkoumal závislost součinitele tření na relativní rychlosti komponent. Experiment byl proveden na simulátoru MTM s kontaktem kovové koule na skleněnou plochu. Při měření bylo použito 25% hovězí sérum (Sigma-Aldrich, B-8655) na dvou vzorcích. Pro každý vzorek proběhly dva po sobě následující experimenty. Mezi měřeními

byly testované vzorky vyčištěny. Testy byly provedeny při 180 % SRR a zatížení 5 N. Z Obr. 2-25 lze vyčíst, že součinitel tření u všech vzorků z počátku roste. Pro první experimenty u obou vzorků lze sledovat pozvolný nárůst. Při rychlosti přibližně 30 mm/s dochází ke zvratu a při dále zvyšující se rychlosti se součinitel tření ustaluje. Po vyčištění vzorků a provedení druhého experimentu dosahuje součinitel tření vyšších hodnot při nižší rychlosti. K bodu zvratu dochází u těchto vzorků již při rychlosti 10, potažmo 15 mm/s. Součinitel tření se ustaluje a ve vyšších rychlostech se začíná blížit hodnotám získaným z prvních experimentů. Obě komponenty byly po každém cyklu testování podrobeny optické kontrole a nebyla u nich nalezena větší známka opotřebení. Zvyšování součinitele tření je tedy přiřazováno absorpci proteinů do povrchové vrstvy komponent.



Obr. 2-25 Závislost součinitele tření na relativní rychlosti [25].

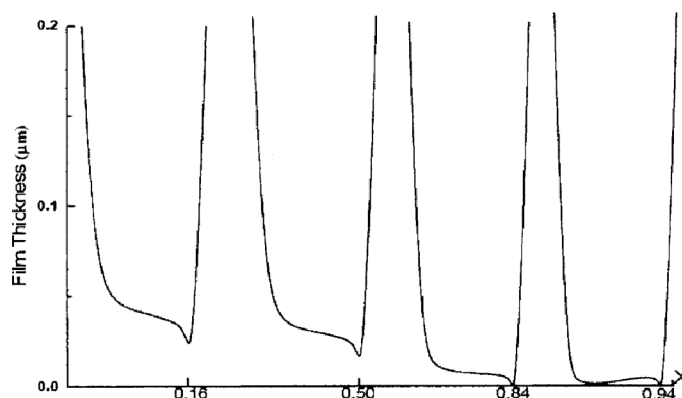
Na Obr. 2-26 jsou znázorněny dva experimenty. První (Up) probíhal za postupného zvyšování rychlosti. Tloušťka filmu rostla od 5 nm do 20 nm při rychlosti 20 mm/s. Druhý pokus (Down) probíhal za snižující se rychlosti. Lze zde pozorovat velmi odlišné chování vývoje tloušťky filmu. S klesající rychlostí totiž dochází k jejímu nárůstu. Maximální hodnota dosažená při 5 mm/s byla téměř 30 nm. Po zastavení experimentu (nulová rychlost, zatížení 5 N) se tloušťka mazacího filmu ustálila na hodnotu 16 nm. Tyto výsledky naznačují, že se v průběhu experimentu utváří vrstva filmu ve třetí dráze.



Obr. 2-26 Závislost tloušťky filmu na relativní rychlosti [25].

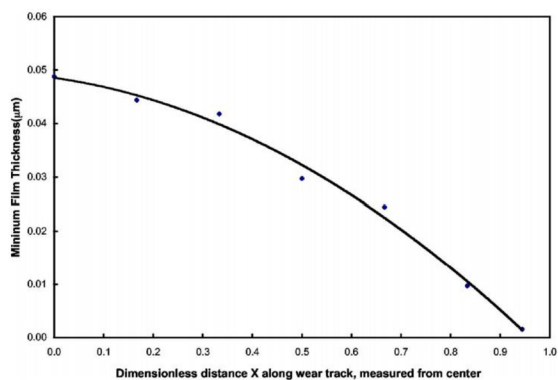
Kennedy et al. [26] popsal vliv mazání na opotřebení kolenních náhrad. Do experimentu vstupovaly 2 disky. První z CoCr a druhý z UHMWPE. Kontakt byl zaplaven 25% hovězím sérem. Součástí experimentu bylo porovnání materiálu UHMWPE po různé úpravě. Základem byl výlisek z GUR 1050, což je typ UHMWPE, který byl následně použit jak neozářený, tak další dva typy ozářené pomocí 29 kGy a 65kGy.

Vyhodnocení elastohydrodynamického mazání bylo provedeno numericky za uvažování liniového kontaktu dvou válců s rovnoběžnou osou. Predikce tloušťky mazacího filmu vykazovaly maximální odchylku 5 % od hodnot vyjádřených Hamrockem a Dowsonem.



Obr. 2-27 Průběh vývoje tloušťky mazacího filmu podél dráhy opotřebení; X – bezrozměrná poloha podél dráhy opotřebení [26].

Lze pozorovat, že tloušťka mazacího filmu se ztenčuje se snižováním rychlosti valení a blížícím se koncem oscilačního pohybu. Z Obr. 2-28 také vyplývá, že minimální tloušťka mazacího filmu se objevuje blízko krajní hrany kontaktu.

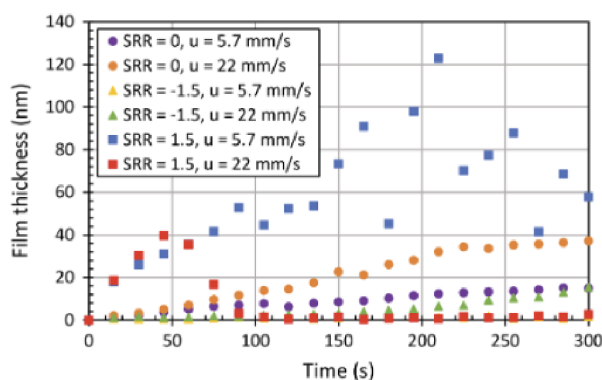


Obr. 2-28 Minimální tloušťka filmu podél dráhy opotřebení [26].

Nejvyšší hodnotu tloušťky filmu vykazuje střední oblast kontaktu, kde je její hodnota asi 0,05 μm a dochází ke smíšenému režimu mazání. Naopak nejnižší hodnoty 0,0016 μm dosahuje tloušťka filmu v $X = 0,94$, tedy téměř na konci dráhy opotřebení. V této oblasti se nachází mezní režim mazání.

Nečas [27] popsal mechanismus mazání v náhradě kyčelního kloubu. Při experimentu byl použit tribometr s konfigurací ball-on-disc. Z důvodu možnosti vytváření různé kinematiky a měnění SRR jsou obě komponenty řízeny nezávisle na sobě. Do kontaktu vstupovala femorální hlavice z materiálu CoCrMo a disk ze skla (BK7). Pro detailní popsání mazacího filmu byly při experimentu použity dvě pozorovací metody. Jedná se o optickou interferometrii a fluorescenční mikroskopii. Pro případ optické interferometrie byl povrch skleněného disku opatřen tenkou vrstvou chromu.

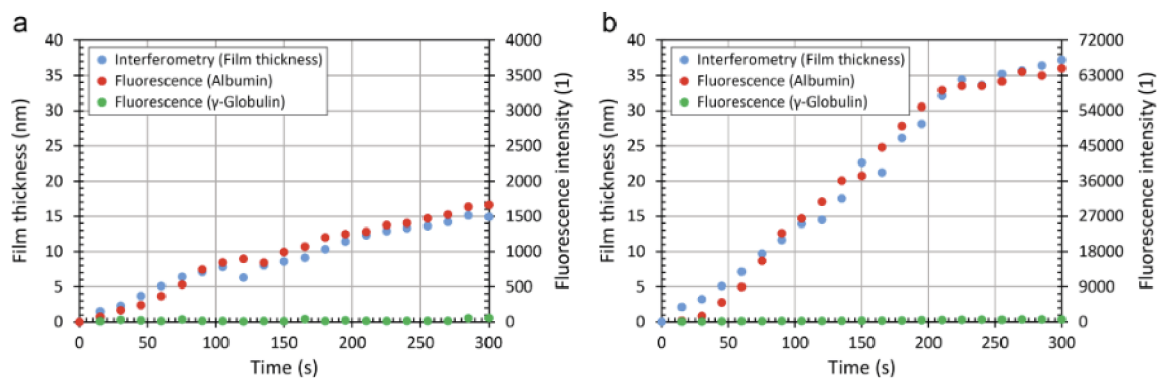
Obě metody se doplňují, jelikož pomocí optické interferometrie je možné měřit tloušťku mazacího filmu. Fluorescenční mikroskopie poté umožňuje pouze pozorovat vývoj filmu, ale její velkou výhodou je možnost zkoumat vliv jednotlivých proteinů obsažených v mazivu. V minulosti již bylo dokázáno, že závislost mezi intenzitou a tloušťkou filmu je lineární, nicméně v této práci je hodnota intenzity považována za bezrozměrnou tloušťku filmu. Pro zkoumané komponenty bylo provedeno několik experimentů (Obr. 2-29). Lišily se od sebe rozdílnou hodnotou SRR a relativní rychlostí.



Obr. 2-29 Porovnání tloušťky filmu pro různé hodnoty SRR [27].

Na grafu lze vidět, že při nulovém SRR dochází k postupnému nárůstu vrstvy filmu a u hodnot se nevyskytuje výrazný rozptyl od trendu. Při změně hodnoty SRR a docílení pohybu koule rychlejšího než disku, dochází k významnému ztenčení mazacího filmu. Výrazná změna byla zaznamenána při vyšší rychlosti disku než koule. Při nižších rychlostech bylo možné sledovat rostoucí charakter, ale po dosažení bodu zvratu tloušťka filmu klesla až téměř k nule.

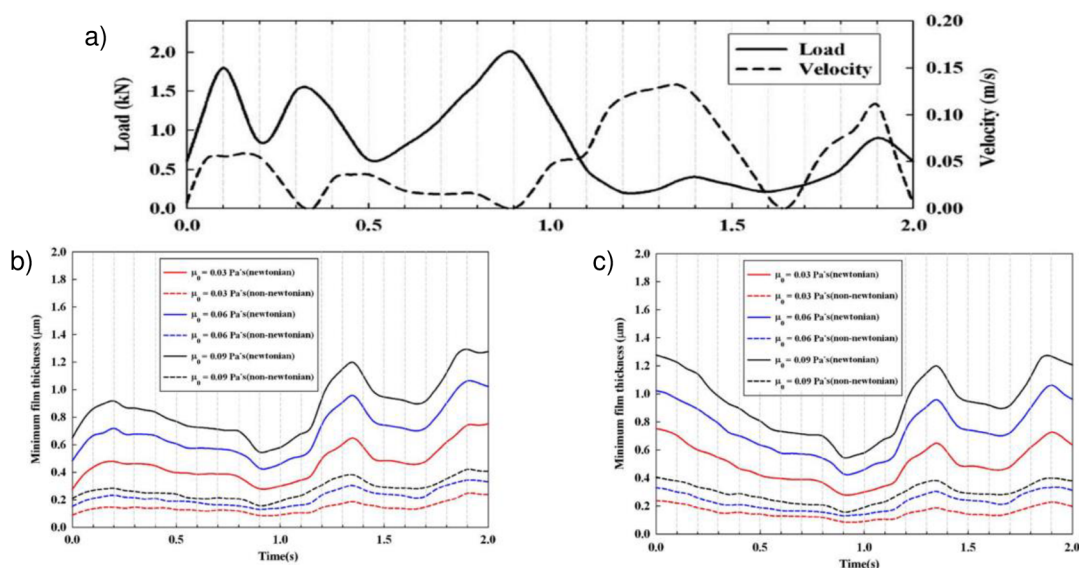
Dále byl porovnán vývoj mazacího filmu a intenzity proteinů obsažených v mazivu. Experiment byl proveden při totálním valení pro dvě různé relativní rychlosti: 5,7 mm/s a 22 mm/s. Na Obr. 2-30 lze vidět, že tloušťka filmu po celou dobu experimentu roste. Dále je možné pozorovat, že při experimentu téměř nedochází ke změně tloušťky γ -globulinu, narozdíl od albuminu. Tato souvislost říká, že právě albumin výrazně ovlivňuje vývoj mazacího filmu.



Obr. 2-30 Vývoj mazacího filmu a intenzity v závislosti na času: a) 5,7 mm/s, b) 22 mm/s [27].

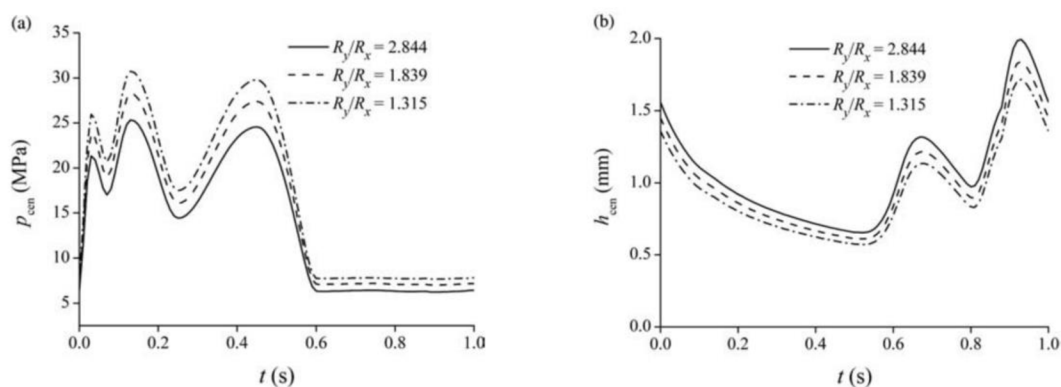
2.3.3 Numerické studie kolenních náhrad

Mongkolwongroj [28] představil ve své publikaci numerickou studii věnující se predikci tloušťky mazacího filmu kolenní náhrady při uvažování elastohydrodynamického režimu mazání. Analýza splňovala podmínky z hlediska kinematiky a zatížení, které nastávají při cyklu chůze, kdy byl zkoumán bodový kontakt mezi materiály UHMWPE a CoCr. Výsledky studie ukazují, že největších hodnot pro minimální tloušťku mazacího filmu pro různá maziva nastává v každém bodě cyklu pro měkčí povrchy, vyšší viskozitu, nižší zatížení a vyšší rychlost. Při prvním cyklu chůze je tloušťka filmu minimální. Mazací film se ustálí při druhém cyklu chůze a zachovává stejný trend vývoje v cyklech nadcházejících. Autoři deklarovali, že vývoj mazacího filmu odpovídá změnám v aplikovaném zatížení a rychlosti. Nejnižší tloušťka mazacího filmu odpovídá části cyklu s nejvyšším zatížením a nejnižší rychlostí (Obr. 2-31). Autoři dále zkoumali chování newtonovských a neneutronovských maziv s různou viskozitou. Výsledky ukazují, že s narůstající viskozitou roste tloušťka filmu pro oba typy maziva a tloušťka filmu je výrazně vyšší pro newtonovský typ maziva.



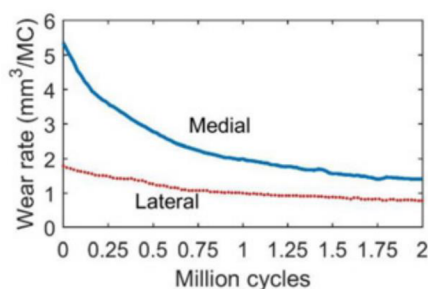
Obr. 2-31 Vývoj tloušťky mazacího filmu: a) zatížení a rychlost, b) první cyklus, c) druhý cyklus [28].

Ve studii Su [29] byla řešena simulace elasto-hydrodynamického mazání pro kolenní náhradu za aplikace kinematiky a zatížení odpovídající lidskému kolenu. Do výpočtů vstupovala zjednodušená geometrie ve formě elipsoid-on-plane. Autoři zjistili, že k horšímu mazání a vyššímu opotřebení častěji dojde u stojné fáze než švihové. Při výpočtech bylo uvažováno mazivo s newtonovským charakterem o viskozitě 0,1 Pa·s. Na Obr. 2-32 jsou zobrazeny predikované hodnoty pro centrální hydrodynamický tlak a tloušťku mazacího filmu. Autoři zkoumali vliv změny poloměru femorální komponenty, kdy výsledky ukázaly, že při nižších hodnotách došlo ke zvýšení hydrodynamického tlaku, a naopak ke snížení centrální tloušťky mazacího filmu.



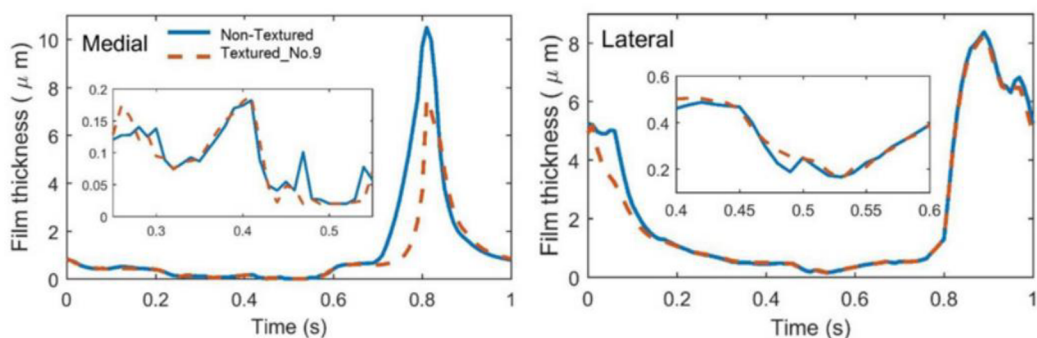
Obr. 2-32 a) predikovaný hydrodynamický tlak, b) predikovaná tloušťka mazacího filmu [29].

Gao [30] provedla numerickou predikci opotřebení kolenní náhrady se zaměřením na povrchové úpravy kolenní náhrady. Do výpočtu vstupovala zjednodušená geometrie ball-and-socket a dvojice materiálů UHMWPE a kov, potažmo keramika. Kinematika a zatížení byly voleny dle cyklu chůze a bylo uvažováno mazání v režimu EHD s newtonovskou kapalinou. Do výpočtu vstupovalo rozdílné zatížení pro mediální a laterální kondyl a oba byly řešeny zvlášť. Na Obr. 2-33 je znázorněno opotřebení mediálního a laterálního kondylu pro dva miliony cyklů. Na mediálním kondylu lze pozorovat výrazně větší opotřebení.



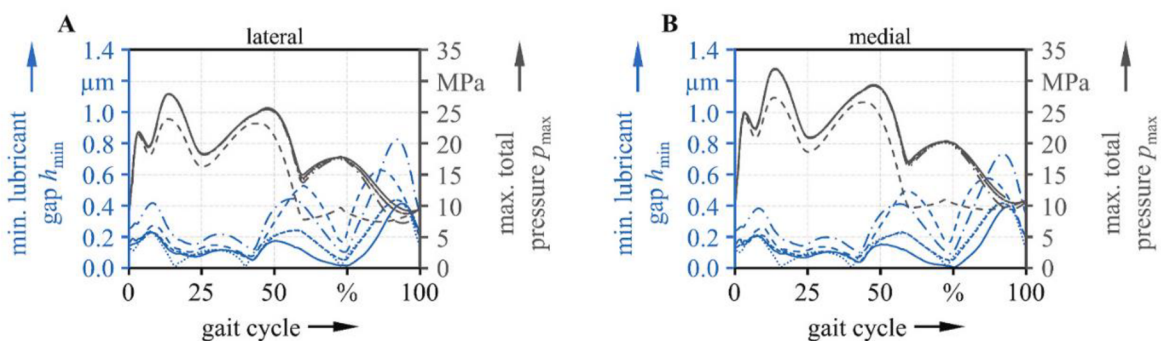
Obr. 2-33 Opotřebení mediálního a laterálního kondylu pro dva miliony cyklů [30].

Autoři se dále věnovali výzkumu v oblasti vylepšení mazacích vlastností a snížení opotřebení vlivem povrchové topografie. Z výsledků je patrné, že pro laterální kondyl by topografie mohla za určitých okolností přispět k lepšímu chování maziva, nicméně pro mediální kondyl nedocházelo k jasným zlepšením, naopak bylo dosaženo výsledků horších.



Obr. 2-34 Vývoj tloušťky mazacího filmu pro mediální a laterální kondyl s a bez topografie povrchu [30].

Marian [31] ve své publikaci představil numerický model popisující mechanismus mazání pro totální kolenní náhradu. Do výpočtu vstupovala femorální komponenta z CoCrMo charakterizovaná rádiusy kondylů a odpovídající tibiální vložka z PMMA. Použité zatížení a kinematika vycházely z cyklu chůze. Na Obr. 2-35 je znázorněn průběh minimální tloušťky mazacího filmu a maximálního tlaku v průběhu cyklu chůze pro mediální a laterální kondyl.



Obr. 2-35 Vývoj tloušťky mazacího filmu a kontaktního tlaku pro a) laterální kondyl a b) mediální kondyl [31].

Při porovnání obou kondylů docházelo u mediálního k dosažení vyšších hodnot kontaktního tlaku, tenčího mazacího filmu a byl více náchylný na přímý dotyk kontaktní dvojice z důvodu úplného vymizení maziva z kontaktu. Tloušťka maziva dosahovala nižších hodnot při stejné fázi cyklu, což způsobila kombinace kinematiky a zatížení. Formování mazacího filmu bylo výrazně ovlivněno změnou pohybu femorální komponenty, při které dochází k nulové relativní rychlosti, nicméně úplnému kolapsu mazacího filmu může být předejito díky „squeeze“ efektu. Obecně stejná fáze a místa změny pohybu jsou typická větším opotřebením a jsou to kritická místa pro životnost kolenních náhrad. Autor konstatuje, že mimo vlivu kinematiky a zatížení, mazací film výrazně ovlivňuje i složení synoviální kapaliny, které může být u každého pacienta jiné.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Kolenní náhrady se v poslední době stávají více aktuální z důvodu vyššího věku dožití populace. Problémem kolenních náhrad je především jejich nízká životnost, jelikož nejsou na tuto zátěž stavěny. K pokroku ve vývoji je potřeba lépe pochopit tribologické děje, ke kterým v kolenních náhradách dochází. K tomuto slouží mimo jiné výzkum součinitele tření a vývoje mazacího filmu, což jsou parametry, které byly v rámci této práce zkoumány. Parametry získané z experimentů na simulátorech následně nachází své uplatnění ve tvorbě MKP analýz, které jsou hlavním nástrojem pro predikci opotřebení kloubních náhrad. Právě obstarání proměnného součinitele tření v průběhu celého cyklu chůze může výrazně zpřesnit výsledky těchto analýz, jelikož do nich ve velké řadě případů vstupuje jako konstantní hodnota [32–34].

