



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

KONSTRUKCE SIMULÁTORU OKA A KONTAKTNÍ ČOČKY

THE DESIGN OF EYE-LENS SIMULATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Matěj Špaček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Matěj Špaček
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. David Nečas, Ph.D.
Akademický rok:	2018/19

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

Konstrukce simulátoru oka a kontaktní čočky

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Kontaktní čočky jsou stále častěji využívány pro korekci zrakových vad, přičemž je snahou výrobců, aby uživatel nebyl jejich používáním jakkoliv obtěžován. Problémem je zejména pocit škrábání očního víčka o okraj čočky. Porozumění procesů tření a mazání může přispět k dalšímu vývoji kontaktních čoček, což povede ke zlepšení komfortu jejich užívání.

Typ práce: vývojová – konstrukční

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem práce je navrhnout simulátor, který umožní studium procesů tření a mazání v kontaktu oka a kontaktní čočky. Simulátor musí umožnit přímé pozorování kontaktu pro možnost popisu formování slzného filmu s využitím optických měřicích metod.

Dílní cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši simulátorů využívaných pro studium biotribologie oka a kontaktní čočky,
- navrhnout tři koncepční řešení modulu,
- detailně rozpracovat zvolené finální řešení, zajistit, aby bylo možné modul implementovat do stávajících zařízení,
- zpracovat výkresovou dokumentaci finálního zvoleného řešení.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, výkresy součástí, výkres sestavení, digitální data.

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

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

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

Seznam doporučené literatury:

RENNIE, A. C., P. L. DICKRELL a W. G. SAWYER. Friction coefficient of soft contact lenses: measurements and modeling. Tribology Letters. 2005, 18, 499-504.

MARKOULLI, M. a S. KOLANU. Contact lens wear and dry eyes: challenges and solutions. Clinical Optometry. 2017, 9, 41-48.

BOU-SAÏD, B. Eyelid/lens contact during a 100 metres sprint. A tribological approach. Tribological Research and Design for Engineering Systems, Proceedings of the 29th Leeds-Lyon Symposium on Tribology. Elsevier, 2003, 417-424.

PULT, H., S. G.P. TOSATTI, N. D. SPENCER, J. M. ASFOUR, M. EBENHOCH a P. J. MURPHY. Spontaneous Blinking from a Tribological Viewpoint. The Ocular Surface. 2015, 13, 236-249.

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

V Brně, dne

L. S.

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

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem simulátoru pro výzkum kontaktu oka a kontaktní čočky. Výsledkem je konstrukční řešení modulu tribometru v konfiguraci pin-on-ring, který umožňuje přímé pozorování kontaktu. V rámci práce byla provedena rešerše existujících zařízení, na jejímž základě byla zpracována tři koncepční řešení. Z nich pak bylo vypracováno finální řešení. Výsledné zařízení umožňuje simulovat podmínky blížící se skutečnému lidskému oku a najde tak využití při vývoji mazacích roztoků a kontaktních čoček.

KLÍČOVÁ SLOVA

kontaktní čočka, tribometr, simulátor oka

ABSTRACT

The aim of this bachelor thesis is a design of an eye-lens simulator. Tribometer module in pin-on-ring configuration was designed to allow direct observation of a contact zone. The survey of existing tribometers was conducted as a part of the thesis, based on which, three concept solutions were suggested. Final solution of the module was chosen and designed based on the concepts. The apparatus enables to simulate conditions of real human eye so it could contribute to a contact lens research and eye lubrication solution development.

KEYWORDS

contact lens, tribometer, eye simulator

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ŠPAČEK, Matěj. *Konstrukce simulátoru oka a kontaktní čočky* [online]. Brno, 2019 [cit. 2019-05-24]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116651>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce David Nečas.

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D. za cenné rady, připomínky a trpělivost při vedení mé bakalářské práce. Dále děkuji Ing. Jiřímu Dvořáčkovi, Ph.D. za jeho odborné rady a důkladnou kontrolu výkresů. Také bych rád poděkoval své rodině za podporu při studiu.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením Ing. Davida Nečase, 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