Jedna z vlastností, která prozatím není v dostupné literatuře příliš popsána je mechanismus tvorby a vývoj mazacího filmu. Tato informace by mohla výrazně přiblížit režim mazání, který v kontaktu kolenní náhrady nastává. V poslední době se objevují práce, které se mechanismus mazání snaží popsat [35], nicméně využívají reálnou kolenní náhradu a není u nich možné pozorovat vlivy jednotlivých parametrů, potažmo sledovat vývoj mazacího filmu nepřetržitě, jelikož dochází k migraci kontaktní oblasti z důvodu proměnné geometrie femorální komponenty.

3.2 Analýza a zhodnocení poznatků z rešerše

Publikace, jež byly v rámci rešerše popsány ukazují různé přístupy autorů ke konstrukci testovacího zařízení. Při experimentech, které se zabývaly testováním kolenní náhrady byly nejčastěji použity konfigurace ball-on-disc a wheel-on-flat. Inovativní přístup zvolil McCann [14], který představil konstrukci využívající hydrostatická ložiska pro uložení vany se vzorkem, čímž je velice omezen vznik parazitního tření.

Při použití zjednodušené konfigurace je nutné z důvodu změny kontaktní oblasti přepočítat kontaktní tlak. Tento problém byl řešen v práci Barceinas [13]. Jedním z výstupů bylo rozdělení zátěžné síly, kdy na mediální kondyl působí přibližně 61 % zátěžné síly. Tento jev je doprovázen výzkumem Gao [30], který ukazuje výrazně větší opotřebení u mediálního kondylu. Kontaktní tlak, který u kolenních náhrad nastává, se v rámci prací liší a závisí na přístupu, kterým byl získán. Pro oblast s největším zatížením se lze setkat s tlaky od 20 do 30 MPa [19, 23, 29], kdy navíc záleží, který z kondylů byl zkoumán.

Z hlediska vlivu maziva proběhl rozsáhlý výzkum. Scholes [16, 17] používal CMC a FBS s obsahem proteinů, které je definováno normou. Barceinas [13] prováděl experiment pro dva typy FBS s rozdílným obsahem proteinů. Podobný experiment provedl i Flannery [18], který testoval několik variant FBS, které bylo ředěno destilovanou vodou na potřebnou koncentraci. Scholes a Barceinas shodně deklarovali, že narůstající množství proteinů v mazivu vede ke zvýšení součinitele tření. Naopak Flannery, který FBS ředil destilovanou vodou na 25 %, 50 %, 75 % nepozoroval u experimentů výrazné rozdíly v hodnotě tření. V souladu s tímto tvrzením jsou výstupy Ranuši [23], který pro případ maziva s proteiny a destilovanou vodou taktéž nepozoroval výrazné rozdíly v hodnotě tření. Nečas [35] prováděl experimenty se synteticky připravenou modelovou synoviální kapalinou, kde zkoumal vliv jednotlivých složek. Přivedením této látky do kontaktu je dosaženo lepšího přiblížení se realitě, jelikož je připravena na základě extraktu z pacienta s kolenní náhradou.

Dalším parametrem, který byl při experimentech zkoumán je vliv axiálního zatížení, potažmo kontaktního tlaku. Většina výzkumů byla provedena pouze pro nízké hodnoty kontaktního tlaku. Nuño [20] a Saikko [22] shodně ukazují, že pro materiál PMMA, tak i UHMWPE součinitel tření u nízkých kontaktních tlaků roste. Okolo hodnoty 0,6 MPa nastává bod zvratu a od této hodnoty nastává pokles součinitele tření. Ranuša [23] provedl experiment s kinematikou, která je definována normou ISO 14243-3 [12] pro testování kolenních náhrad. Experimenty potvrdily poznatky z předchozích prací, a i s aplikovanou kinematikou a vyššími hodnotami kontaktního tlaku docházelo k poklesu součinitele tření s narůstající zátěžnou silou.

Další pozorovaný parametr byl vliv relativní rychlosti. McGloughlin [24] ukázal, že při postupném zvyšování rychlosti valení dochází k nárůstu součinitele tření. Když byl skluz a valení v poměru 1:1 však došlo k rapidnímu propadu tření. Mavraki [25] ukázal, že součinitel tření je na relativní rychlosti závislý tak, že při nízkých rychlostech nastává růst součinitele tření, po dosažení bodu zvratu tření klesá a postupně se ustaluje. Nečas [27] v rámci výzkumu kyčelního kloubu ukázal, že při vyšších rychlostech je dosaženo větších tloušťek mazacího filmu. Z hlediska tloušťky mazacího filmu bylo také provedeno několik numerických analýz. Společným výstupem publikací Su [29] a Marian [31] je, že ve stejné fázi je z důvodu kinematiky a zatížení dosahováno menší tloušťky filmu, než u fáze švihové.

3.3 Cíl práce

Analyzovat součinitel tření mezi CoCrMo diskem v kontaktu s vložkou z PMMA v porovnání se závislostí na vývoji mazacího filmu pozorovaného pomocí fluorescenční mikroskopie. Pro možnost provedení experimentů bude zhotovena úprava simulátoru, který bude vycházet z podmínek normy ISO 14243-3.

Dílčí úkoly práce jsou:

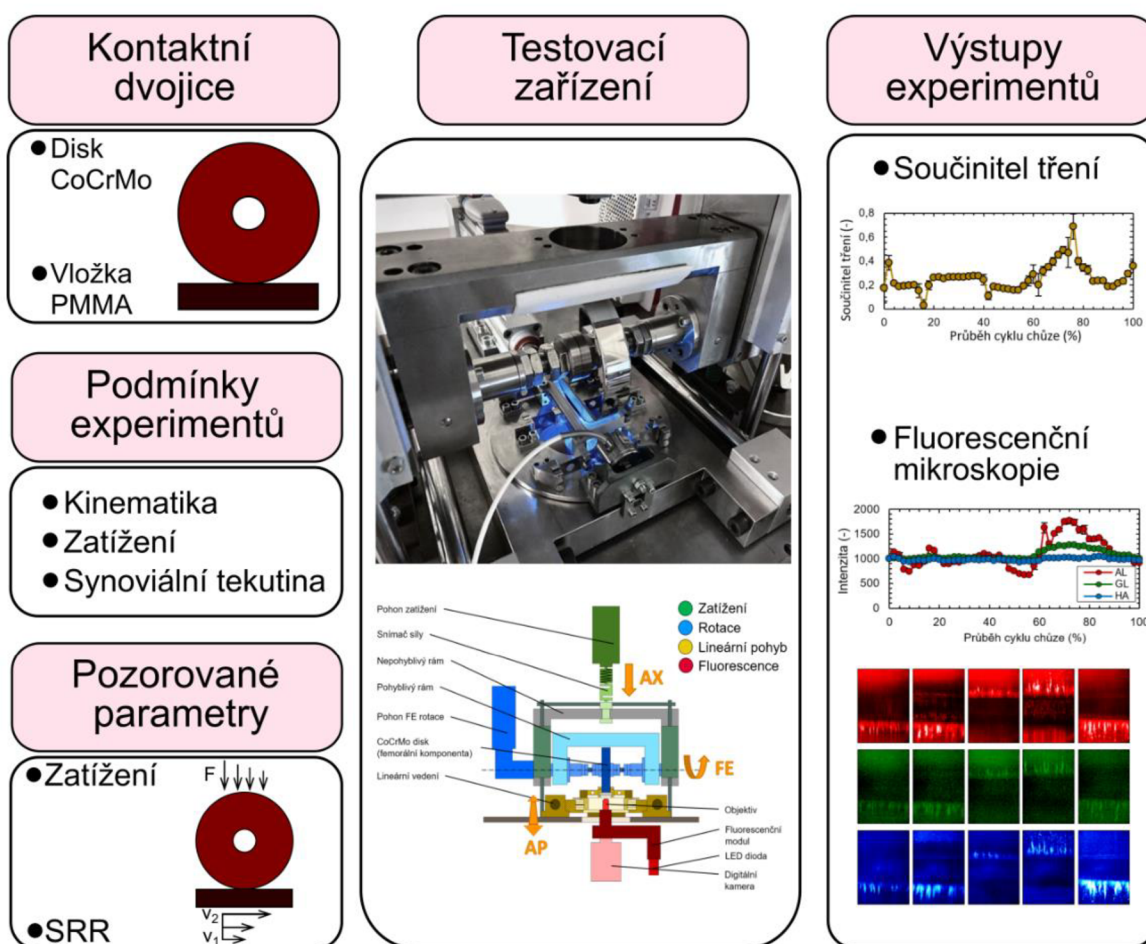
- na základě předchozích poznatků navrhnout metodiku analýzy součinitele tření za použitých možných zjednodušení experimentu, kde budou započítány možné nepřesnosti měření
- Navrhnout metodiky pro analýzu vývoje mazacího filmu
- navrhnout a realizovat konstrukční úpravu stávajícího simulátoru pro testování kolenního kloubu za účelem naplnění stanovených cílů
- realizovat měření součinitele tření doplněné analýzou tloušťky mazacího filmu
- posoudit vliv součinitele tření na vývoj mazacího filmu

3.3.1 Vědecké otázky a hypotézy

- **V1:** Jaký vliv má na hodnotu součinitele tření a vývoj mazacího filmu míra zatížení a relativní rychlost komponent?
- **V2:** Jak ovlivní agregace proteinů v kontaktu interagujících komponent vývoj hodnot součinitele tření v průběhu cyklu chůze?
- **H1a:** Při nárůstu zatížení dojde ke snížení hodnoty součinitele tření vlivem formování proteinů mazacího filmu v kontaktu.
- **H1b:** Množství proteinů v kontaktu klesá s narůstajícím rozdílem v rychlosti interagujících komponent. Důsledkem narůstající relativní rychlosti komponent je pokles hodnoty součinitele tření.
- **H2a:** Narůstající množství proteinů v oblasti kontaktu způsobí pokles hodnoty součinitele tření.

4 MATERIÁL A METODY

Na základě poznatků z rešerše byla navržena metodika měření součinitele tření a pozorování vývoje mazacího filmu v kontaktu interagujících komponent. Stávající simulátor, který se nachází na VUT v Brně byl ze získaných poznatků upraven a doplněn o potřebné moduly, které umožnily provést naplánované experimenty. Na Obr. 4-1 je znázorněno schéma průběhu práce, kdy jednotlivé části jsou popsány dále v textu.

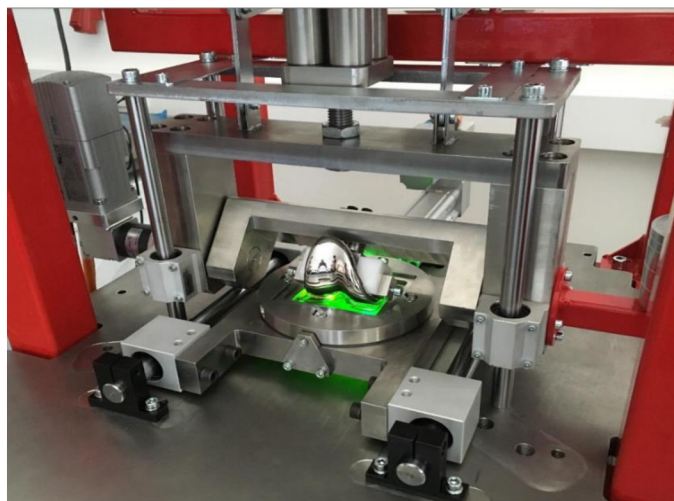


Obr. 4-1 Přehled řešení práce.

4.1 Experimentální zařízení

Pro výzkum součinitele tření a vývoje mazacího filmu byl použit kolenní simulátor (Obr. 4-2), jež je součástí laboratoří na Ústavu konstruování. Za účelem naplnění cílů, tedy možnost měřit součinitel tření, byl v rámci diplomové práce simulátor upraven. Jednotlivé konstrukční úpravy jsou blíže popsány v Kap. 5-1. Norma ISO 14243-3 [12] definuje zatížení a kinematiku testovaných komponent. Součástí simulátoru jsou pohony, které tuto

normu respektují ve vytváření axiálního zatížení (AX), úhlu natočení (FE) a předozadního posunu tibiální části (AP) v plné míře. V normě je dále předepsána rotace tibiální části, která se pohybuje od -6° do 2° . Jedná se o neřízený pohyb a při experimentech byl tento pohyb zafixován, jelikož simulátor neumožňuje jeho aplikaci.



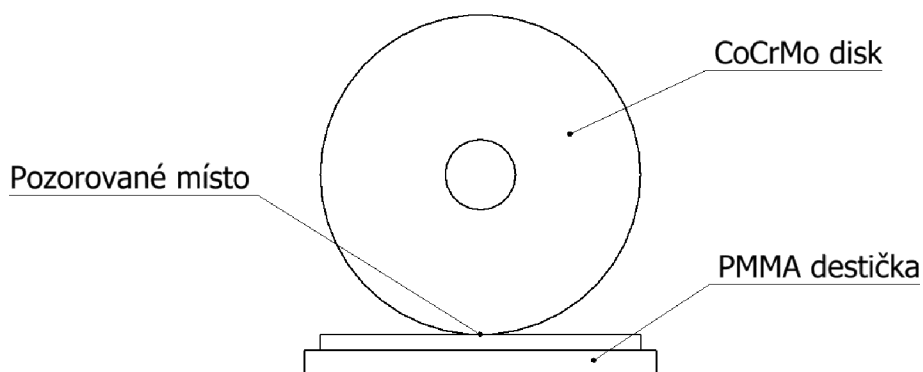
Obr. 4-2 Kolenní simulátor na ÚK FSI VUT v Brně [36].

4.2 Kontaktní dvojice

Do experimentů v této diplomové práci vstupovala zjednodušená konfigurace. Jedná se o konfiguraci disku s destičkou (wheel-on-flat), která je schématicky znázorněna na Obr. 4-3. Parametry kontaktní dvojice jsou zaznamenány v Tab. 4-1. Upravené konfigurace bylo využito především z důvodu zjednodušení, které se projevuje přesnějším popsáním jevů, které při pohybu nastávají. Hlavní výhodou je možnost snímání kontaktní oblasti po celou dobu cyklu, což u reálné kolenní náhrady není možné z důvodu migrace kontaktu kvůli proměnné geometrie femorální komponenty.

Tab. 4-1 Parametry testovaných komponent.

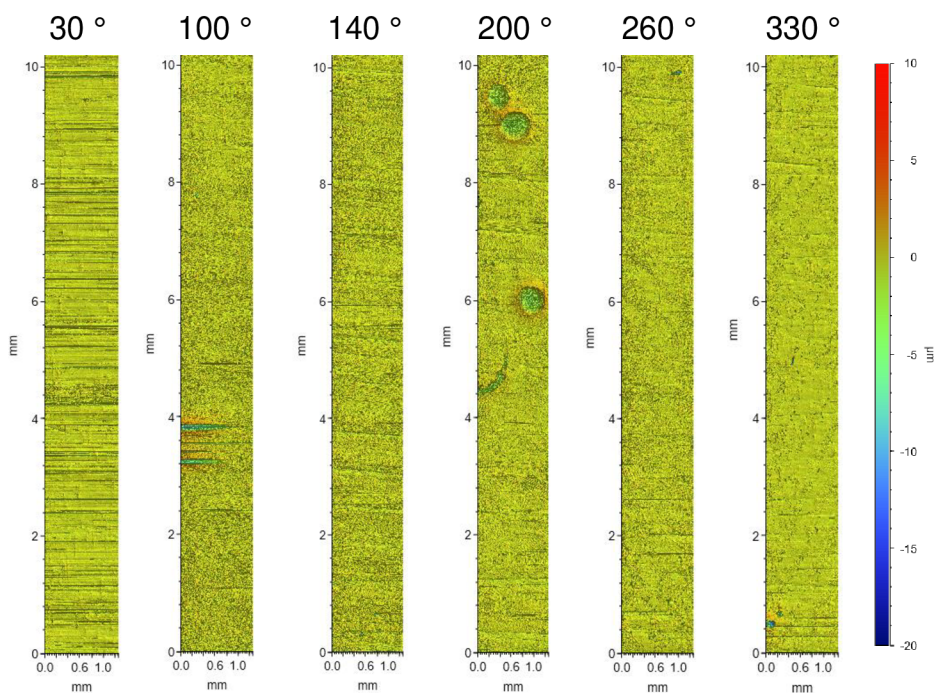
Parametr	Disk	Destička
Materiál	CoCrMo	PMMA
Youngův modul	241 GPa	3,8 GPa
Poissonova konstanta	0,29	0,38
Rozměry	$\varnothing = 100 \text{ mm}$, $t = 20 \text{ mm}$	43x33x8 mm
Drsnost povrchu	Kap. 4.2.1	Řády nanometrů



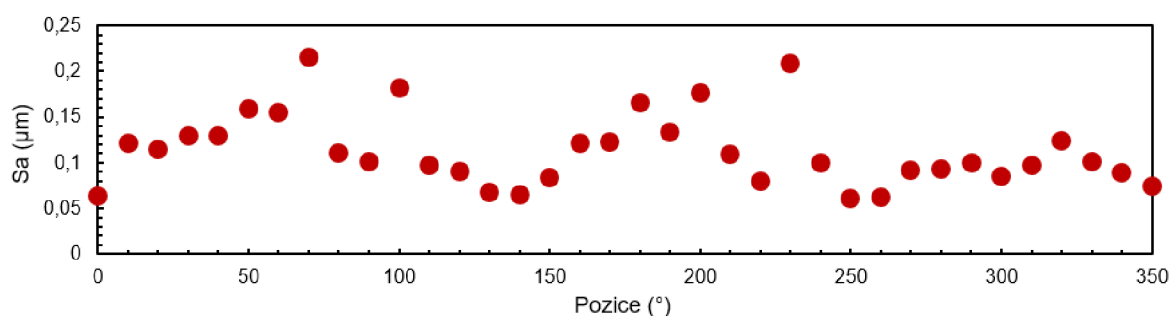
Obr. 4-3 Komponenty s pozorovanou oblastí.

4.2.1 Analýza drsnosti povrchu CoCrMo disku

Pro získání informací o drsnosti povrchu CoCrMo disku byla provedena jeho analýza na optickém profilometru Bruker. Disk byl označen značkami po 10 stupních, ve kterých bylo provedeno měření. Měření drsnosti proběhlo na oblasti 10 x 1,2 mm a nebylo tak provedeno po celé jeho šířce. Průměrné drsnosti v daných pozicích jsou znázorněny na Obr. 4-5. Na disku je zjevné, že již byl dříve používán a jsou na něm podélné rýhy (0° - 100°). Další vysoké a nestabilní hodnoty drsnosti se objevily okolo 200°. V těchto místech lze vidět, že se na povrchu nacházejí vady (Obr. 4-4), které vznikly zřejmě již při výrobě. Při experimentech je využívána výseč disku o přibližně 60°. Pro experimenty byla z tohoto důvodu zvolena oblast od 250° do 350°, kde je drsnost disku nejnižší a zároveň nejstabilnější.



Obr. 4-4 Snímky povrchu disku.



Obr. 4-5 Drsnost disku.

4.2.2 Úprava axiálního zatížení

Při použití zjednodušené konfigurace bylo nutné upravit axiální zatížení disku, jelikož norma jej předepisuje pro kontakt s materiálem UHMWPE. Ten nelze použít, protože součástí experimentů bylo pozorování vývoje mazacího filmu pomocí fluorescenční mikroskopie, u které je nutné, aby byla jedna z komponent transparentní. Jako vztažný bod byl uvažován kontaktní tlak při maximálním zatížení, které se vyskytuje v 13 % cyklu a síla je zde dle normy rovna 2600 N. Přepočtení pomocí jedné hodnoty lze využít za předpokladu, že se kontaktní tlak mění v závislosti na axiální síle úměrně. Tento předpoklad byl řešen v rámci studie Su [29], kde bylo dokázáno, že vývoj kontaktního tlaku následuje vývoj zátěžné síly definované normou. Pro přepočtení byla využita Hertzova kontaktní teorie. V dostupné literatuře se maximální kontaktní tlak v oblasti maximálního zatížení velice liší a variuje mezi 20-35 MPa. Pro řešení práce byla vybrána hodnota 21 MPa, kterou ve své práci použil Ranuša [23] a tato diplomová práce na ní navazuje. Pro získání proměnlivého zatížení pro celý cyklus chůze, byla síla definovaná normou ponížena poměrem, který byl v tomto místě obstarán.

4.3 Mazivo

Do experimentů vstupovalo jako mazivo modelová synoviální kapalina, která byla synteticky připravena na základě synoviální kapaliny extrahované z pacienta s kolenní náhradou [37]. Přesné složení je znázorněno v Tab. 4-2.

Tab. 4-2 Složení synoviální kapaliny u pacientů s náhradou [37].

Objem (ml)	Proteiny (mg/ml)	Albumin (mg/ml)	γ-Globulin (mg/ml)	Kyselina hyaluronová (mg/ml)	Fosfolipidy (mg/ml)	Viskozita (mPa/s)
2,5	40,3	28,2	11,5	1,4	0,154	54,3

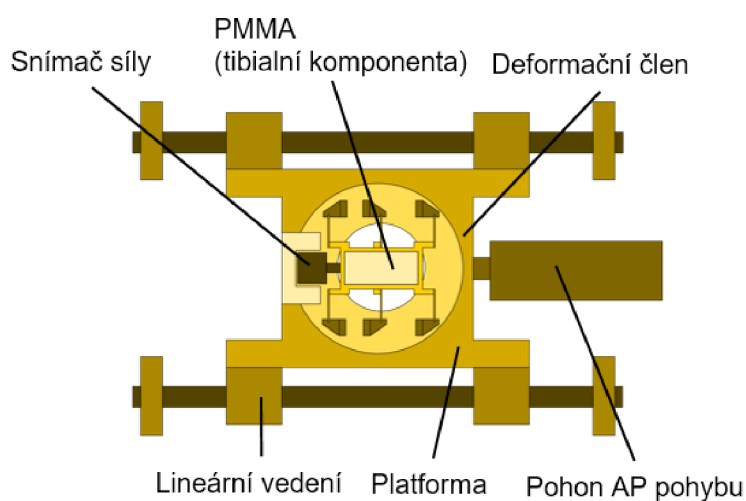
Jelikož byla při experimentech prováděna analýza vývoje mazacího filmu, bylo nutné, aby mazivo obsahovalo fluorescenční prvky. Pro tento účel byly použity fluorescenční značky. Do experimentů vstupovaly tři druhy maziva. Byly připraveny tři modelové synoviální kapaliny, ve kterých byl obarven albumin, γ -globulin, nebo kyselina hyaluronová.

4.3.1 Měření součinitele tření

V rámci řešení diplomové práce byl navržen a zkonstruován nový modul pro snímání součinitele tření, který je blíže popsán v Kap. 5.1. Schéma modulu je znázorněno na Obr. 4-7. Při experimentu dochází k deformaci planžet (deformační člen) z důvodu aplikace kinematiky a zatížení na kontaktní dvojici. Zaznamenávána je tangenciální síla pomocí snímače síly, který je vůči vaně na planžetách předeprnut, aby bylo možné zaznamenávat tangenciální sílu v obou směrech. Naměřená data jsou filtrována a následně vyhodnocena.



Obr. 4-6 Metoda měření součinitele tření.

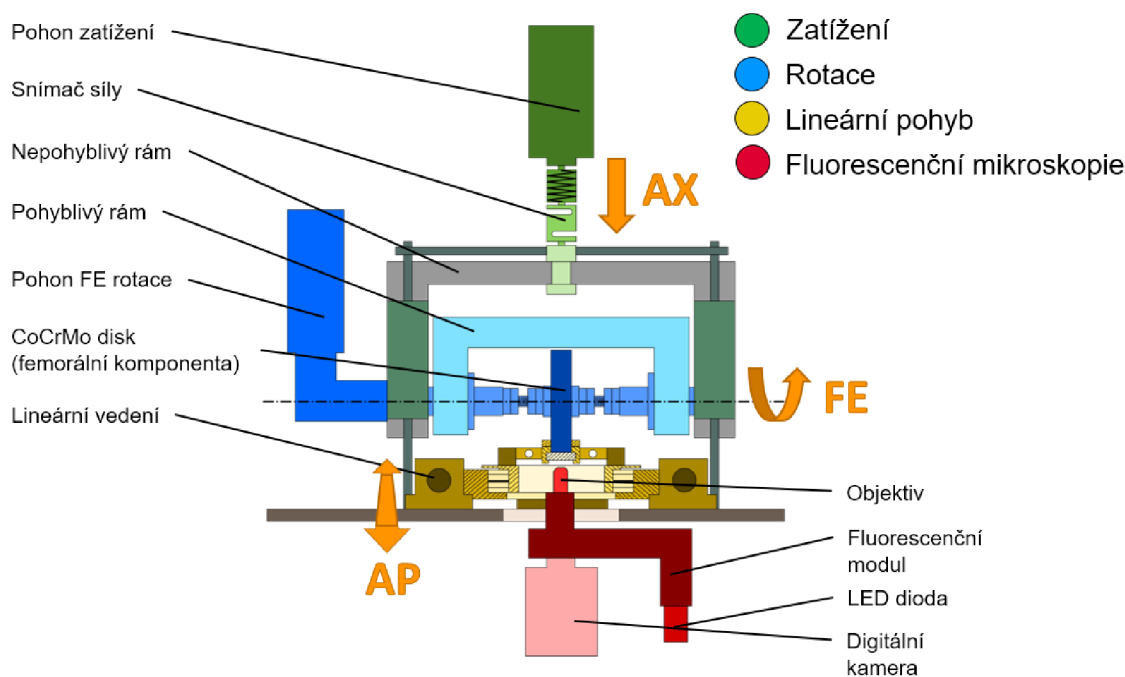


Obr. 4-7 Schéma modulu pro snímání součinitele tření

4.3.2 Pozorování vývoje mazacího filmu

Pro zkoumání mazacího filmu byla použita fluorescenční mikroskopie. Nevýhodou metody je možnost zkoumání pouze vývoje mazacího filmu, a nebylo tedy možné měřit skutečnou hodnotu tloušťky filmu. Naopak výhodou použití této metody je možnost oddělení proteinů pomocí jejich obarvení, a tedy zkoumat vliv jednotlivých proteinů na tvorbu mazacího filmu. Metoda byla do simulátoru implementována dříve [38]. V rámci experimentu proběhlo nastavení snímání dle použité konfigurace a byly provedeny snímky s dostatečnou kvalitou

a frekvencí pro optimální vyhodnocení. V rámci vyhodnocování byly získány průměrné hodnoty intenzit z oblasti kontaktu, které byly dále použity při vyhodnocování. V rámci vyhodnocování byly intenzity parametrizovány, aby bylo zamezeno vlivu okolních podmínek, jako je světlo, které nebylo při každém experimentu stejné. Díky parametrizaci bylo dosaženo menší směrodatné odchylky, nicméně byla ztracena informace o reálné hodnotě intenzity. Pro umožnění vyhodnocení hodnot však byla nezbytná.

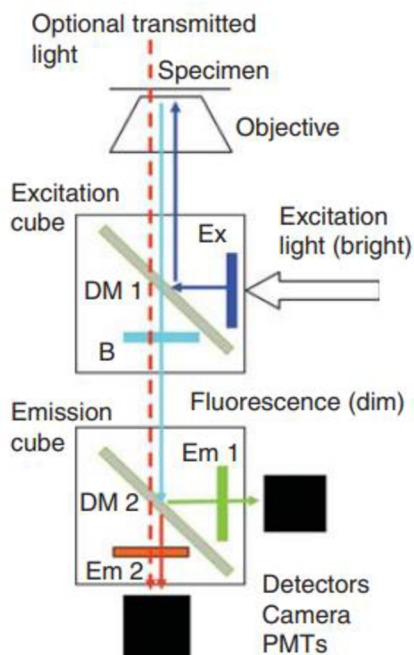


Obr. 4-8 Schéma použité aparatury.

Základním principem fluorescenční mikroskopie [39] je absorpce světelné energie (prezentované fotonem, který je dodáván pomocí externího zdroje), pomocí fluoroforu. Po tomto jevu následuje v řádu nanosekund emitace nového fotonu, který má nižší energii než foton absorbovaný z důvodu ztráty energie v průběhu procesu. Naopak vlnová délka u emitovaného fotonu je obvykle vyšší než u původního. Tento jev je popsán Stokesovým posuvem. Základní faktor, který ovlivňuje úspěšné získání relevantních vzorků pomocí fluorescenční mikroskopie, spočívá v kvalitním oddělení emitovaného světla od excitovaného. Tohoto se dosahuje použitím vhodných optických filtrů, které musí být voleny s uvážením ke zvolenému fluoroforu.

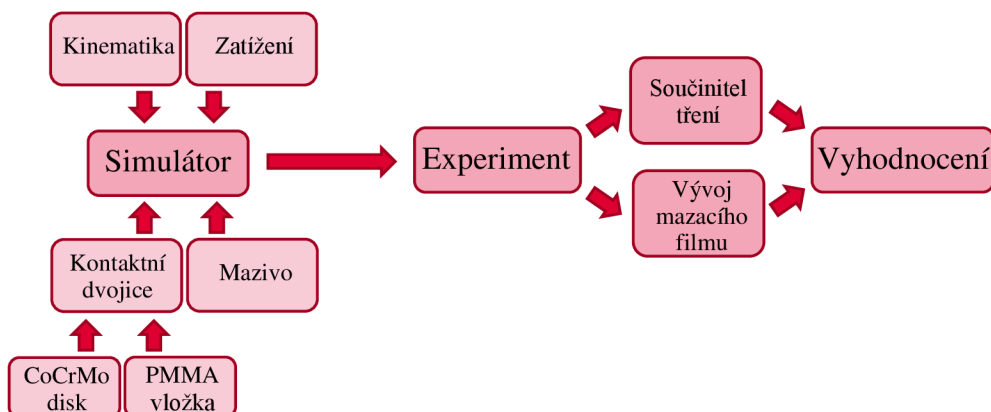
Omezením pro tuto metodu je nutnost nahrazení jednoho ze vzorků průhledným materiálem. Z toho důvodu se pro výzkum velice často používá pro tibiální vložku materiál PMMA, nicméně u reálných náhrad se nejčastěji používá neprůhledný materiál UHMWPE. Do mikroskopu vstupuje světelná energie z externího zdroje (žárovka, či laser). Dále je filtrována excitačním filtrem (EX) a usměrněna pomocí dichroického zrcadla (DM 1) na pozorovaný vzorek, kde se odráží a dále putuje přes bariérový filtr (B) na dichroické zrcadlo (DM 2), zde je paprsek rozdělen na dva, které prochází skrze

emitovací filtry (Em 1 a Em 2), které vyfiltrují nežádoucí světlo. Fluorescence je následně detekována pomocí širokoúhlých kamer, nebo laserového skenování. Tento princip je zobrazen na Obr. 4-9.



Obr. 4-9 Schéma fluorescenčního mikroskopu [39].

4.4 Průběh experimentu



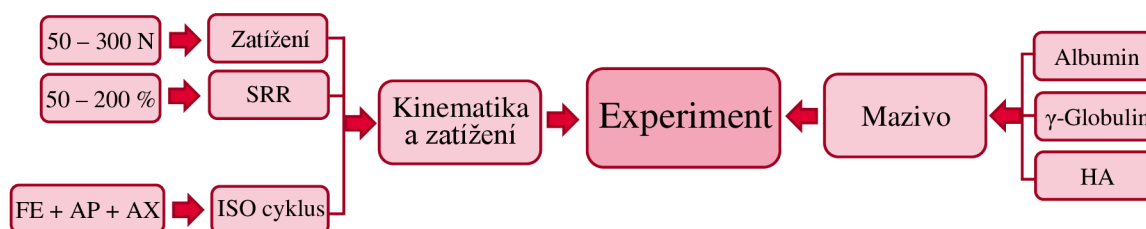
Obr. 4-10 Průběh experimentu.

Před zahájením experimentu je na simulátor nutné umístit modul pro snímání součinitele tření a fluorescenční modul se správně zvolenou LED diodou a filtračním bločkem dle typu pozorované složky. Po zapnutí simulátoru je do něj nutné nahrát potřebnou kinematiku a zatížení. Následuje příprava kontaktní dvojice, kterou je nutné před upnutím do simulátoru důkladně očistit pomocí 1% roztoku SDS, opláchnout vodou, vysušit a očistit

izopropylalkoholem. Po upnutí kontaktní dvojice a zaizolování vany je do kontaktu aplikováno mazivo a předepnut snímač síly. Následně je již možné kontaktní dvojici zatížit a najít kontaktní oblast pomocí fluorescenční mikroskopie. Po úvodním nastavení je aplikována kinematika a zatížení a výstupy jsou zaznamenávány pomocí programu LabVIEW pro informaci o součiniteli tření a Andor Solis pro fluorescenční mikroskopii. Získaná data jsou poté vyhodnocována.

4.5 Seznam experimentů

V rámci práce byly navrženy úvodní experimenty, na základě kterých bylo možné posoudit vliv jednotlivých parametrů. Jednalo se o popis vlivu zátěžné síly a hodnoty SRR. Při těchto experimentech byla zjednodušena kinematika vycházející z normy a parametry byly zkoumány za konstantní hodnoty. Experimenty využívaly reciproční pohyb. Po provedení úvodních experimentů byla aplikována kinematika definována normou ISO 14243-3 [12] s konstantním zatížením a následně cyklus, který využíval proměnné kinematiky (FE, AP), tak i proměnného zatížení (AX).



Obr. 4-11 Seznam experimentů.

4.5.1 Statistický soubor a opakovatelnost experimentů

Jednotlivé experimenty, které byly v rámci diplomové práce provedeny byly několikrát opakovány, aby byl obstarán dostatečný statistický soubor, a zároveň byla ověřena opakovatelnost, potažmo reprodukovatelnost. Při experimentech bylo snímáno 15 cyklů, kdy prvních 5 bylo z výsledků vyřazeno, jelikož při nich dochází k ustálení součinitele tření a vývoje mazacího filmu. Pro experimenty zkoumající vliv jednotlivých parametrů byly pro každou konfiguraci provedeny 3 opakování. Výsledné hodnoty znázorněné v Kap. 5-2 jsou tedy v každém bodě tvořeny průměrem z 30 hodnot pro intenzitu proteinů v kontaktu, potažmo 60 hodnotami pro součinitel tření. Dvojnásobný počet vychází z testování pro 2 typy maziva. Pro komplexní experimenty s kinematikou a zatížením dle normy (Kap. 5-3) bylo provedeno 5 opakování. Každý bod je reprezentován průměrem z 50 hodnot pro intenzitu a 150 hodnot pro tření, kdy byly testovány 3 typy maziva.

5 VÝSLEDKY

5.1 Úpravy simulátoru kolenních náhrad

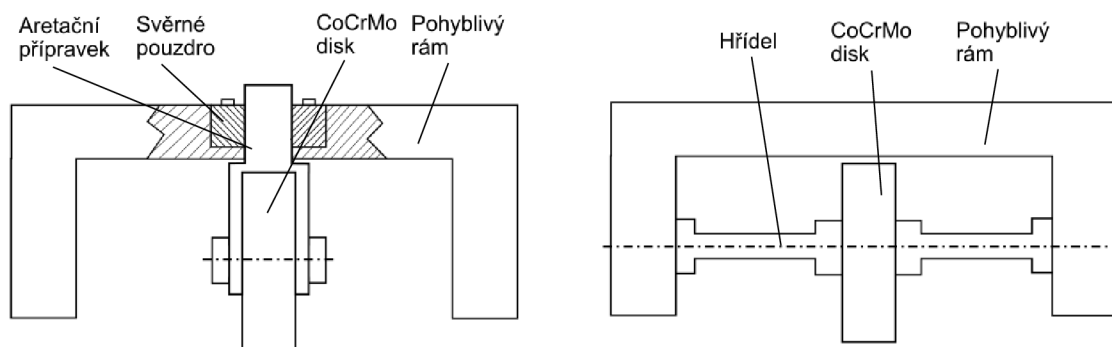
Stávající simulátor kolenního kloubu nedisponoval možností snímání součinitele tření. Pro možnost posunutí výzkumu v této oblasti bylo prvním krokem jeho přestavění. Základní požadavky na konstrukční úpravu byly:

- Zachování možnosti upnout a testovat reálnou kolenní náhradu
- Zachování co největšího počtu původních dílů
- Návrh a konstrukce nového modulu pro snímání tření
 - Zachování možnosti aplikovat kinematiku pomocí stávajících pohonů
 - Možnost měření tření v celém rozsahu
 - Možnost měřit tření a pozorovat kontakt fluorescenční mikroskopií zároveň

Úprava se týkala především implementace nově navrženého modulu pro snímání součinitele tření, který je popsán v Kap. 5.1.2. Experimenty probíhaly se zjednodušenou konfigurací wheel-on-flat, kdy původní simulátor neumožňoval umístění disku, a proto byla i tato část simulátoru přestavěna. Při úpravě simulátoru bylo dbáno na možnost rychlého předělání na původní konstrukci, která umožňovala testování reálné kolenní náhrady. Pro uchycení femorální komponenty byl vyroben nový trn a spodní platformu je možné vyměnit povolením osmi šroubů.

5.1.1 Koncepty

Úpravy byly realizovány ve dvou uzlech. První úpravou bylo přestavění pohyblivého rámu za účelem uchycení disku. V této části vznikly dva koncepty (Obr. 5-1). První využíval k uchycení disku průchozí díru v pohyblivém rámu za použití přípravku, jak je tomu u uchycení reálné náhrady ve stávajícím simulátoru. Druhou variantou bylo uchycení disku pomocí hřídele.

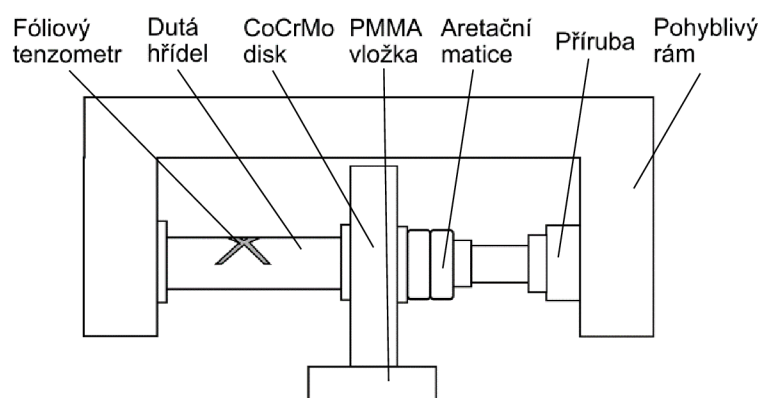


Obr. 5-1 Koncepty uchycení CoCrMo disku.

Pro druhý uzel, který se zabíral konstrukcí modulu pro měření součinitele tření vznikly koncepty, které jsou představeny níže. V rešerši byly představeny různé varianty konstrukce. Řešení s aerostatickými ložisky bylo ihned zavrženo z důvodu velké finanční náročnosti. Uložení vzorku na lineárním vedení bylo také zavrženo, jelikož u něj dochází ke vzniku parazitního tření ve vedení, které musí být při vyhodnocování uvažováno. V rámci práce byly blíže rozebrány dvě varianty.

Deformace hřídele

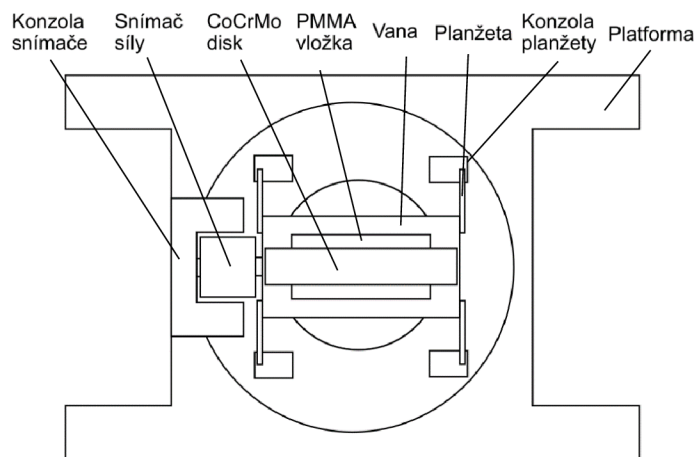
Jako první koncept bylo uvažováno měření deformace na hřídeli, která by byla měřena pomocí fóliového tenzometru. Z jejího zkroucení lze přímo přepočítat součinitel tření vznikající v kontaktu. Výhodou této konstrukce je, že by bylo možné zachovat spodní platformu simulátoru, nicméně by bylo nutné vyrobít konstrukčně náročnou dutou hřídel. Ta musí být navržena tak, aby na ní docházelo k dostatečné deformaci, ale zároveň aby její deformace, například průhyb, negativně neovlivňoval naměřené hodnoty. V rámci řešení bylo konzultováno využití fóliového tenzometru s firmou HBM, kdy bylo zjištěno, že při použití fóliového tenzometru nemusí být dosahováno příliš velké přesnosti.



Obr. 5-2 Koncept simulátoru využívající měření deformace hřídele.

Vana s PMMA vložkou uložená na planžetách

Druhou uvažovanou variantou bylo uložení vany s PMMA vložkou na planžetách. Je u ní nutné upravit spodní platformu simulátoru v axiálním směru za získáním dostatečného zástavbového prostoru pro vanu, která bude uložena na planžetách. U tohoto konceptu je potřeba vanu vyrobít co nejlehčí, aby její tíha neúměrně neovlivňovala měřené hodnoty. Měření je realizováno pomocí silového snímače uloženého na spodní platformu a vanu. Snímač je nutné předepínat, aby bylo možné měřit součinitel tření po celý cyklus chůze. Zároveň je u něj nutné důsledně zvolit rozsah měřitelnosti, jelikož z literatury [13] vyplývá, že součinitel tření se může razantně měnit. Zároveň je nutné uvažovat stavy, kdy může dojít k nahodilému špičkovému nárustu hodnoty tření.



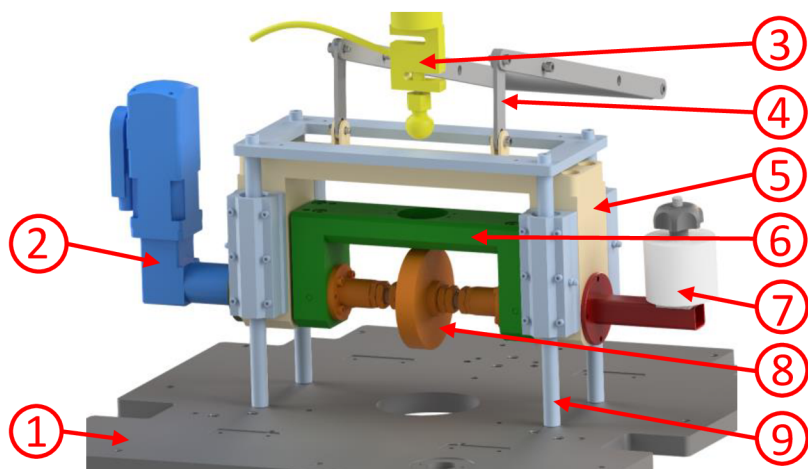
Obr. 5-3 Koncept simulátoru využívající uložení domku na planžetách.