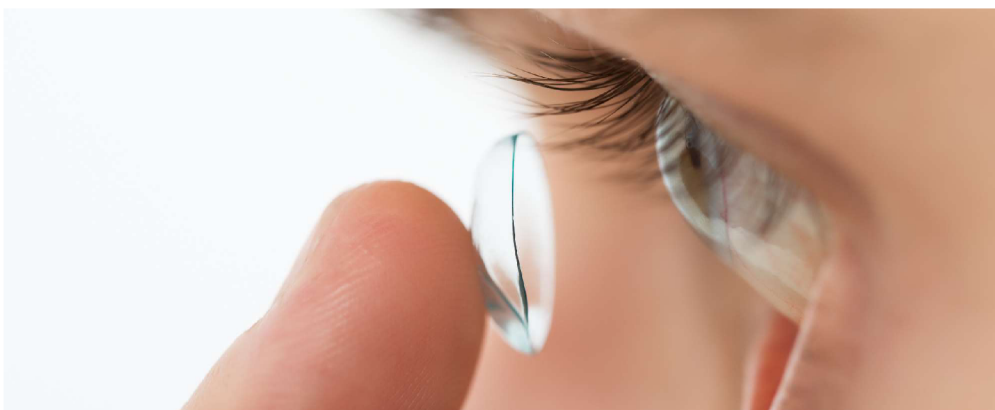
1	ÚVOD	13
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
2.1	Kontaktní čočky	14
2.1.1	Druhy hydrogelů	14
2.1.2	Vlastnosti hydrogelů	15
2.1.3	Rohovka	15
2.2	Existující zařízení	16
2.2.1	Měření tření	16
2.2.2	Výzkum vlivu proteinů na třecí vlastnosti kontaktních čoček	20
2.2.3	Výzkum kontaktu čočky s živočišnými buňkami	21
2.2.4	Měření tření s pozorováním zóny kontaktu	23
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	25
3.1	Analýza problému	25
3.2	Cíl práce	26
4	KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ	27
4.1	Uspořádání ball-on-disk	27
4.2	Uspořádání ball-on-plate	28
4.3	Uspořádání pin-on-ring	30
4.4	Celkové zhodnocení	31
5	KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ	32
5.1	Popis konstrukčního řešení	32
5.1.1	Zatěžující páka	33
5.1.2	Pin	34
5.1.3	Sestava vany	34
5.1.4	Hřídel a sestava prstence	35
5.1.5	Uložení hřídele	36
5.1.6	Uložení motoru, motor a spojka	37
5.1.7	Vodící desky a lišty	37
5.2	Implementace modulu	38
5.2.1	Zástavbový prostor tribometru	38

5.3	Výpočty	40
5.3.1	Výpočet trvanlivosti ložisek	40
5.3.2	Výpočet krouticího momentu a volba motoru	42
6	DISKUZE	44
6.1	Důležité body konstrukčního řešení	44
6.1.1	Těsnění vany a prstence	44
6.1.2	Sestava páky	46
6.1.3	Spojení disku a hřídele	47
6.1.4	Vyrobitelnost prstence	48
6.2	Montážní postup	49
6.3	Cenový odhad	50
6.4	Zhodnocení zařízení	51
7	ZÁVĚR	52
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	53
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	55
10	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	56
11	SEZNAM TABULEK	58
12	SEZNAM PŘÍLOH	59

1 ÚVOD

Ve světě moderních technologií je stále častější kancelářská práce, při které jsou oči nadměrně zatěžovány. Využívání počítačů, mobilních telefonů a dalších zařízení s obrazovými displeji vede v kombinaci s životním stylem dnešní společnosti k postupnému růstu zrakových vad. K jejich korekci se čím dál častěji používají měkké kontaktní čočky. Statistiky uvádějí, že v současné době používá kontaktní čočky asi 150 milionů lidí a jejich počet se stále zvyšuje [1]. Ve srovnání s brýlemi je pozitivně hodnocena jejich estetičnost, praktičnost a větší využitelnost při sportu.

Od roku 1961, kdy byly vynalezeny první měkké hydrogelové kontaktní čočky, prošly čočky dlouhým technologickým vývojem a jejich biokompatibilita a uživatelská přívětivost se značně zvýšily. I přes tento pokrok se v trendu růstu uživatelů začíná projevovat určitá stagnace. Značná část nových uživatelů od tohoto způsobu zrakové korekce rychle upouští. Jako nejčastější důvod uvádějí nedostatečný komfort kontaktních čoček a pocity škrábání spojené s jejich nošením. Někteří uživatelé také uvádějí, že se nepříjemné pocity s dobou užívání kontaktní čočky stupňují, což představuje problém zejména u vícedenních čoček. Bylo zjištěno, že škrábání souvisí s procesem tření mezi kontaktní čočkou a víčkem během mrkání [2]. Některé studie spojují stupňování těchto pocitů s postupným ukládáním proteinů a nečistot na povrchu čočky, čímž se zvyšuje součinitel tření [3]. K lepšímu porozumění procesu tření mezi víčkem a kontaktní čočkou bylo navrženo několik simulátorů, které měly tento kontakt napodobovat. Nicméně, žádný z nich neumožňuje přímé pozorování kontaktu, který by navíc odpovídal skutečné geometrii oka a víčka. Cílem této bakalářské práce je navrhnout simulátor, který by umožňoval studium a přímé pozorování třecích procesů a tvoreni slzného filmu a zároveň se přibližoval skutečné geometrii kontaktu.



obr. 1-1 Aplikace denní silikon-hydrogelové kontaktní čočky [4]