5.1.2 Konstrukční řešení

Z představených konceptů byly zhotoveny konstrukční řešení obou uzlů. Vybrány byly varianty: uchycení disku pomocí hřídele a modul snímání tření, jež má vanu uloženou na planžetách. Uchycení disku bylo zvoleno z důvodu jednoduchosti konstrukce, celkové tuhosti a lepší možnosti vyladění pozice disku, jež může být klíčová pro získání optimálního kontaktu. Hlavním rozhodujícím parametrem u modulu tření byla nedostatečná přesnost fóliových tenzometrů a obtížný návrh duté hřídele pro dosažení optimálních výsledků.

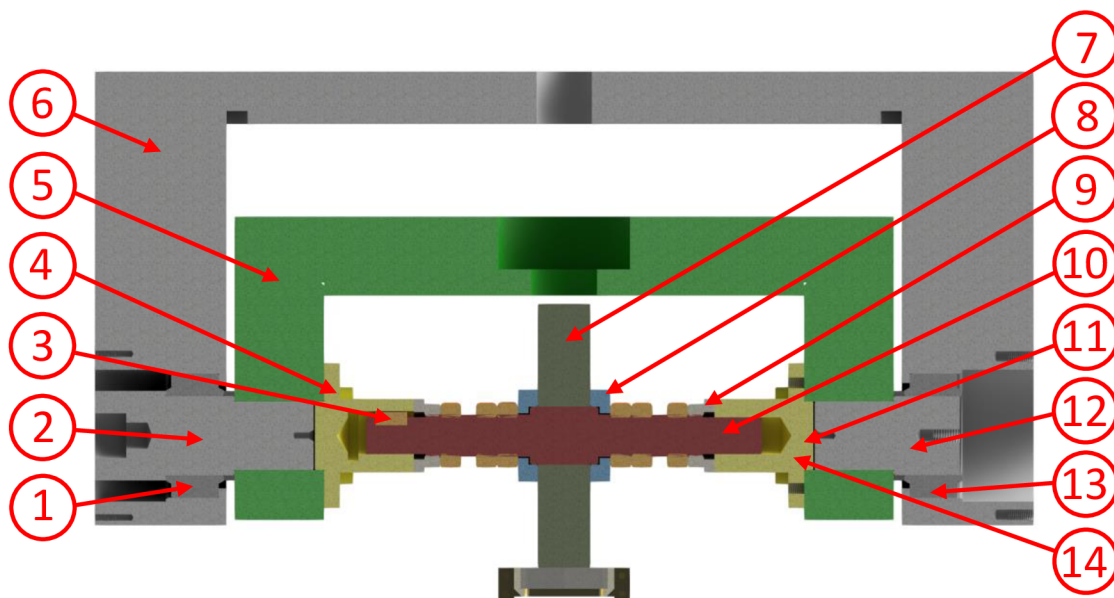
Uchycení CoCrMo disku

Při úpravě byla převážná většina původních komponent zachována. K základní desce (1) je pomocí lineárního vedení (9) uložen nepohyblivý rám (5). Ten je možné mezi experimenty nadlehčit pomocí aretační páky (4). Systémy pro vyvození FE rotace (2) a zatížení AX (3) se rovněž zachovaly z původního simulátoru. Na simulátor je oproti pohonu FE přidáno závaží (7), které zaručuje správné vyvážení celého zařízení při pohybu. Novými díly jsou kyvný rám (6) a sestava pro upnutí disku (8). Tato varianta je znázorněna na Obr. 5-4.



Obr. 5-4 Konstrukční úprava uchycení disku.

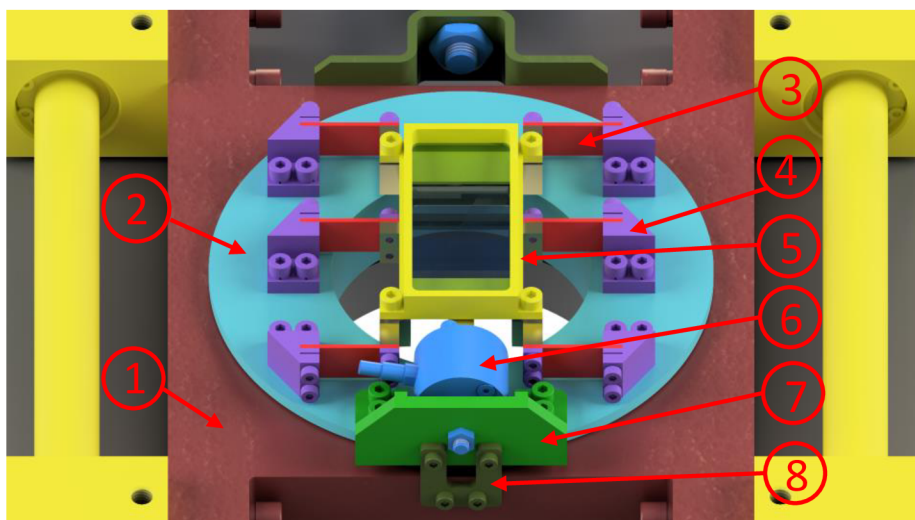
Na Obr. 5-5 je detailní popis dílů použitých pro uchycení disku. V původním nepohyblivém rámu (6) jsou v kloubových ložiscích (1,13) uloženy hřídele (2,12). Ty jsou pevně spojeny s novým pohyblivým rámem (5) a zajištěny pomocí čepů. Pro uchycení hřídele (10) ke kyvnému rámu bylo využito dvou přírub (4,14). Na straně pohonu je tento spoj doplněn perem (3). Disk (7) je možné středit pomocí středících podložek (8). Mezi přírubami a středícími podložkami jsou umístěny aretační matice (9).



Obr. 5-5 Detail konstrukční úpravy uchycení disku.

Implementace modulu snímání tření

Při řešení byl kladen důraz na zachování co největšího počtu původních komponent a adaptace nových dílů do celkové sestavy. Z důvodu malého zástavbového prostoru a nutnosti spodní platformu situovat níže, byly nakonec z původního simulátoru zachovány jen lineární vedení a pohon. Na Obr. 5-6 je detail vany uložené na planžetách.



Obr. 5-6 Konstrukční řešení implementace modulu tření.

K rotační desce (2) uložené ve spodní platformě (1) jsou pomocí konzol (4) uloženy planžety (3), které jsou na druhé straně připevněny k vaně (5). Tímto řešením je zamezeno vzniku parazitního tření, které by mohlo vznikat při pohybu vany po vedení. Snímač (6) je pevně uložen pomocí konzoly (7). Modul je konstruován pro případné měření s rotačním pohybem, který simuluje vnitřní a zevní rotaci kolene. Díl (8) následně slouží k aretaci tohoto pohybu.

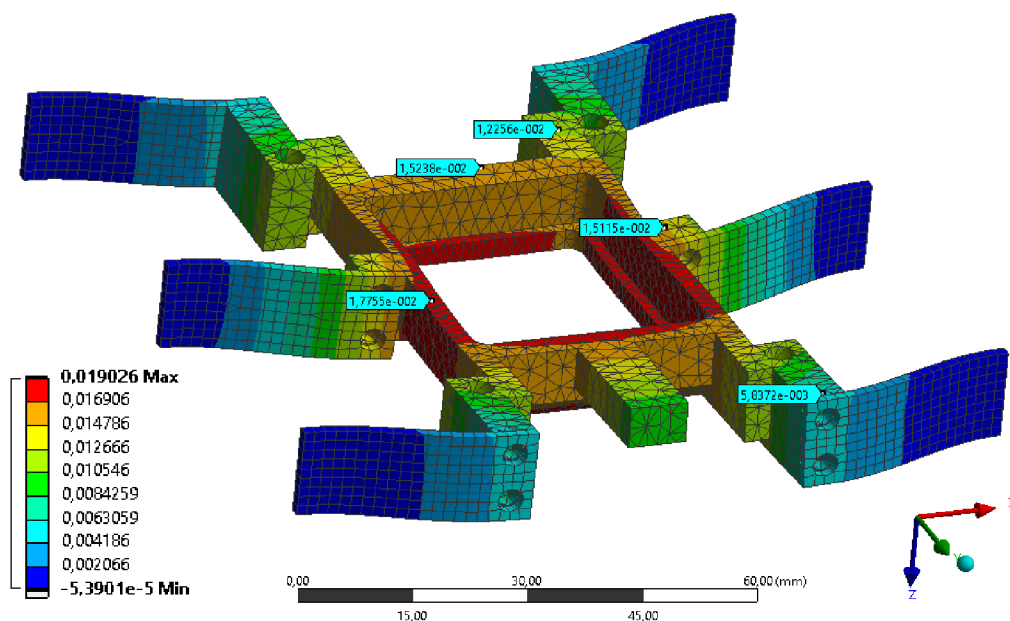
Snímač síly

Volba snímače byla provedena na základě uvažovaných provozních podmínek vycházejících z poznatků o hodnotě součinitele tření. Při návrhu bylo uvažováno maximální tření o hodnotě 0,2. Ze získaných poznatků je zřejmé, že vyšší zatížení bude dosahovat nižších hodnot součinitele tření. I přes to byl nutný rozsah počítán jako násobek maximálního uvažovaného tření a maximální uvažované síly z důvodu možného objevení nuancí. Na základě součinitele tření o hodnotě 0,2 a maximální axiální síly 400 N bude na snímači tangenciální síly měřena síla o 80 N v jednom směru. Pro modul měření součinitele tření byl zvolen snímač síly 8435-5200-N000S000 s rozsahem 0–200 N z nabídky firmy Meatest. Při měření součinitele tření bude nutné snímač předeprnout a měřit sílu v obou směrech, díky čehož je získán rozsah 100 N pro každý směr. Nominální citlivost snímače je 1 mV/V a kombinovaná nejistota 0,6 %.

Volba planžet

Z hlediska optimální tuhosti planžet je bylo nutné navrhnout dostatečně měkčí, než je tuhost snímače. V rámci konstrukčního řešení bylo navrženo řešení se sestavou o šesti planžetách, která přinese dostatečnou tuhost v ose zátěžné síly. Rozměry planžet byly zvoleny na základě analytického výpočtu, uvažující planžetu jako vetknutý nosník. Při návrhu bylo uvažováno, aby celková tuhost sestavy planžet byla alespoň o řád nižší, jak tuhost snímače. Funkční rozměry jedné planžety tak jsou: 18,5 x 13 x 0,8 mm.

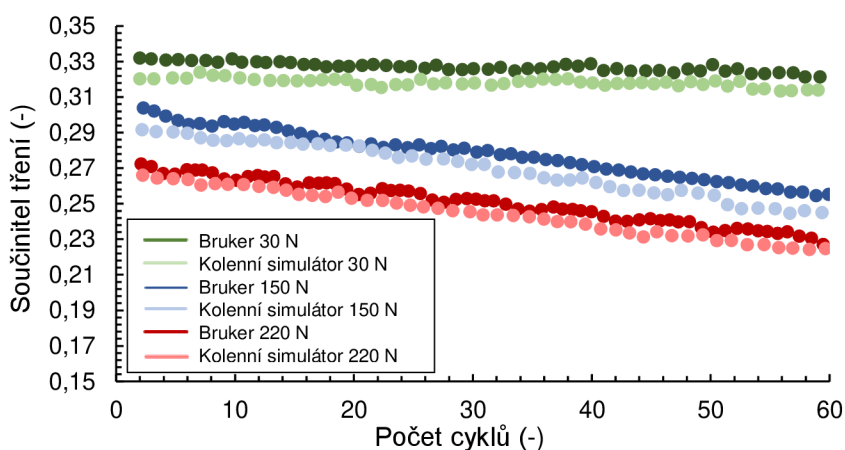
Následně byla provedena pevnostní analýza pomocí softwaru Ansys Workbench. Z hlediska okrajových podmínek byly planžety na jedné straně zafixovány, což reprezentuje uchycení v konzole planžety. Zátěžné podmínky vycházely z normy pro testování cyklu chůze, kde pro upravenou konfiguraci s materiálem PMMA byla uvažována maximální síla 400 N, která byla aplikována přes disk na PMMA vložku uloženou ve vaně. Do výpočtu rovněž vstupovala kinematika. Při maximálním očekávaném zatížení k maximální deformaci v ose z, která je shodná s osou zátěžné síly $d = 0,019$ mm. Dostatečná tuhost v této ose je nutná při snímání kontaktu pomocí fluorescenční mikroskopie. Při velké deformaci by docházelo ke změně vzdálenosti snímaného kontaktu a objektivu, což by mohlo vyústit v rozmazané snímky kontaktní oblasti. Získaná deformace z analýzy by však neměla díky své velikosti výrazně ovlivňovat získané snímky.



Obr. 5-7 MKP analýza tuhosti vany na planžetách.

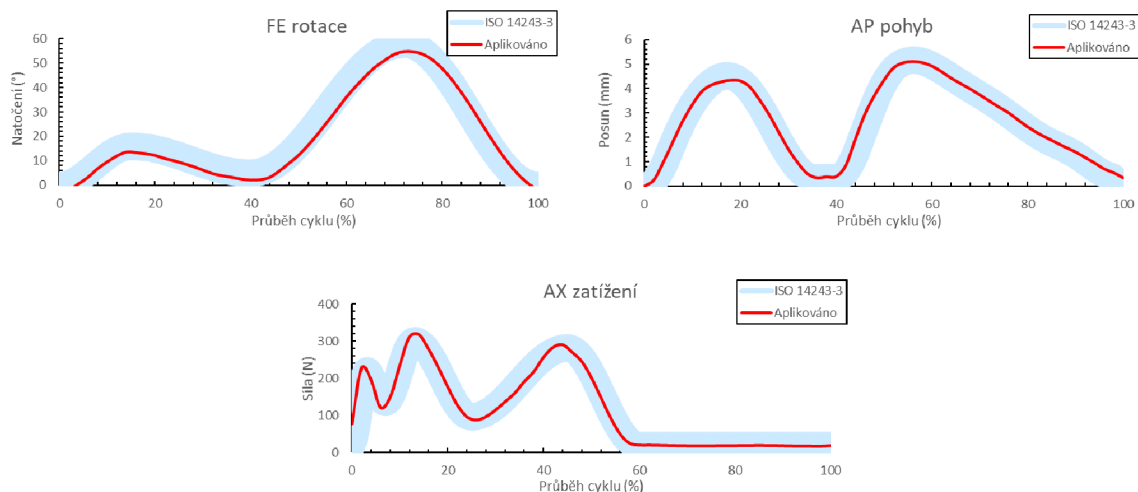
5.1.3 Verifikace simulátoru

Po implementaci nového kyvného rámu a modulu pro snímání součinitelů tření, bylo zařízení uvedeno do pohybu. Pro verifikaci se používala konfigurace pin-on-plate. Jako reference se bralo měření na simulátoru Bruker UMT TriboLab. Při experimentu byl použit pin z CoCrMo a destička z materiálu PMMA. Experiment byl nastaven s amplitudou 10 mm, frekvencí 1 Hz a konstantní silou. Následně bylo provedeno dostatečné množství cyklů. Na kolenním simulátoru byly podmínky experimentu opakovány. Na následujícím grafu (Obr. 5-8) je znázorněn průběh součinitele tření pro oba simulátory pro odlazenou variantu.



Obr. 5-8 Verifikační experiment (Bruker vs. Kolenní simulátor).

Dalším důležitým krokem bylo ověření, zda-li je možné na simulátoru aplikovat kinematiku a zatížení dle normy. Norma udává možnou 5% odchylku od reálné hodnoty. Po několika iteracích bylo dosaženo dostatečné shody a v následujících grafech (Obr. 5-9) jsou znázorněny porovnání definovaných hodnot s 5% odchylkou a průběhem, který je na simulátoru aplikován.



Obr. 5-9 Porovnání kinematiky a zatížení definované normou a aplikovaných.

5.2 Experimenty zkoumající vliv jednotlivých parametrů

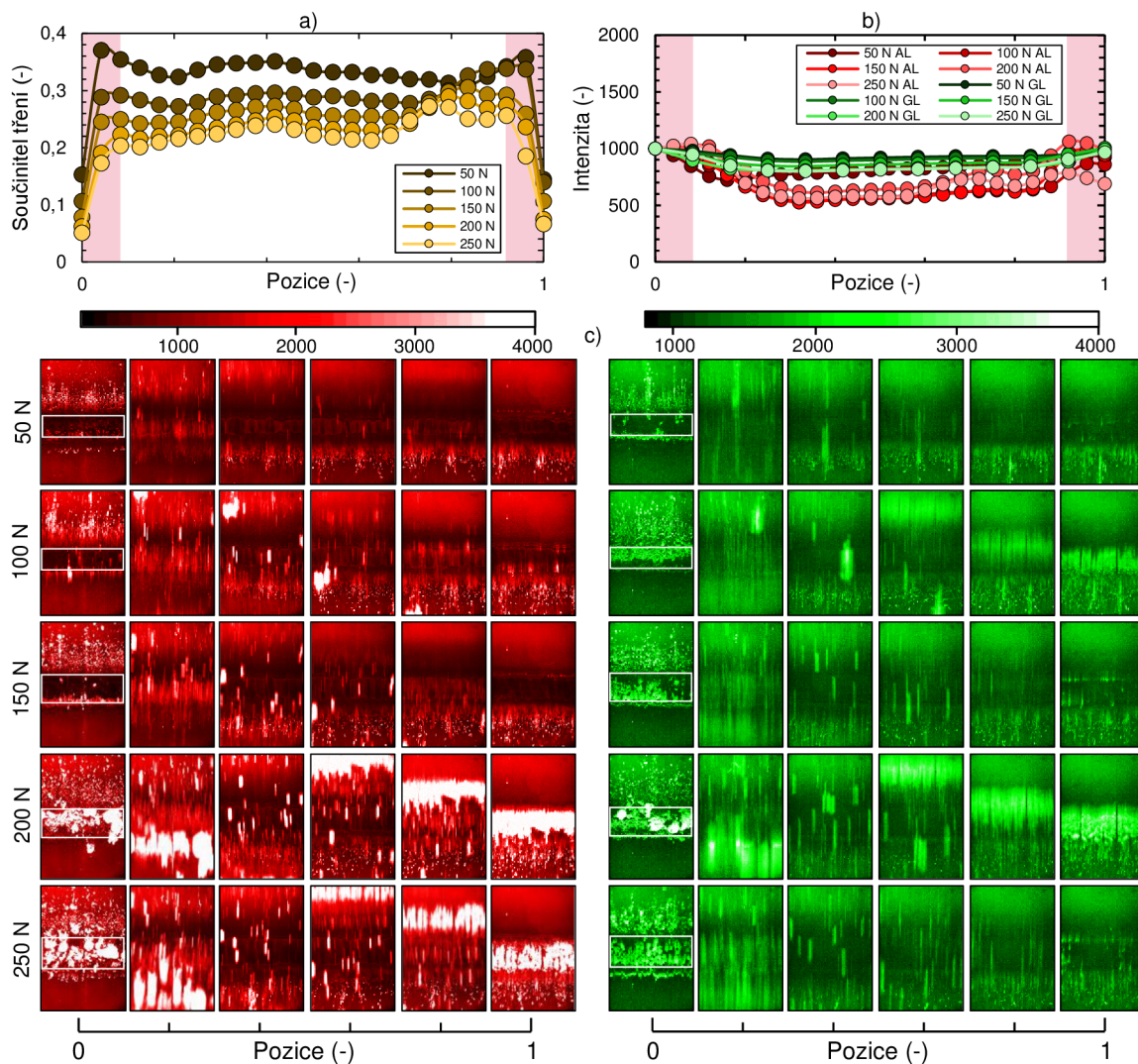
Na úvod experimentů byla provedena měření, která se věnovala vlivu zatížení a relativní rychlosti. U těchto experimentů bylo při testování využito recipročního pohybu. Na grafech jsou označena místa (červeně), kde získaná data nevstoupala do následné analýzy, jelikož jejich chování je ovlivněno zrychlováním a zpomalováním pohybu před a po úvratí disku. Výsledné křivky jsou průměrem z naměřených dat (viz. Kap. 4.5.1). Výsledky tření vykazují dobrou opakovatelnost, kdy průměrná směrodatná odchylka dat byla 0,011 pro případ, že do ní byly zahrnuta i data nesplňující podmínky experimentu, jež se projevují výraznějšími odchylkami. Při odstranění těchto hodnot bylo dosaženo průměrné směrodatné odchylky o hodnotě 0,008. Z hlediska hodnot intenzity bylo dosaženo o poznání horší opakovatelnosti, což způsobují okolní vlivy, na které je fluorescenční mikroskopie velice náchylná.

5.2.1 Vliv zátěžné síly

Tato část experimentů se věnovala objasnění vlivu zátěžné síly na vývoj součinitele tření a mazacího filmu. Na základě původních experimentů byly vybrány 3 konfigurace, pro které byl vliv síly testován. Jedná se o SRR 0,5 (Obr. 5-10), SRR 1 (Obr. 5-11) a SRR 2 (Obr. 5-12). U všech testovaných konfigurací lze pozorovat pokles hodnoty součinitele tření pro zvyšující se zátěžnou sílu. Jelikož bylo při těchto experimentech využíváno recipročního

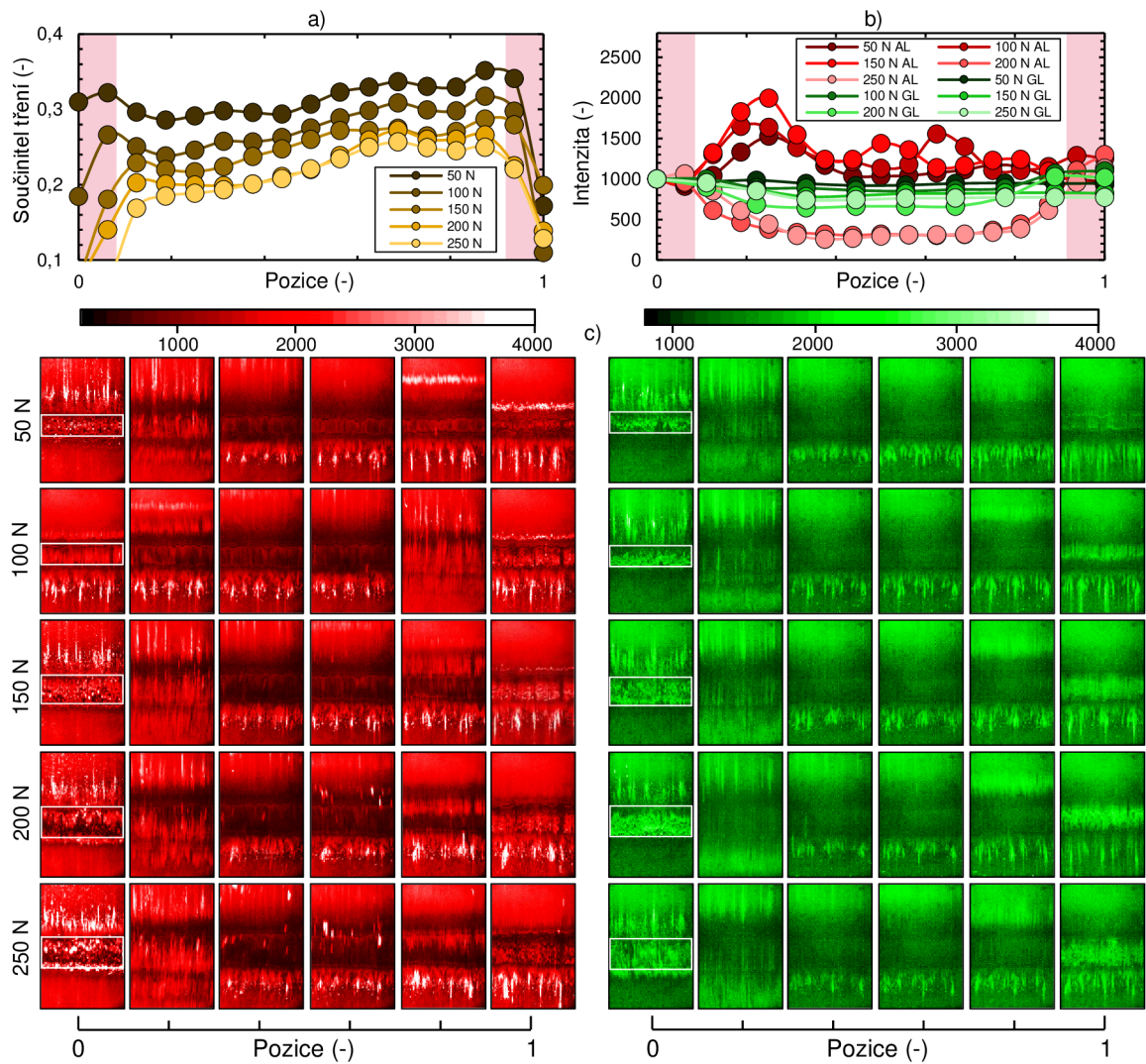
pohybu, bylo očekáváno, že křivky součinitele tření budou konstantní. Experimenty však ukázaly, že u nich lze pozorovat pozvolný nárůst. Experimenty pro SRR 0,5 a SRR 1 ukázaly podobnou tvorbu a vývoj mazacího filmu pro zvyšující se zatížení. Experiment s SRR 2 vykazuje chování jiné, které je úzce spjato s důsledkem hodnoty SRR (viz. Kap. 5.2.2).

Experiment s SRR o hodnotě 0,5



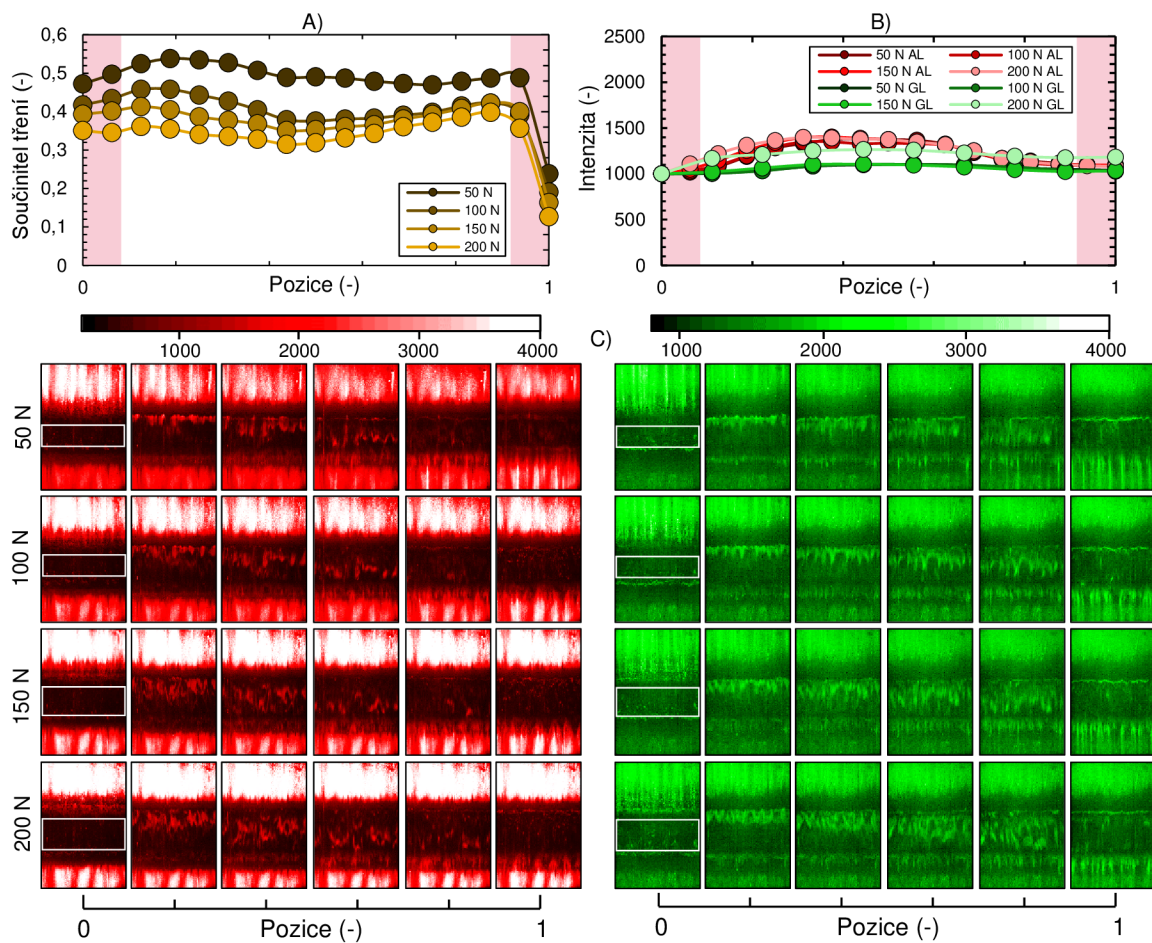
Obr. 5-10 Vliv zátěžné síly pro SRR 0,5: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).

Experiment s SRR o hodnotě 1



Obr. 5-11 Vliv zátěžné síly pro SRR 1: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).

Experiment s SRR o hodnotě 2



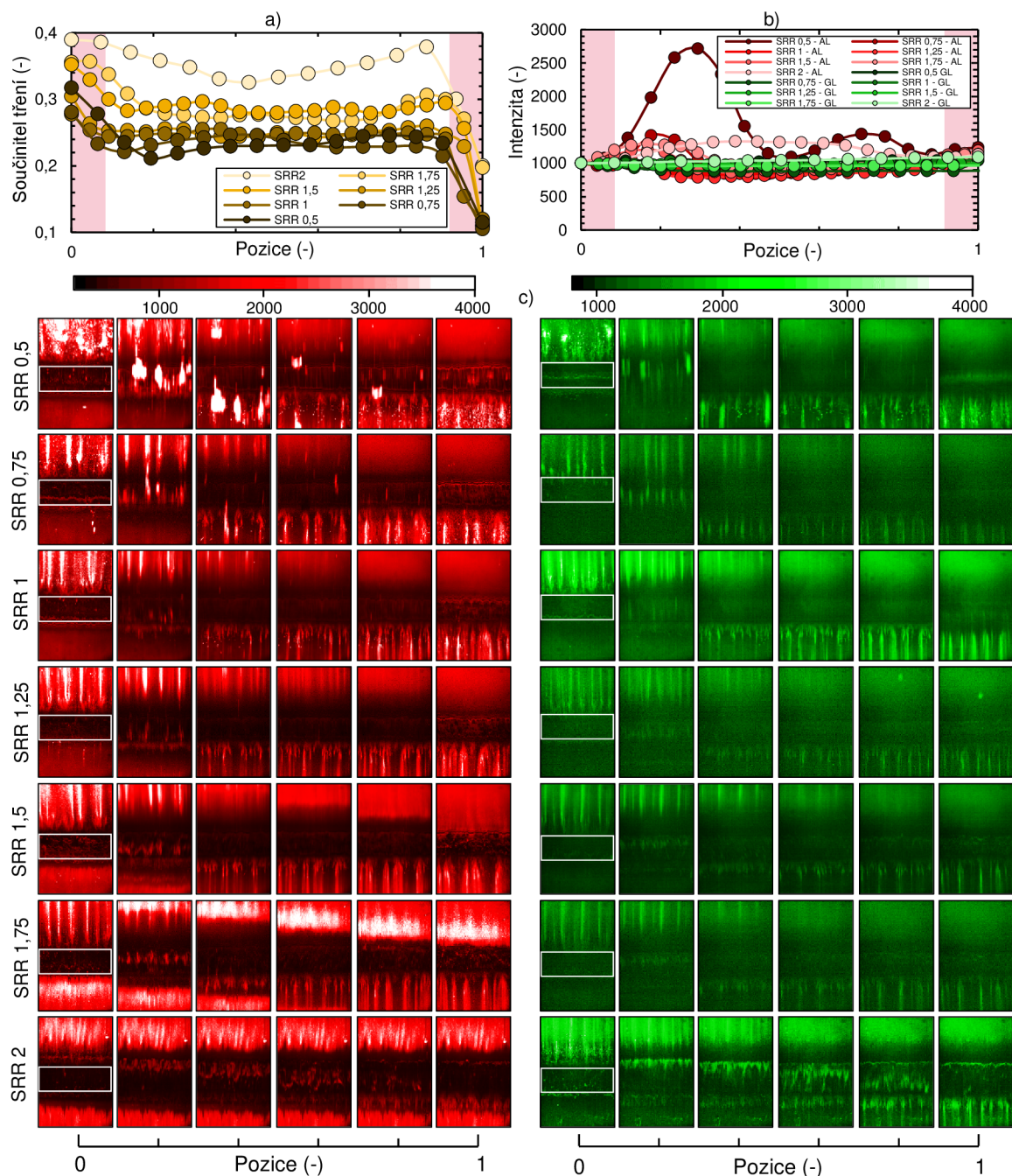
Obr. 5-12 Vliv zátěžné síly pro SRR 2: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).

5.2.2 Vliv relativní rychlosti

V případě relativní rychlosti je možné získat ovlivnění dvěma způsoby. První odpovídá změně relativní rychlosti za zvyšování hodnoty SRR (Obr. 5-13). U těchto experimentů byla rychlost PMMA vložky zafixována a rychlost disku byla dopočítávána tak, aby bylo dosaženo potřebné hodnoty SRR. Druhá varianta (Obr. 5-14, 5-15, 5-16) se projevuje nárůstem relativní rychlosti za stálé hodnoty SRR (rychlost obou komponent se zvyšuje poměrově).

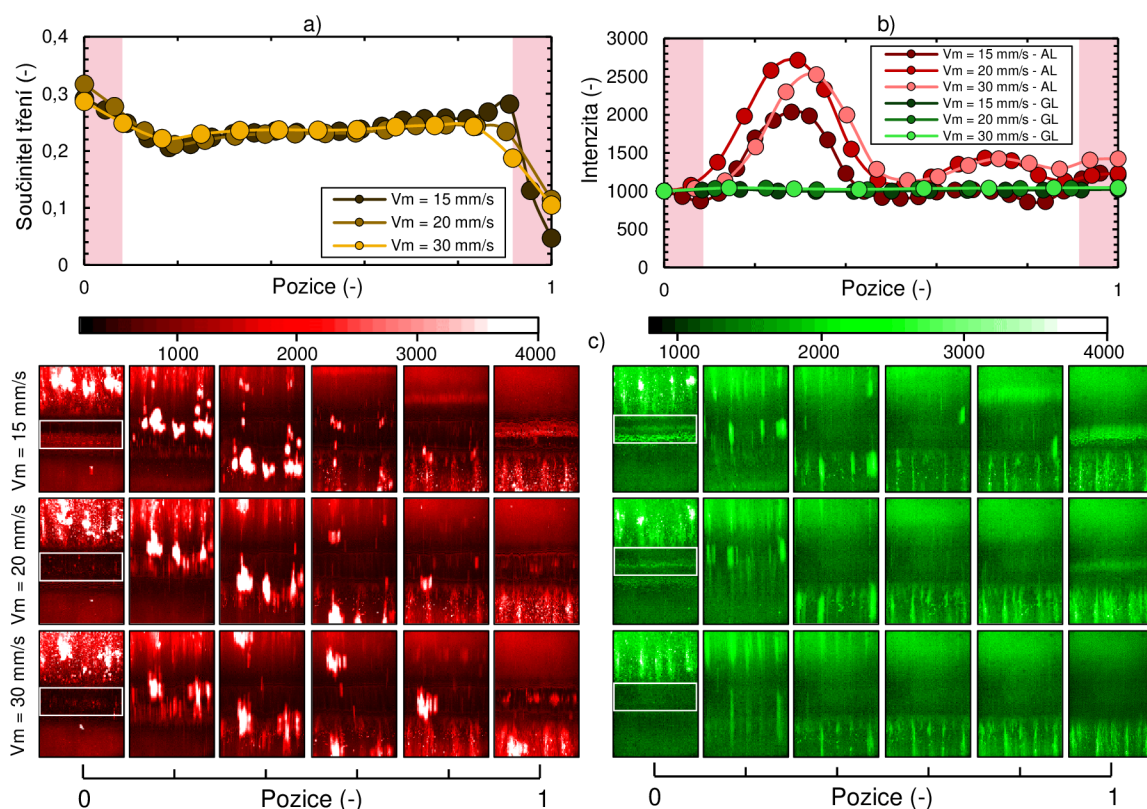
U první varianty experimentů (Obr. 5-13) lze pozorovat, že při nárůstu SRR dochází k mírnému nárůstu hodnoty součinitele tření. Křivky lze rozdělit na tři celky s podobnými hodnotami součinitele tření. První celek je okolo hodnoty 0,25 a odpovídá pro SRR 0,5; 0,75; 1; 1,25. V druhém celku jsou SRR 1,5 a 1,75, které se ustálily okolo hodnoty 0,28. Razantní skok lze poté pozorovat pro SRR 2, které je osamocené na hodnotě okolo 0,35. Na křivkách součinitele tření je možné pozorovat, že nemají konstantní průběh, čehož by

mělo být u recipročního pohybu dosaženo. Při porovnání intenzit proteinů v kontaktu, potažmo snímků z fluorescenční mikroskopie (Obr. 5-13b a Obr. 5-13c) lze pozorovat očividný vliv hodnoty SRR na tvorbu mazacího filmu. Při SRR 1 a nižším jsou pozorovatelné shluky proteinů, jak albuminu, tak γ -globulinu. Shluky se s postupným nárůstem SRR začínají rozpadat. Od SRR 1,25 je poté pozorovatelný velice rozdílný průběh vývoje mazacího filmu.

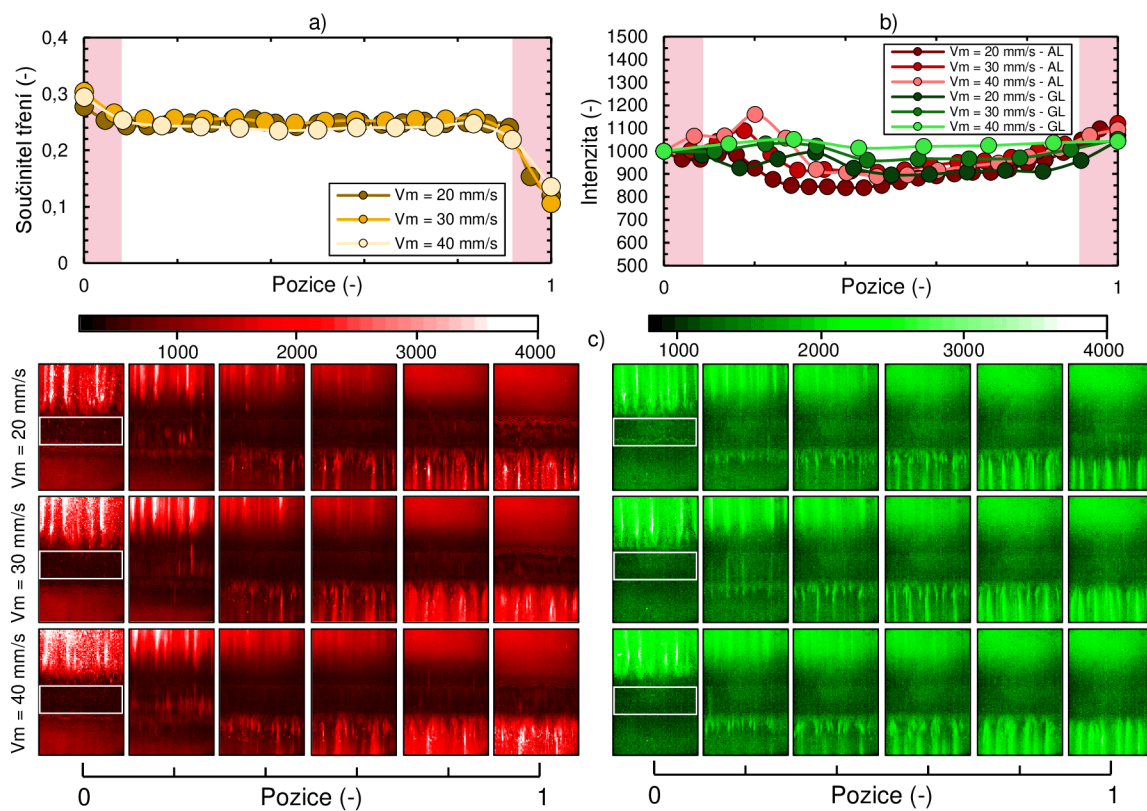


Obr. 5-13 Vliv relativní rychlosti pro různé SRR: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).

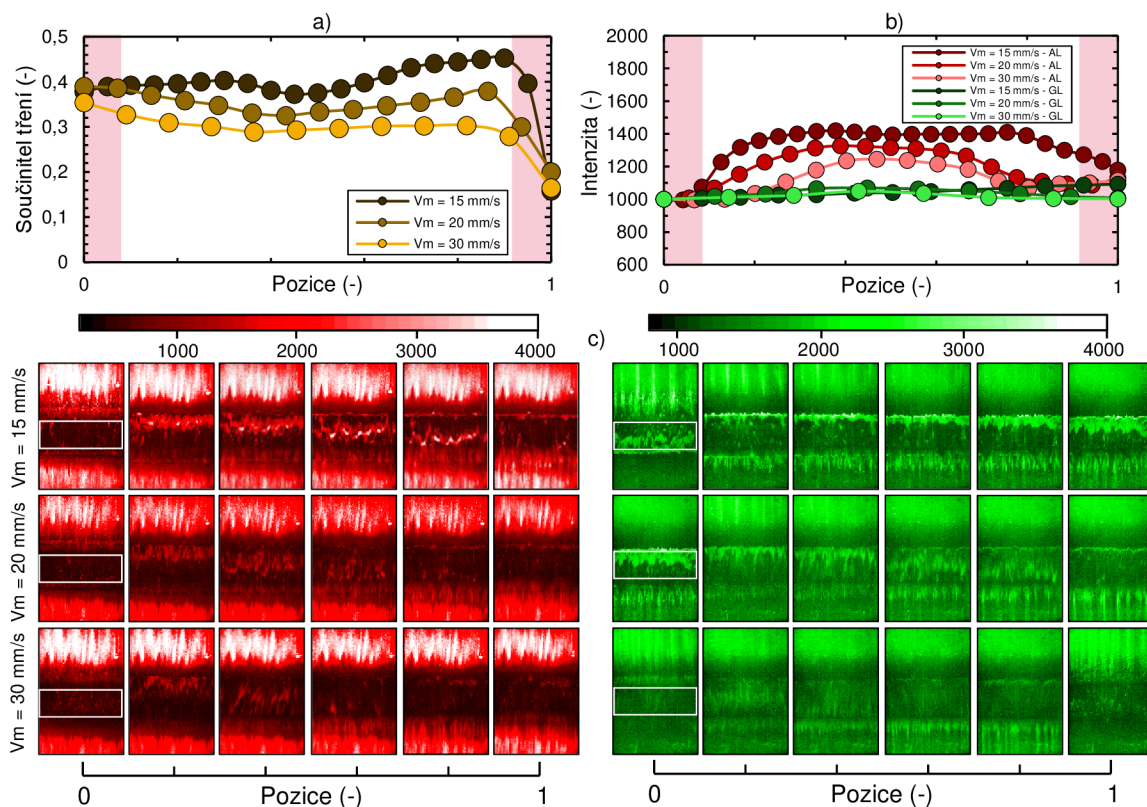
U druhé pozorované varianty nárůstu relativní rychlosti (Obr. 5-14, 5-15, 5-16), lze pozorovat, že křivky součinitele tření se s nárůstem relativní rychlosti mění velice omezeně. Pokud se vezmou v potaz průběhy intenzit a snímky z fluorescenční mikroskopie, je možné pozorovat, že vliv navyšující se rychlosti pro totožné SRR je prakticky nulový pro většinu měření. Změna nastává pro experimenty se SRR 1,25 a vyšší. Výrazný rozdíl nastává u grafu pro SRR 2 (Obr. 5-16). Tento experiment byl typický jiným šířením mazacího filmu, kdy je viditelné znatelné rozbourávání mazacího filmu. Také zde lze pozorovat, že protein albumin je z kontaktu odstraňován rychleji, než protein γ -globulin. Tato závislost je nejlépe pozorovatelná u nízké relativní rychlosti (Obr. 5-16, $V_m = 15$ mm/s), kdy na konci experimentu jsou viditelné výrazné znaky γ -globulinu, ale albumin byl výrazně odstraněn. U křivek tření je opět možné sledovat jejich nestálost. Výjimkou jsou experimenty pro SRR 1 (Obr. 5-15), kde je křivka tření ustálená, mimo oblasti, které nespĺňují podmínky experimentu. Toto ustálení je doprovázeno velice malým vývojem proteinů v kontaktu, které lze vidět na grafu intenzit (Obr. 5-15b). Naopak pro SRR 0,5 (Obr. 5-14a a 5-14b) je možné vidět, že na počátku cyklu došlo k výraznému propadu součinitele tření, který je doprovázen výrazným průchodem shluků proteinů kontaktem. Na následujících obrázcích jsou znázorněny průběhy pro SRR 0,5; 1 a 2. Zbylé průběhy tření a intenzity z experimentů jsou v příloze (Příloha 4: Laboratorní protokol).



Obr. 5-14 Vliv relativní rychlosti pro SRR 0,5: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).



Obr. 5-15 Vliv relativní rychlosti pro SRR 1: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).



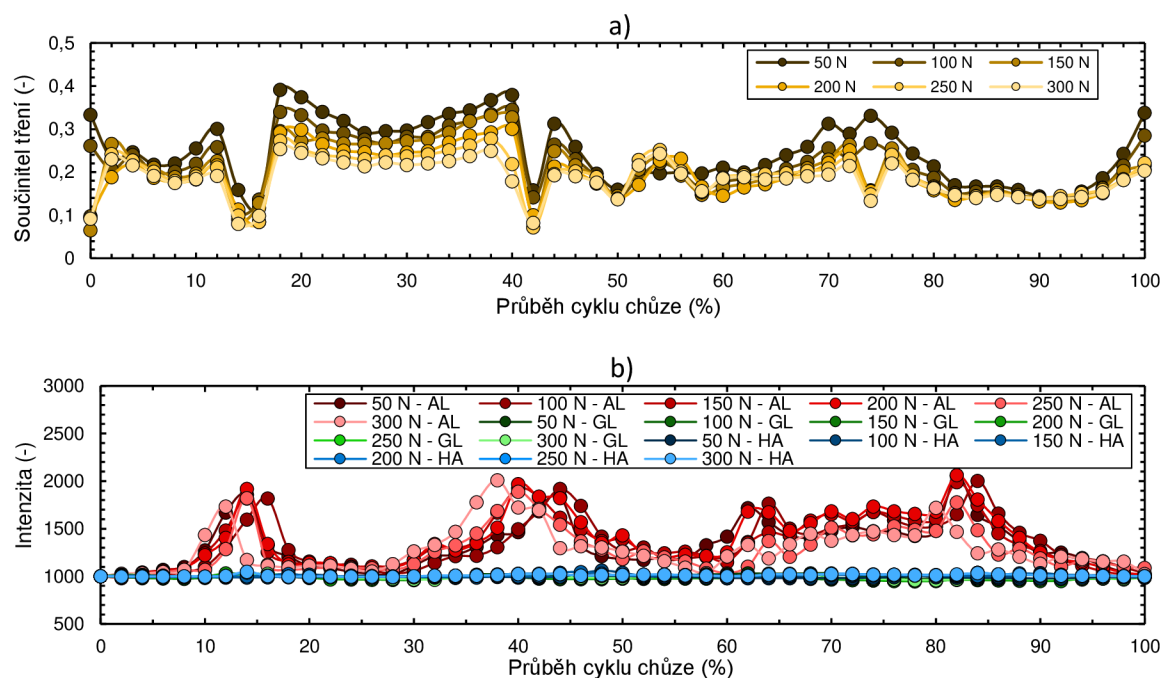
Obr. 5-16 Vliv relativní rychlosti pro SRR 2: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).

5.3 Experimenty s použitím normy ISO 14243-3

V následujících experimentech byly postupně přidávány již podmínky, které jsou definovány normou ISO 14243-3 [12]. Komplexní experiment obsahuje kinematiku o dvou pohybech – flexe/extenze (FE), předozadní posun PMMA vložky (AP) a zátěžnou sílu (AX). Norma dále předepisuje vnitřně/zevní rotaci PMMA vložky (IE), která je u experimentů zanedbávána.

5.3.1 Experiment s aplikovanou kinematikou a konstantním zatížením

V rámci prvního experimentu s kinematikou definovanou normou ISO 14243-3 [12] byla aplikována rotace FE a předozadní pohyb AP za konstantní síly, která byla zkoumána v intervalu hodnot, které nastávají pro zatížení pomocí proměnné síly definované normou. Potvrdila se závislost z předchozích experimentů, kdy s rostoucím zatížením klesá součinitel tření. Snímky z fluorescenční mikroskopie znázorňují hlavní úseky, kde dochází ke změnám a odpovídají úvatím pohybu disku. Závislost součinitele tření je znázorněna na Obr. 5-17a. Jak bylo ukázáno na snímcích u úvodních experimentů, míra zatížení neovlivňuje razantně tvorbu mazacího filmu. Vývoj intenzity proteinů v kontaktu je možné vidět na Obr. 5-17b.

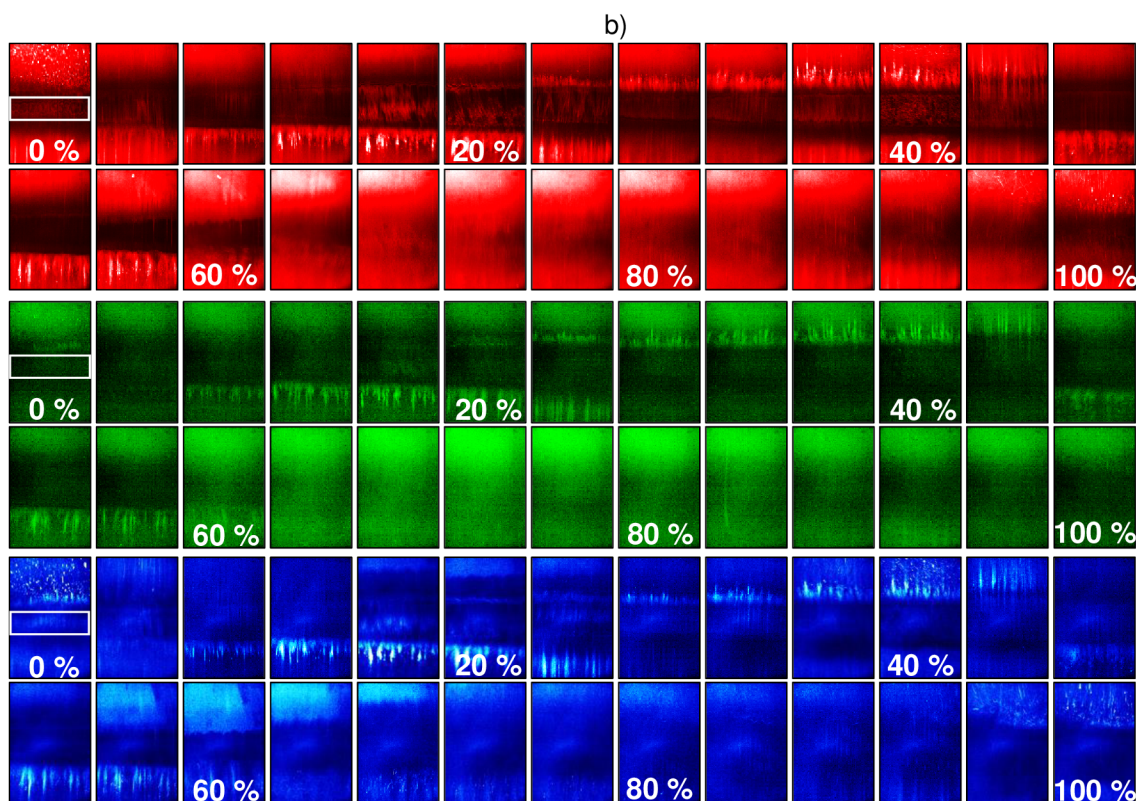
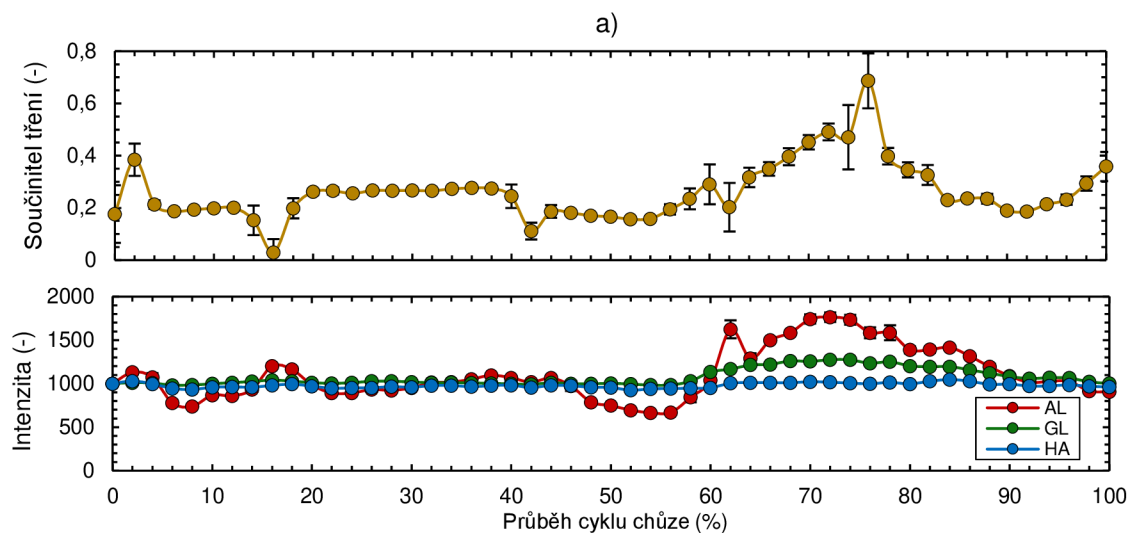


Obr. 5-17 Vývoj součinitele tření (a) a intenzity (b) s aplikovanou kinematikou a konstantním zatížením.

5.3.2 Komplexní experiment s aplikovanou kinematikou a zatížením

V tomto experimentu byla aplikována kinematika (FE + AP) a axiální zatížení (AX) dle normy. Průběh součinitele tření se chová velice podobně, jako u experimentu s konstantním

zátěžením, kdy jeho průběh následuje hodnoty tření, které byly získány v předchozím experimentu v daném místě s příslušnou silou. Markantní rozdíl nastává od 60 % cyklu, kde nastává razantní propad zátěžné síly, který je doprovázen nárůstem součinitele tření. V této oblasti cyklu bylo měření nepřesné, což znázorňují i směrodatné odchylky. Na hodnotě intenzity proteinů v kontaktu je v této oblasti pozorován její nárůst, kdy na snímcích je možné vidět prakticky úplné vymizení kontaktní oblasti a nastává zde chaotický pohyb proteinů, díky odlehčení kontaktu. Vyhodnocení experimentu je znázorněno na Obr. 5-18.



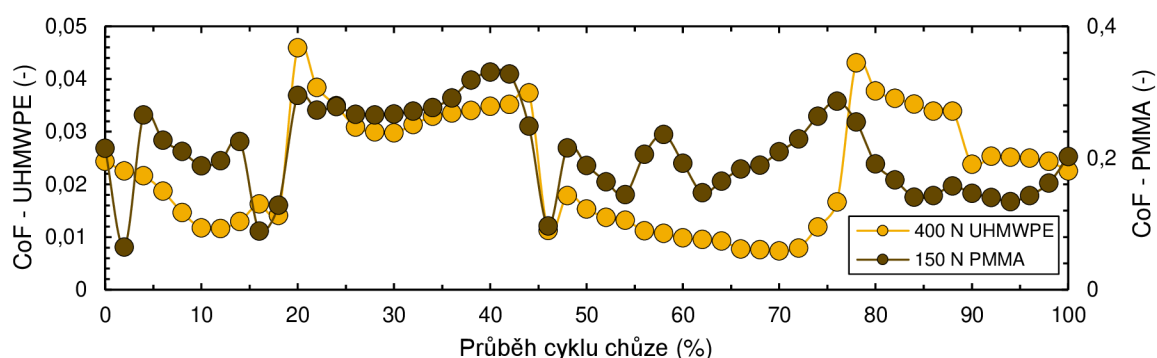
Obr. 5-18 Experiment dle ISO 14243-3: a) vývoj součinitele tření a vývoj intenzity proteinů v kontaktu, b) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin, modrá – HA).

6 DISKUZE

Experimenty v představené diplomové práci využívaly kinematiku a zatížení definované normou ISO 14243-3 [12], kde byl jeden z pohybů, vnitřní a zevní rotace tibiální komponenty, zafixován a v experimentech nevystupoval. Experimenty, které zkoumaly vliv jednotlivých parametrů poté normu využívaly tak, aby testované konfigurace odpovídaly podmínkám, které při testování kolenní náhrady dle normy nastávají. Norma klade požadavek na testování při teplotách blízkým lidskému tělu, nicméně Mavraki [40] představil, že chování proteinů v synoviální kapalině není příliš náchylné na přesně dodržanou teplotu, a proto byly experimenty prováděny za pokojové teploty.

Při experimentech bylo využito zjednodušené konfigurace (wheel-on-flat). Touto konfigurací bylo docíleno lepšího popisu jednotlivých parametrů, nicméně byly do experimentů vneseny také určité nepřesnosti. Použití disku znamenalo získání neproměnné geometrie, která se u reálné femorální komponenty mění. Tato výměna umožnila především pozorovat kontaktní oblast po celou dobu cyklu. Změnou reálné femorální komponenty za disk došlo ke změně kontaktní oblasti z eliptické, potažmo kruhové [35] na liniovou.

Za účelem možnosti použití fluorescenční mikroskopie byla nahrazena tibiální vložka z materiálu UHMWPE za vložku z materiálu PMMA, kdy tato změna znamenala nutnost přepočtení zátěžné síly kvůli různým materiálovým charakteristikám těchto dvou polymerů. Možnost využití PMMA bylo již dříve popsáno [35]. Součástí diplomové práce bylo provedení dalšího experimentu, který materiály UHMWPE a PMMA porovnával pro tuto konfiguraci a podmínky. Na Obr. 6-1 je vykreslen součinitel tření za aplikování stejného kontaktního tlaku na oba materiály. Na základě porovnání trendů lze usoudit, že výsledky získané za použití PMMA jsou relevantní, nicméně je nutné uvažovat, že hodnoty součinitele tření se ve své hodnotě výrazně liší a je otázkou, jak tento rozdíl ovlivní vývoj mazacího filmu, který nelze u UHMWPE zkoumat.



Obr. 6-1 Porovnání součinitele tření pro PMMA a UHMWPE pro stejný kontaktní tlak.

Řada předcházejících publikací [13, 16–18] se zabírala vlivem maziva na hodnotu součinitele tření. Z dosažených výsledků lze jasně usoudit, že pro různé typy maziva bylo dosaženo jiných hodnot součinitele tření. Na základě těchto zjištění byly experimenty

provedeny s modelovou synoviální kapalinou. Použitím maziva, které je synteticky připraveno na základě extraktu z pacienta s kolenní náhradou [37], bylo dosaženo lepší věrohodnosti výsledků. Z pohledu složení je však modelová synoviální kapalina stále nedokonalá, jelikož neobsahuje veškeré složky, kterou je např. lubricin. Ghosh [41] však ve své publikaci ukázal, že právě přidáním lubricinu je dosahováno nižších hodnot tření.

6.1 Experimenty zkoumající vliv jednotlivých parametrů

Na úvod výzkumu byly provedeny experimenty zkoumající vliv zatížení a relativní rychlosti, které byly Ranušou [23] označeny za hlavní parametry, jež při výzkumu kolenní náhrady se zjednodušenou konfigurací wheel-on-flat ovlivňují součinitel tření. Experimenty byly navrženy na základě normy definující cyklus chůze.

Ve většině testovaných konfigurací nebyl vývoj součinitele tření konstantní, což bylo očekáváno na základě testování s recipročním pohybem. Určitá chyba mohla být způsobena nestálostí zátěžné síly, která následně sloužila k výpočtu součinitele tření. Tato nestabilita byla způsobena nepřesnou geometrií disku. Zátěžná síla byla regulována motorem zatížení, ale přesto u síly docházelo k chybě $\pm 5\%$. Pokud se tento vliv uvažoval, tak i přesto lze pozorovat jistou souvislost mezi součinitelem tření a vývojem intenzity proteinů v kontaktu. Při porovnání experimentů (Obr. 5-15 a 5-16) lze tento vliv pozorovat. Zatímco vývoj intenzity proteinů (Obr. 5-16) nedosahuje výrazných rozdílů, tak součinitel tření je prakticky konstantní po celé dráze experimentu. U druhého experimentu (Obr. 5-15) je naopak pozorovatelný razantní nárůst intenzity proteinů na začátku cyklu, který je doprovázen poklesem součinitele tření. Tyto experimenty v důsledku ukázaly, že množství proteinů procházejících kontaktem dokáže ovlivnit chování součinitele tření. Tento výsledek je v souladu s hypotézou H2a (*Narůstající množství proteinů v oblasti kontaktu způsobí pokles hodnoty součinitele tření*). V následujících podkapitolách jsou blíže představeny vlivy, které je možné pozorovat u jednotlivých experimentů.

6.1.1 Vliv axiálního zatížení

Prvním z parametrů, kterým se experimenty zabíraly byl vliv zátěžné síly (Kap. 5.2.1, Obr. 5-11, Obr. 5-12, Obr. 5-13). U všech testovaných konfigurací shodně dochází k poklesu součinitele tření při zvyšování axiálního zatížení. Toto chování bylo ověřeno v publikacích [21, 22], kde autoři používali materiál UHMWPE při nízkém kontaktním tlaku. Ranuša [23] získal stejný trend při experimentech s UHMWPE a kontaktními tlaky rovnými těm, které jsou použity v této práci. Nuño [20] provedl experiment pro materiál PMMA a nízké kontaktní tlaky, kdy dosáhl stejných trendů jako ve zmiňovaných pracích s materiálem UHMWPE. Na základě toho lze usoudit, že toto chování je typické pro polymery, kterými

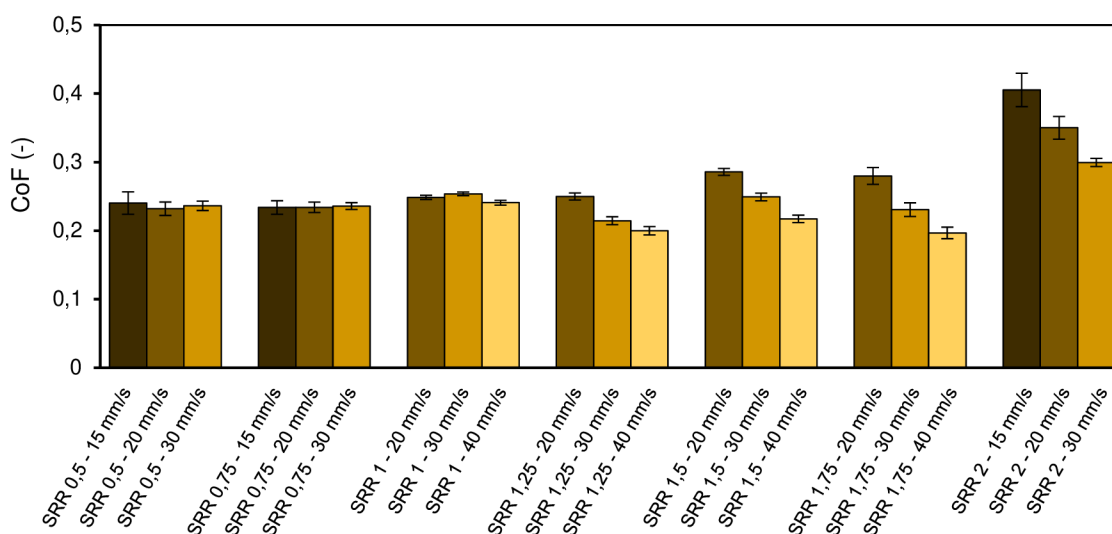
je UHMWPE, tak i PMMA. V rámci provedených experimentů nebyla nalezena výraznější změna v chování mazacího filmu pozorovaného fluorescenční mikroskopií v závislosti na hodnotě zátěžné síly, kdy ale publikace [29, 31] ukázaly, že v oblastech s vyšším zatížením dochází k poklesu tloušťky mazacího filmu. Na snímcích z fluorescenční mikroskopie je však možné pozorovat, že z počátku cyklu je v kontaktu s narůstající silou větší obsah proteinů. Tento jev může být způsoben ulpěním většího množství proteinů mezi interagujícími komponentami právě díky zvyšující se zátěži, protože tento jev nebyl u jiných typů experimentů pozorován. Výrazné ulpění pak lze pozorovat především u SRR 0,5, u kterého vznikají velké shluky proteinů, které nejsou přichyceny k pevné vrstvě mazacího filmu ulpěné na površích komponent. Představené závěry částečně vyvrací hypotézu H1a (*Při nárůstu zatížení dojde ke snížení hodnoty součinitele tření vlivem formování proteinů mazacího filmu v kontaktu*), jelikož při nárůstu tření opravdu dochází ke snížení tření, nicméně nebyla pozorována výrazná změna ve formování mazacího filmu.

6.1.2 Vliv relativní rychlosti

Dalším z parametrů, kterým se experimenty v diplomové práci věnovaly, byla relativní rychlost komponent. Při zkoumání vlivu relativní rychlosti byly uvažovány dva stavy, jakými může k ovlivnění dojít. Prokázalo se, že vliv na změnu mazacího filmu má varianta, u které dochází změnou relativní rychlosti komponent k nárůstu SRR (Kap. 5.2.2, Obr. 5-14). Při porovnání s ostatními experimenty, je právě hodnota SRR primární proměnná, která udává, jaký typ mazacího filmu se tvoří a množství proteinů, které prochází kontaktem interagujících komponent. Tento efekt je způsobován narůstajícím rozdílem v rychlostech obou komponent, kdy PMMA vložka se chová jako nosič proteinů a díky pohybu disku je proteiny manipulováno v kontaktu. Při narůstajícím rozdílu v rychlostech, tedy nárůstu rychlosti disku dochází k rozbourávání proteinů, které nejsou schopny tvořit shluky ve stejné míře a postupně dochází k jejich úplnému vytracení z kontaktní oblasti.

Na Obr. 6-2 jsou vykresleny průměrné hodnoty součinitele tření pro všechny experimenty, které se zabíraly vlivem relativní rychlosti. Velikost směrodatné odchylky se odvíjí od nestálosti křivky tření v jednotlivém experimentu. Na grafu lze vidět, jak již bylo zmíněno dříve, že hodnoty tření do SRR 1 se jen minimálně liší ve své hodnotě pro různé relativní rychlosti komponent. Od této hodnoty již navýšení relativní rychlosti pro jednu hodnotu SRR znamená pokles v součiniteli tření. Nečas [27] zkoumal vliv relativní rychlosti z hlediska tloušťky mazacího filmu, kdy ukázal, že pro vyšší rychlosti u stejného SRR dochází k nárůstu tloušťky mazacího filmu. Dá se tedy konstatovat, že snížení součinitele tření souvisí s nárůstem tloušťky mazacího filmu. Pokud se naopak uvaží stejná rychlost pro různé SRR, tak nelze vidět výrazná závislost, kromě SRR 2, kde hodnota tření rapidně vzroste (experimenty s relativní rychlostí 30 mm/s – z hodnot okolo 0,23 na 0,3). Zmíněné poznatky částečně vyvrací hypotézu H1b (*Množství proteinů v kontaktu klesá s narůstajícím rozdílem v rychlosti interagujících komponent. Důsledkem narůstající relativní rychlosti*

komponent je pokles hodnoty součinitele tření), jelikož z hlediska tření záleží, jakým způsobem a pro jaké hodnoty je relativní rychlost komponent navyšována.

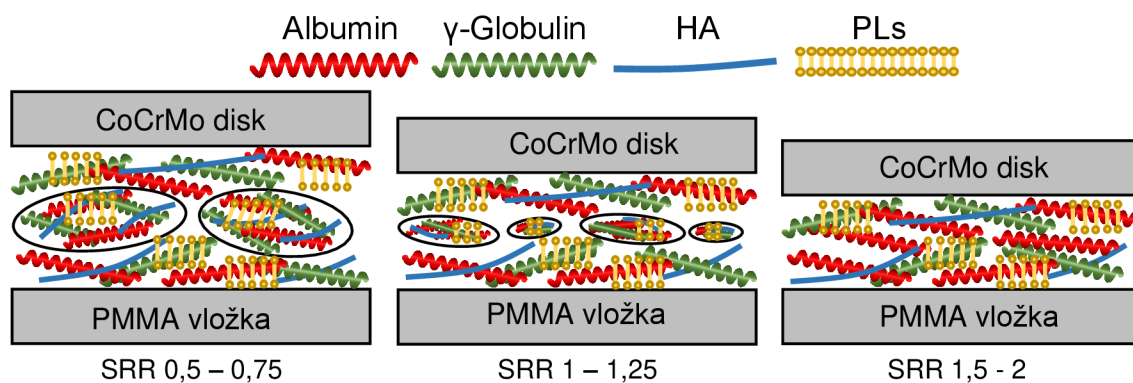


Obr. 6-2 Součinitel tření pro experimenty s různým SRR.

6.2 Návrh mazacího modelu

Na základě původního modelu mazacího filmu představeného Nečasem [19] a nových poznatků, které byly získány při řešení diplomové práce, je možné tento model rozšířit. Je důležité zmínit, že původní model byl vytvořen pro totální kolenní náhradu a nově představený model v této práci pracuje se zjednodušenou konfigurací wheel-on-flat. Autoři publikace deklarují, že mazací film je rozdělen na tři hlavní části, kde je volněji se pohybující albumin obklopen vrstvou zbylých částí synoviální kapaliny usazených na povrchu. Na základě pozorování vývoje mazacího filmu za různých kinematických a zátěžných podmínek, což umožnilo právě použití zjednodušené konfigurace, bylo zjištěno několik dalších závislostí. Při prvních experimentech, které se zabývaly vlivem SRR, byla zjištěna jasná závislost mezi hodnotou SRR a tvorbou maziva v kontaktu. Když byla hodnota SRR 1 a menší, tak albumin tvořil velké shluky, které se pohybovaly kontaktem. Podobné chování mohlo být pozorováno i pro protein γ -globulin. Když SRR dosáhlo hodnoty 1,25, tak shluky proteinů vymizely a mohlo být pozorováno porušování pevnější vrstvy, která ulpěla na PMMA. Bylo možné pozorovat, že na konci cyklu se již v kontaktu nacházelo velice omezené množství albuminu, kdežto γ -globulin zde byl obsažen stále ve velkém množství. Toto zjištění je v souladu s dříve prohlášeným stanoviskem [19], že γ -globulin více ulpívá na povrchu než albumin. Na základě výsledků z experimentů je představen doplněný mazací model kolenní náhrady (Obr. 6-3). Mavraki [25] říká, že pro zvyšující se relativní rychlost dochází ke snížení tloušťky mazacího filmu, což je v modelu zahrnuto také. Model byl rozdělen do tří hlavních částí. První, kde je tloušťka mazacího filmu největší z důvodu

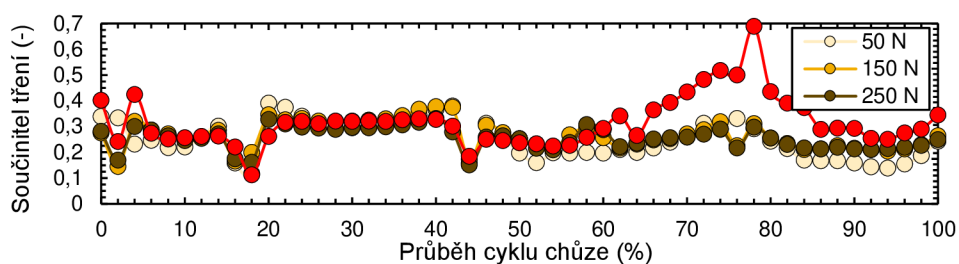
nejnižší relativní rychlosti se projevuje pohybem velkých proteinových shluků kontaktem, jak albuminu, tak i γ -globulinu, který dle Nečase [19] na sebe váže kyselinu hyaluronovou a fosfolipidy. Při narůstající relativní rychlosti (zvyšování SRR), neboli snižování tloušťky mazacího filmu dochází k postupnému rozbírání těchto shluků. Třetí oblast již nevykazuje žádné shluky proteinů.



Obr. 6-3 Navržený model mazacího filmu (ovály symbolizují shluky proteinů).

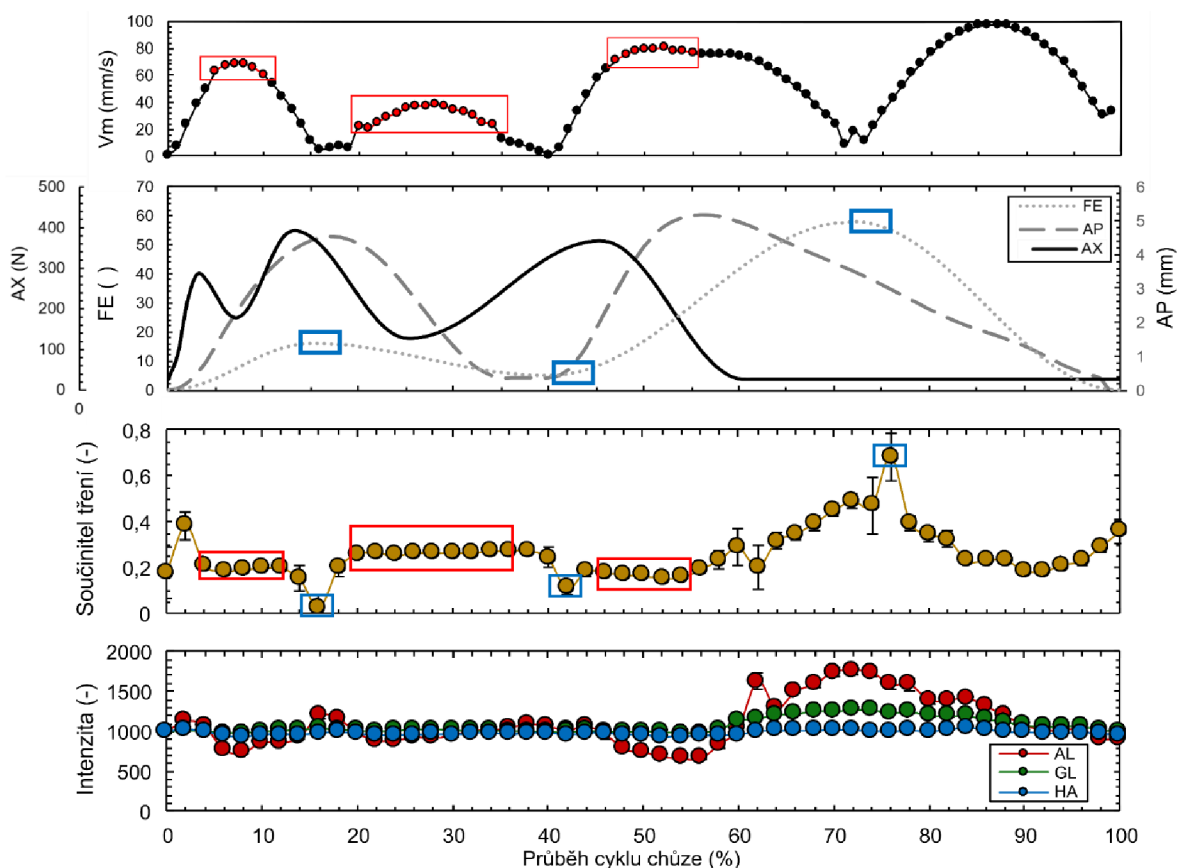
6.3 Komplexní experiment s využitím normy ISO 14243-3

Pro lepší pochopení dějů, které v kontaktu nastávají byl nejdříve proveden experiment s aplikovanou kinematikou (FE a AP) a konstantním zatížením. Výsledné křivky součinitele tření se shodovaly svým vývojem výsledkům z publikací [20–23] a také výsledkům z úvodních experimentů zabývajících se vlivem zátěžné síly, kdy s rostoucím zatížením součinitel tření klesal. Snímky z fluorescenční mikroskopie ukázaly, že rychlou změnou pohybu, která u cyklu nastává, nebylo mazivu umožněno vytvořit shluky proteinů ani u nižších hodnot SRR, jak to předestíraly úvodní experimenty. Tato skutečnost byla do určité míry také ovlivněna tím, že nižší hodnoty SRR, u kterých shluky vznikaly v úvodních experimentech se v celém cyklu objevují na velmi omezený čas. Hlavními místy, kde lze pozorovat průchod proteinů kontaktem jsou oblasti, kde se rychlost disku blíží nule a dochází ke změně orientace jeho pohybu. V těchto místech jsou do kontaktu přivedeny proteiny, které se uvolnily z důvodu změny orientace pohybu. Po zapojení proměnlivého zatížení se součinitel tření přizpůsoboval podle zátěžné síly. Tato závislost lze pozorovat na Obr. 6-4. Výrazná odchylka nastává v posledních 40 % cyklu, kde bylo zatížení pouze 20 N.

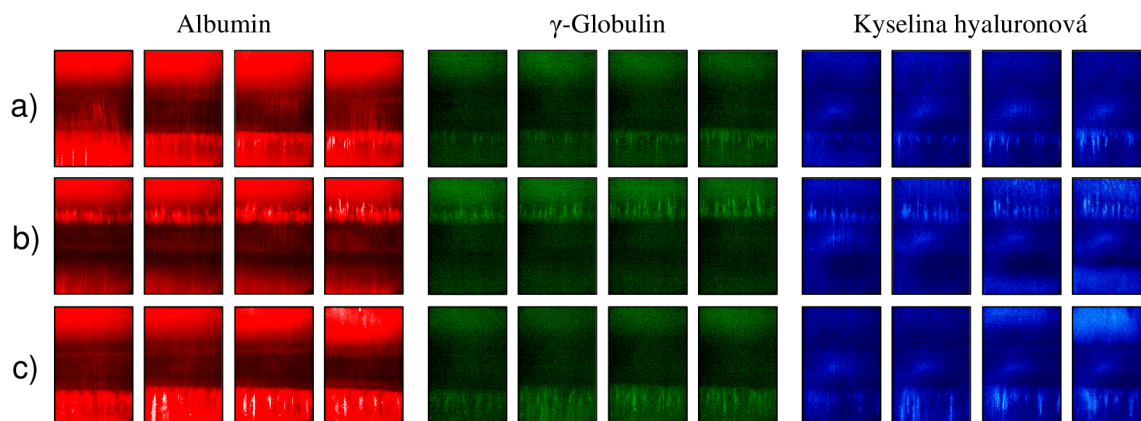


Obr. 6-4 Porovnání vývoje součinitele tření pro konstantní sílu a proměnlivou sílu.

Analýza komplexního cyklu je znázorněna na Obr. 6-5. Aplikování poznatků z úvodních experimentů na celý komplexní cyklus je obtížné, jelikož při něm dochází k velmi rychlé změně parametrů. Experiment však vykazuje jisté znaky, které lze popsat. Prvním jsou špičky v hodnotě součinitele tření, které nastaly při změně orientace pohybu disku (označeny modrými obdélníky) a jsou doprovázeny nárůstem intenzity proteinů v kontaktu. Co se týče vývoje součinitele tření v čase, je možné pozorovat, že ve třech částech cyklu (označených červenými obdélníky) dochází k ustálení jeho hodnoty. Navzdory ovlivnění zátěžnou silou, které je zjevné, dochází v těchto místech taktéž k ustálení tření u experimentů s konstantní zátěžnou silou (Obr. 6-4). Jedná se o části cyklu: 6–12 %, 24–34 % a 48–54 %. Z toho důvodu je možné uvažovat, že toto ustálení není způsobeno pouze vlivem síly. Souvislost tohoto ustálení je doprovázena částečným ustálením hodnot relativní rychlosti. Je možné pozorovat, že pro oblast s nejvyšší relativní rychlostí jsou hodnoty součinitele tření nejnižší, potažmo naopak. Tato závislost je ve shodě s výsledky úvodních experimentů (Obr. 6-3) pro vyšší hodnoty SRR. Navíc v těchto oblastech také dochází ke vzniku velice podobné tvorby mazacího filmu (Obr. 6-6a, Obr. 6-6b, Obr. 6-6c).

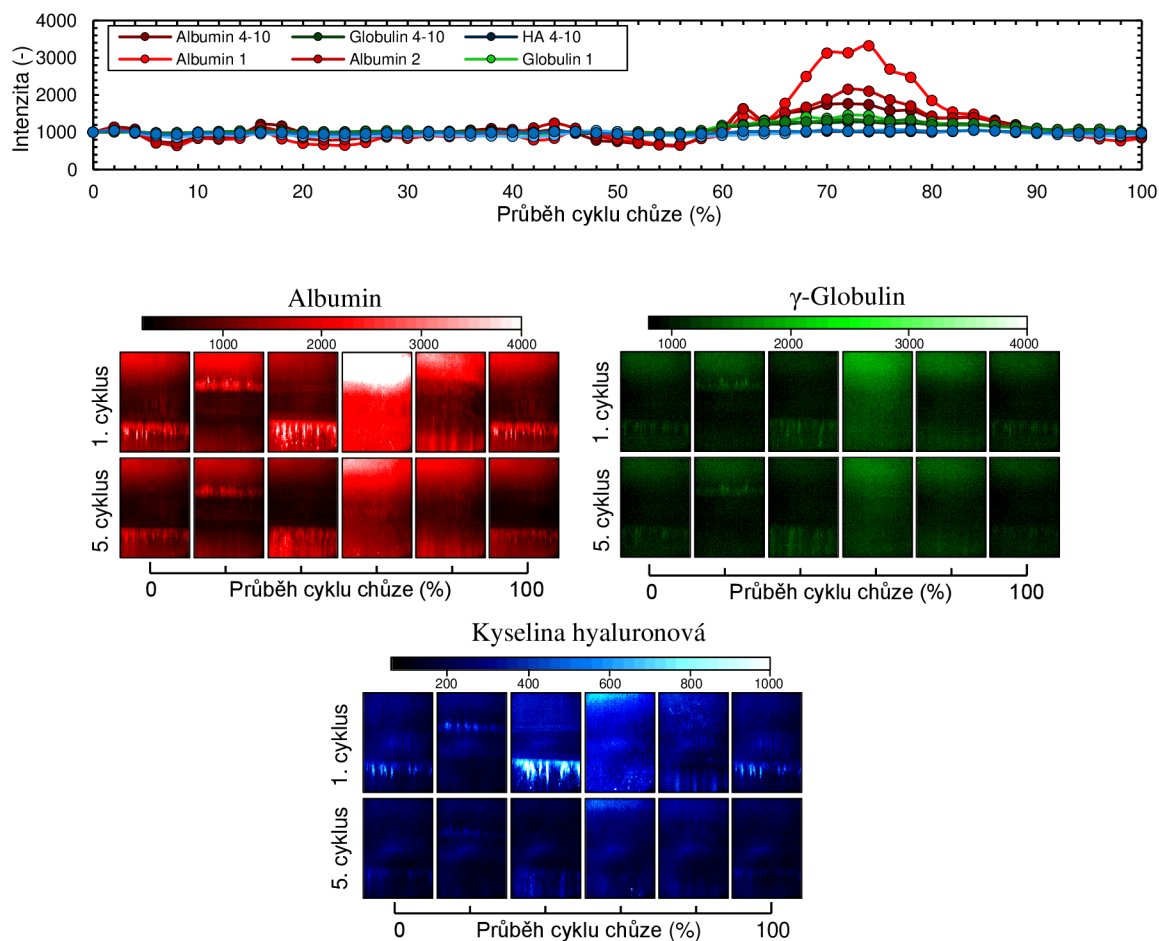


Obr. 6-5 Analýza součinitele tření a mazacího filmu pro komplexní cyklus.



Obr. 6-6 Tvorba mazacího filmu komplexního cyklu: a) 6–12 % cyklu, b) 24–34 % cyklu, c) 48–54 % cyklu

Mongkolwongroj [28] ve své publikaci uvedl, že tloušťka mazacího filmu se ustálila po prvním cyklu chůze. V rámci této práce bylo zjištěno, že intenzita proteinů v kontaktu se ustálí až od čtvrtého cyklu chůze, což je znázorněno na grafu (Obr. 6-7), kde první a druhý cyklus vykazuje známky výrazně vyšší intenzity. Patrný rozdíl je poté vidět i na snímcích z fluorescenční mikroskopie, které jsou znázorněny pro první a pátý cyklus chůze. Tato zjištěná závislost je v souladu s navrženou metodikou, kdy prvních pět cyklů bylo z experimentů při vyhodnocování vyřazeno a nevstupovaly do vyhodnocování.



Obr. 6-7 Porovnání vývoje intenzity proteinů při cyklech chůze.

7 ZÁVĚR

Experimenty v diplomové práci byly zaměřeny především na popis jednotlivých parametrů, které ovlivňují jak tvorbu mazacího filmu, tak součinitel tření. Pozorovány byly vlivy zátěžné síly a relativní rychlosti. Tyto experimenty byly doplněny o měření s využitím kinematiky a zatížení definované normou ISO 14243-3. Díky využití zjednodušené konfigurace (wheel-on-flat) bylo umožněno pozorování kontaktu po celou dobu cyklu chůze, jelikož u ní nedochází k migraci kontaktu, jako je tomu u použití reálné kolenní náhrady. Součástí diplomové práce bylo navržení nového modulu pro snímání tření, který byl implementován do původního simulátoru. Modul byl navržen tak, aby bylo zároveň při měření součinitele tření umožněno pozorovat kontakt pomocí fluorescenční mikroskopie. Díky této vlastnosti bylo možné přiřadit odpovídající výsledky součinitele tření k výstupům z fluorescenční mikroskopie bez vnesení chyby, která by mohla nastat, kdyby byly experimenty provedeny samostatně. V následujících bodech jsou shrnuty hlavní výstupy diplomové práce:

- Byl navržen a implementován nový modul pro snímání součinitele tření, který byl verifikován a naměřené hodnoty byly ve shodě s referenčními.
- S narůstající zátěžnou silou dochází k poklesu součinitele tření. Při pozorování tohoto jevu nedochází k významným rozdílům v tvorbě mazacího filmu.
- K poklesu tření dochází při zvyšování relativní rychlosti pro SRR 1,25 a vyšší, kdežto pro SRR 1 a nižší byly hodnoty tření pro rozdílnou relativní rychlost téměř bez změny.
- Hlavní podíl na tvorbě mazacího filmu má hodnota SRR. Při zvyšující se hodnotě SRR dochází k vymizení shluků proteinů a od hodnoty SRR 1,25 již shluky proteinů nebyly pozorovány. Od této hodnoty začíná docházet k poškozování vrstvy ulpěných proteinů na kontaktní dvojici.
- Při experimentech byla vypořádána závislost v množství proteinů procházejících kontaktem a hodnotou součinitele tření. Při výrazném nárůstu intenzity proteinů v kontaktu došlo k poklesu tření. Pokud se nevyskytl výrazný nárůst intenzity proteinů v kontaktu, průběh tření byl prakticky konstantní.
- Na základě poznatků z experimentů byl doplněn model mazacího filmu.
- Aplikace poznatků na komplexní cyklus byla možná pouze pro opěrnou fázi. Při švihové fázi dochází k razantnímu poklesu zátěžné síly a tření i mazací film se chová nestabilně. V komplexním cyklu lze pozorovat působení změny orientace pohybu disku. Pozorována byla místa, kde byl součinitel tření ustálený. V souvislosti s tímto ustálením je spojeno ustálení relativní rychlosti komponent.

V rámci posunu ve výzkumu v oblasti kolenních náhrad je možné se dále přiblížit realitě přenesením získaných poznatků na experimenty s reálnou geometrií, u které zatím není možnost snímat kontaktní oblast nepřetržitě z důvodu její migrace během cyklu chůze. Komplexní experimenty byly provedeny za použití kinematiky, která plně nevystihuje pohyb v koleni. Pro větší přiblížení realitě, by proto bylo nutné implementování třetího pohybu definovaného normou, což je vnitřní a zevní rotace tibiální vložky. V neposlední řadě se nabízí možnost použití dokonalejšího maziva, které by se plně shodovalo se synoviální kapalinou obsaženou v lidském těle.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] EVANS, Jonathan T, Robert W WALKER, Jonathan P EVANS, Ashley W BLOM, Adrian SAYERS a Michael R WHITEHOUSE. How long does a knee replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *The Lancet*. 2019, roč. 393, č. 10172, s. 655–663. ISSN 01406736.
- [2] DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vydání. B.m.: Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [3] *Total Knee Replacement - BJISG* [online]. [cit. 3. únor 2020]. Dostupné z: <http://bjisg.com/total-knee-replacement/>
- [4] SHI, Junfen. *Finite Element Analysis of Total Knee Replacement Considering Gait Cycle Load and Malalignment*. Wolverhampton: University of Wolverhampton, 2007. Dizertační práce.
- [5] *Understanding Phases of the Gait Cycle* [online]. [cit. 3. únor 2020] Dostupné z: <https://www.protokinetics.com/understanding-phases-of-the-gait-cycle/>
- [6] *NJR 17th Annual Report 2020* [online]. [cit. 20. květen 2021] Dostupné z: <https://reports.njrcentre.org.uk/downloads>
- [7] *What is a Total Knee Replacement and when is it necessary?* [online]. [cit. 4. únor 2020]. Dostupné z: <https://lambertiphysiotherapy.co.za/total-knee-replacement-necessary/>
- [8] *Partial knee replacement surgery* [online]. [cit. 16. březen 2020]. Dostupné z: <http://www.thekneeconsultant.com/knee/procedures/partial-knee-replacement-surgery>
- [9] *Partial knee replacement: MedlinePlus Medical Encyclopedia* [online]. [cit. 16. březen 2020]. Dostupné z: <https://medlineplus.gov/ency/article/007256.htm>
- [10] KAIVOSOJA, E., V.-M. TIAINEN, Y. TAKAKUBO, B. RAJCHEL, J. SOBIECKI, Y.T. KONTTINEN a M. TAKAGI. *Materials used for hip and knee implants*. 2013. ISBN 9780857096128.
- [11] KRETZER, Jan Philippe, Joern REINDERS, Robert SONNTAG, Sebastien HAGMANN, Marcus STREIT, Sebastian JEAGER a Babak MORADI. Wear in total knee arthroplasty—just a question of polyethylene? *International Orthopaedics*. 2014, roč. 38, č. 2, s. 335–340. ISSN 0341-2695.
- [12] ISO 14243-3:2014, Implants for Surgery - Wear of Total Knee-Joint Protheses - Part 3: Loading and Displacement Parameters for Wear-Testing Machines with Displacement Control and Corresponding Enviromental Conditions for Test.
- [13] BARCEINAS-SANCHEZ, J.D.O., M. ALVAREZ-VERA, L.A. MONTOYA-SANTIYANES, I. DOMINGUEZ-LOPEZ a A.L. GARCIA-GARCIA. The coefficient of friction of UHMWPE along an entire walking cycle using a ball-on-disc tribometer under arthrokinematics and loading conditions prescribed by ISO 14243-3:2014. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, roč. 65, s. 274–280. ISSN 17516161.

- [14] MCCANN, L., E. INGHAM, Z. JIN a J. FISHER. Influence of the meniscus on friction and degradation of cartilage in the natural knee joint. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2009, roč. 17, č. 8, s. 995–1000. ISSN 10634584.
- [15] SCHWENKE, T. a M.A. WIMMER. Cross-shear in metal-on-polyethylene articulation of orthopaedic implants and its relationship to wear. *Wear*. 2013, roč. 301, č. 1–2, s. 168–174. ISSN 00431648.
- [16] SCHOLES, S. C. a A. UNSWORTH. 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.
- [17] SCHOLES, S. C., A. UNSWORTH a E. JONES. Polyurethane unicondylar knee prostheses: simulator wear tests and lubrication studies. *Physics in Medicine and Biology*. 2007, roč. 52, č. 1, s. 197–212. ISSN 0031-9155.
- [18] FLANNERY, M., E. JONES a C. BIRKINSHAW. Analysis of wear and friction of total knee replacements part II: Friction and lubrication as a function of wear. *Wear*. 2008, roč. 265, č. 7–8, s. 1009–1016. ISSN 00431648.
- [19] NEČAS, David, Martin VRBKA, Max MARIAN, Benedict ROTHAMMER, Stephan TREMMEL, Sandro WARTZACK, Adéla GALANDÁKOVÁ, Jiří GALLO, Markus A. WIMMER, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Towards the understanding of lubrication mechanisms in total knee replacements – Part I: Experimental investigations. *Tribology International*. 2021, roč. 156, č. October 2020, s. 106874. ISSN 0301679X.
- [20] NUÑO, N., M. AMABILI, R. GROPPETTI a A. ROSSI. Static coefficient of friction between Ti-6Al-4V and PMMA for cemented hip and knee implants. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2002, roč. 59, č. 1, s. 191–200. ISSN 00219304.
- [21] WANG, A., A. ESSNER a R. KLEIN. Effect of contact stress on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total hip replacement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2001, roč. 215, č. 2, s. 133–139. ISSN 0954-4119.
- [22] SAIKKO, Vesa. Effect of contact pressure on wear and friction of ultra-high molecular weight polyethylene in multidirectional sliding. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2006, roč. 220, č. 7, s. 723–731. ISSN 0954-4119.
- [23] RANUŠA, Matuš, Markus A. WIMMER, Spencer FULLAM, Martin VRBKA a Ivan KŘUPKA. Analysis of Friction in Total Knee Prosthesis during a Standard Gait Cycle. *Lubricants*. 2021, roč. 9, č. 4, s. 36. ISSN 2075-4442.
- [24] MCGLOUGHLIN, T M, D M MURPHY a A G KAVANAGH. A machine for the preliminary investigation of design features influencing the wear behaviour of knee prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2004, roč. 218, č. 1, s. 51–62. ISSN 0954-4119.
- [25] MAVRAKI, A. a P. M. CANN. 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.

- [26] KENNEDY, Francis E., Douglas W. VAN CITTERS, Khanittha WONGSEEDAKAEW a Mongkol MONGKOLWONGROJN. Lubrication and Wear of Artificial Knee Joint Materials in a Rolling/Sliding Tribotester. *Journal of Tribology*. 2007, roč. 129, č. 2, s. 326–335. ISSN 0742-4787.
- [27] NEČAS, David, Martin VRBKA, Filip URBAN, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, roč. 55, s. 295–307. ISSN 17516161.
- [28] MONGKOLWONGROJN, Mongkol, Khanittha WONGSEEDAKAEW a Francis E. KENNEDY. Transient elastohydrodynamic lubrication in artificial knee joint with non-Newtonian fluids. *Tribology International*. 2010, roč. 43, č. 5–6, s. 1017–1026. ISSN 0301679X.
- [29] SU, Yonglin, Peiran YANG, Zengliang FU, Zhongmin JIN a Chengtao WANG. Time-dependent elastohydrodynamic lubrication analysis of total knee replacement under walking conditions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2011, roč. 14, č. 6, s. 539–548. ISSN 1025-5842.
- [30] GAO, Leiming, Zikai HUA, Robert HEWSON, Michael Skipper ANDERSEN a Zhongmin JIN. Elastohydrodynamic lubrication and wear modelling of the knee joint replacements with surface topography. *Biosurface and Biotribology*. 2018, roč. 4, č. 1, s. 18–23. ISSN 2405-4518.
- [31] MARIAN, Max, Christian ORGELDINGER, Benedict ROTHAMMER, David NEČAS, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA, Martin HARTL, Markus A. WIMMER, Stephan TREMMEL a Sandro WARTZACK. Towards the understanding of lubrication mechanisms in total knee replacements – Part II: Numerical modeling. *Tribology International*. 2021, roč. 156, č. December 2020, s. 106809. ISSN 0301679X.
- [32] MELL, Steven P., Spencer FULLAM, Markus A. WIMMER a Hannah J. LUNDBERG. Finite element evaluation of the newest ISO testing standard for polyethylene total knee replacement liners. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2018, roč. 232, č. 6, s. 545–552. ISSN 0954-4119.
- [33] GODEST, A.C., M. BEAUGONIN, E. HAUG, M. TAYLOR a P.J. GREGSON. Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *Journal of Biomechanics*. 2002, roč. 35, č. 2, s. 267–275. ISSN 00219290.
- [34] HALLORAN, Jason P., Anthony J. PETRELLA a Paul J. RULLKOETTER. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *Journal of Biomechanics*. 2005, roč. 38, č. 2, s. 323–331. ISSN 00219290.
- [35] NEČAS, D., K. SADECKÁ, M. VRBKA, A. GALANDÁKOVÁ, M.A. WIMMER, J. GALLO a M. HARTL. The effect of albumin and γ -globulin on synovial fluid lubrication: Implication for knee joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021, roč. 113, č. September 2020, s. 104117. ISSN 17516161.
- [36] POLNICKÝ, Vojtěch. *Konstrukce simulátoru kolenního kloubu*. Brno, 2017. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

- [37] GALANDÁKOVÁ, Adéla, Jitka ULRICHOVÁ, Kateřina LANGOVÁ, Adéla HANÁKOVÁ, Martin VRBKA, Martin HARTL a Jiri GALLO. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2017, roč. 105, č. 6, s. 1422–1431. ISSN 15524973.
- [38] NEČAS, D., K. SADECKÁ, M. VRBKA, J. GALLO, A. GALANDÁKOVÁ, I. KŘUPKA a M. HARTL. Observation of lubrication mechanisms in knee replacement: A pilot study. *Biotribology*. 2019, roč. 17, č. January, s. 1–7. ISSN 23525738.
- [39] SANDERSON, Michael J., Ian SMITH, Ian PARKER a Martin D. BOOTMAN. Fluorescence Microscopy. *Cold Spring Harbor Protocols*. 2014, roč. 2014, č. 10, s. pdb.top071795-pdb.top071795 [vid. 4. únor 2020]. ISSN 1559-6095.
- [40] MAVRAKI, A. a P.M. CANN. Lubricating film thickness measurements with bovine serum. *Tribology International*. 2011, roč. 44, č. 5, s. 550–556. ISSN 0301679X.
- [41] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Taposh ROY, Ali MORADI, H. H. MASJUKI a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Tribological performance of the biological components of synovial fluid in artificial joint implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2015, roč. 16, č. 4, s. 045002. ISSN 1468-6996.

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

ISO	international organization for standartization (mezinárodní organizace pro normalizaci)
MKP	metodoa konečných prvků
CMC	karboxymethylcelulóza
SRR	slide-to-roll ratio
UHMWPE	ultravysokomolekulární polyethylen
PMMA	polymethylmethakrylát
PU	polyuretan
SF	synovial fluid (synoviální kapalina)
HA	hyaluronic acid (kyselina hyaluronová)
PLs	phospholipids (fosfolipidy)
PBS	phosphate buffered saline (fyziologický roztok)
FSB	fetal bovine serum (hovězí zárodečné sérum)
FE	flexion – extension (flexe – extenze)
AP	anterior – posterior (posun tibiální vložky)
AX	axiální zatížení

10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1-1	Kolenní simulátor na ÚK FSI VUT v Brně	13
Obr. 2-1	Diagram postupu řešení problematiky kolenních náhrad (červeně – cíle diplomové práce).....	14
Obr. 2-2	Schéma lidského kolenního kloubu.	15
Obr. 2-3	Pohyby v kolenním kloubu.	15
Obr. 2-4	Cyklus chůze.	16
Obr. 2-5	Totální kolenní náhrada.....	17
Obr. 2-6	Typy částečných kolenních náhrad (zleva: česka, laterální strana, mediální strana, laterální strana + česka, laterální a mediální strana, mediální strana + česka).	17
Obr. 2-7	Vývoj opotřebení PE vložky (vlevo), uvolňování kovových částic do těla pacienta (vpravo).....	18
Obr. 2-8	Základní kinematika totální kolenní náhrady dle ISO 14243; 1) flexe, 2) tibiální rotace, 3) Předozadní posun tibiální části, 4) Axiální zatěžovací síla.	19
Obr. 2-9	A) Axiální zatížení (AX), B) Úhel natočení – flexe/extenze (FE), C) Předozadní posun tibiální části (AP), D) Natočení tibiální části (IE).....	19
Obr. 2-10	Sily v kloubu, F_A – Axiální síla, F_L , F_M – reakční síly na laterální a mediální kondyl	20
Obr. 2-11	Schéma použitého zařízení.	21
Obr. 2-12	Konstrukce simulátoru – a) schéma, b) reálná fotka.....	21
Obr. 2-13	Konstrukce wheel-on-flat simulátoru.	22
Obr. 2-14	Stribeckova křivka mediální (M) a laterální (L) části s CMC a hovězím sérem jako mazivo.....	23
Obr. 2-15	Stribeckova křivka po 5 milionech cyklů.....	23
Obr. 2-16	Porovnání součinitele tření v cyklu chůze pro různá maziva.	24
Obr. 2-17	Součinitel tření pro různé složení maziva: BCS – hovězí sérum, HA - kyselina hyaluronová	25
Obr. 2-18	Model mazacího filmu u totální kolenní náhrady.....	26
Obr. 2-19	Vývoj intenzity pro komplexní modelovou synoviální kapalinu: a) laterální kondyl, b) mediální kondyl.	27

Obr. 2-20	Závislost součinitele tření na Sommerfeldově číslu pro CMC a 25% hovězí sérum (set F).....	25
Obr. 2-21	Součinitel tření v závislosti na kontaktním tlaku pro různé drsnosti PMMA, drsnost Ti: a) 0,17 μm , b) 1,1 μm	27
Obr. 2-22	Koeficient tření pro různé zátěžné síly.	28
Obr. 2-23	Závislost součinitele tření na kontaktním tlaku.	28
Obr. 2-24	Vývoj součinitele tření pro cyklus chůze s různým zatížením.	29
Obr. 2-25	Závislost součinitele tření na relativní rychlosti	30
Obr. 2-26	Závislost tloušťky filmu na relativní rychlosti.....	30
Obr. 2-27	Průběh vývoje tloušťky mazacího filmu podél dráhy opotřebení; X – bezrozměrná poloha podél dráhy opotřebení.	31
Obr. 2-28	Minimální tloušťka filmu podél dráhy opotřebení.	31
Obr. 2-29	Porovnání tloušťky filmu pro různé hodnoty SRR.....	32
Obr. 2-30	Vývoj filmu a intenzity v závislosti na času: a) 5,7 mm/s, b) 22 mm/s	33
Obr. 2-31	Vývoj tloušťky mazacího filmu: a) zatížení a rychlost, b) první cyklus, c) druhý cyklus	33
Obr. 2-32	a) predikovaný centrální hydrodynamický tlak, b) predikovaná centrální tloušťka mazacího filmu.....	34
Obr. 2-33	Opotřebení mediálního a laterálního kondylu pro dva miliony cyklů.....	34
Obr. 2-34	Vývoj tloušťky mazacího filmu pro mediální a laterální kondyl s a bez topografie povrchu.	35
Obr. 2-35	Vývoj tloušťky mazacího filmu a kontaktního tlaku pro a) laterální kondyl a b) mediální kondyl.	35
Obr. 4-1	Přehled řešení práce	39
Obr. 4-2	Kolenní simulátor na ÚK FSI VUT v Brně.....	40
Obr. 4-3	Komponenty s pozorovanou oblastí.....	41
Obr. 4-4	Snímky povrchu disku.	41
Obr. 4-5	Drsnost disku.	42
Obr. 4-6	Metoda měření součinitele tření.	43
Obr. 4-7	Schéma modulu pro snímání součinitele tření.....	43
Obr. 4-8	Schéma použité aparatury.....	44
Obr. 4-9	Schéma fluorescenčního mikroskopu.....	45

Obr. 4-10	Průběh experimentu.	45
Obr. 4-11	Seznam experimentů.	46
Obr. 5-1	Koncepty uchycení CoCrMo disku.	47
Obr. 5-2	Koncept simulátoru využívající měření deformace hřídele.	48
Obr. 5-3	Koncept simulátoru využívající uložení domku na planžetách.	49
Obr. 5-4	Konstrukční úprava uchycení disku.	49
Obr. 5-5	Detail konstrukční úpravy uchycení disku.	50
Obr. 5-6	Konstrukční řešení implementace modulu tření.	50
Obr. 5-7	MKP analýza tuhosti vany na planžetách.	52
Obr. 5-8	Verifikační experiment (Bruker vs. Kolenní simulátor).	522
Obr. 5-9	Porovnání kinematiky a zatížení definované normou a aplikovaných.	53
Obr. 5-10	Vliv zátěžné síly pro SRR 0,5: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	54
Obr. 5-11	Vliv zátěžné síly pro SRR 1: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	55
Obr. 5-12	Vliv zátěžné síly pro SRR 2: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	56
Obr. 5-13	Vliv relativní rychlosti pro různé SRR: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	57
Obr. 5-14	Vliv relativní rychlosti pro SRR 0,5: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	58
Obr. 5-15	Vliv relativní rychlosti pro SRR 1: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	59
Obr. 5-16	Vliv relativní rychlosti pro SRR 2: a) průběh součinitele tření, b) průběh intenzity proteinů v kontaktu, c) Snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin).	59
Obr. 5-17	Vývoj součinitele tření (a) a intenzity (b) s aplikovanou kinematikou a konstantním zatížením.	60

Obr. 5-18	Experiment dle ISO 14243-3: a) vývoj součinitele tření a vývoj intenzity proteinů v kontaktu, b) snímky z fluorescenční mikroskopie (červená – albumin, zelená – γ -globulin, modrá – HA).....	61
Obr. 6-1	Porovnání součinitele tření pro PMMA a UHMWPE, stejný kontaktní tlak.	62
Obr. 6-2	Součinitel tření pro experimenty s různým SRR.....	65
Obr. 6-3	Navržený model mazacího filmu (ovály symbolizují shluky proteinů).....	66
Obr. 6-4	Porovnání vývoje součinitele tření pro konstantní sílu a proměnlivou sílu.	66
Obr. 6-5	Analýza součinitele tření a mazacího filmu pro komplexní cyklus.	67
Obr. 6-6	Tvorba mazacího filmu komplexního cyklu: a) 6–12 % cyklu, b) 26–32 % cyklu, c) 48–54 % cyklu.....	68
Obr. 6-7	Porovnání vývoje intenzity proteinů při cyklech chůze.....	68

11 SEZNAM TABULEK

Tab. 2-1	Složení použitých maziv.....	24
Tab. 2-2	Hodnoty parametru mazání λ	26
Tab. 2-3	Naměřené hodnoty součinitele tření pro různé hodnoty SRR.	29
Tab. 4-1	Parametry testovaných komponent.	40
Tab. 4-2	Složení synoviální kapaliny u pacientů s náhradou.	42

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Seznam vyráběných dílů

Příloha 2: Seznam nakupovaných dílů

Příloha 3: Výkresová dokumentace (přiloženo externě)

Příloha 4: Laboratorní protokol (přiloženo externě)

Příloha 1

Číslo výkresu	Název součásti	Počet kusů	Cena za kus bez DPH v Kč
A2-MT-00	Sestava AP		
A3-MT-01	Spodní platforma	1	9600
A3-MT-02	Rotační deska	1	4900
A4-MT-03	Konzola planžety 1	3	600
A4-MT-04	Konzola planžety 2	3	600
A4-MT-05	Plíšek konzola	6	57
A4-MT-06	Plíšek planžeta	6	57
A4-MT-07	Planžeta	6	-
A4-MT-08	Konzola snímače	1	-
A4-MT-09	Vložka snímače	1	400
A4-MT-10	Příruba snímače	1	400
A4-MT-11	Vana	1	2750
A4-MT-12	Přítlak vany	1	1100
A4-MT-13	Aretace snímače	1	-
A4-MT-14	Uchycení AP pohonu	1	-
A2-KA-000	Sestava FE		
A2-KA-00	U profil	1	6800
A3-KA-01	Hřídél	1	2900
A4-KA-02	Příruba 1	1	2200
A4-KA-03	Příruba 2	1	1000
A4-KA-04	U profil 1	1	Součást U profilu
A4-KA-05	U profil 2	1	Součást U profilu
A4-KA-06	U profil 3	1	Součást U profilu
A4-KA-07	Matice	2	200
A4-KA-08	Podložka pro kolo	2	900
A4-KA-09	Upínací trn nový	1	1400

Cena celkem bez DPH – 39 934 Kč

Cena celkem včetně DPH – 48 320 Kč

Příloha 2

Název součásti	Dodavatel	Počet kusů	Cena za kus bez DPH v Kč
Snímač síly 200 N	Meatest	1	10090
Ložisko 81120 T2 NTN	Elotoman	1	2107
Kroužek kluzný PTFE 135x140x7,5	Dimer	1	935
PMMA deska 500x500x8	Multiplast	1	582
Spojovací materiál	-	-	155

Cena celkem bez DPH – 13 869 Kč

Cena celkem včetně DPH – 16 782 Kč