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Kontaktní čočky

Kontaktní čočky jsou nejčastěji vyráběny z polymerů. Podle druhu polymeru se kontaktní čočky rozdělují na měkké a tvrdé. Tato práce se zabývá měkkými kontaktními čočkami. Ty jsou vyráběny téměř výhradně z hydrogelů. První měkké kontaktní čočky byly vytvořeny v roce 1961 z hydrogelu na bázi polyhydroxyethylmethakrylátu (pHEMA) [5]. Zásahu na tomto objevu nesou čeští chemici a akademici Otto Wichterle a Drahošlav Lím. Jejich objev z trhu téměř vytlačil dříve používané a nekomfortní tvrdé kontaktní čočky, vyráběné z méně biokompatibilního polymethylmethakrylátu (PMMA) [6].

2.1.1 Druhy hydrogelů

Hydrogely jsou polymerní viskoelastické materiály s vysokým obsahem vody. Martin a Holden ve své práci uvádějí obsah vody v hydrogelech 38–70 % [7]. Ramamoorthy a kol. zkoumali širokou škálu současně používaných kontaktních čoček a uvádějí hodnoty v rozmezí 24–70 % [8]. Hydrogely jsou většinou silně hydrofilní (tato vlastnost se mění v závislosti na tom, kolik vody materiál již obsahuje). Hlavní výhodou kontaktních čoček vyrobených z hydrogelů je jejich vysoká biokompatibilita a propustnost pro kyslík [2, 9, 10].

V literatuře bývá často zmiňován hydrogel pHEMA. Nejedná se ovšem o konkrétní materiál, nýbrž o širokou skupinu hydrogelů, vzniklých na bázi polyhydroxyethylmethakrylátu (pHEMA). První pHEMA hydrogely měly nízkou propustnost pro kyslík a nižší obsah vody, což způsobovalo u některých uživatelů zdravotní potíže. S rostoucím zájmem o kontaktní čočky proto roste zájem o zdokonalování a vývoj nových pHEMA hydrogelů. Dnes jich existuje celá škála a jsou považovány za jedny z nejvíce zkoumaných polymerů na poli vědy. Liší se od sebe zejména tvrdostí, obsahem vody a propustností pro kyslík. Mají vlastnosti podobné živým tkáním, v medicíně jsou proto hojně používány. Kromě materiálu pro kontaktní čočky se používají například při regeneraci kloubní chrupavky nebo pro kontrolovaný transport léčiv [11, 12].

pHEMA hydrogelové kontaktní čočky měli po dlouhou dobu dominantní postavení a stále se používají. Nicméně, v současné době bývají stále častěji nahrazovány silikon-hydrogelovými (SiHy) čočkami, které mají sice nižší obsah vody, ale vyšší propustnost pro kyslík, což snižuje riziko vzniku zdravotních obtíží, například hypoxie [8]. Uživatelé jsou SiHy čočky hodnoceny jako pohodlnější a podle společnosti CooperVision [13] byly v roce 2015 v USA předepsány 81 % klientů. V roce 2010 bylo v USA dostupných asi 90 různých materiálů měkkých kontaktních čoček [11]. Richdale a kol. odhadují počet uživatelů měkkých kontaktních čoček v roce 2007 asi na 150 milionů [1].

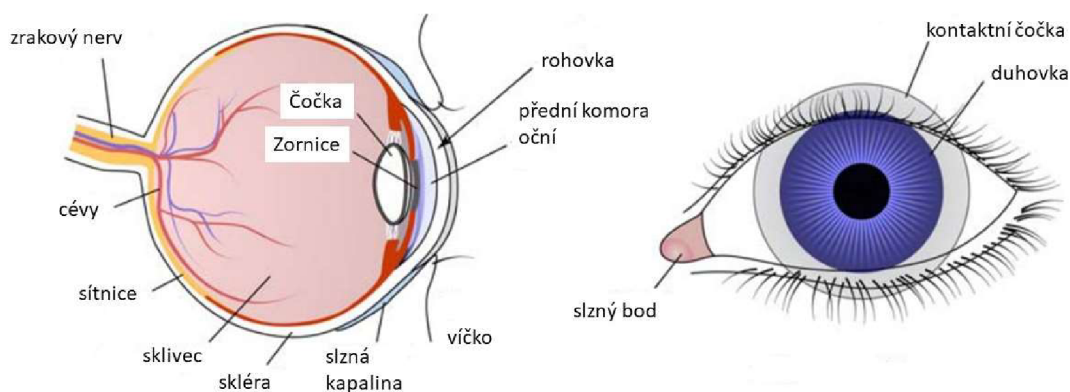
2.1.2 Vlastnosti hydrogelů

Mechanické vlastnosti hydrogelů se výrazně mění v závislosti na vlhkosti prostředí a na vlastním obsahu vody. Působením tlaku dochází k redistribuci vody v hydrogelu a k následné změně mechanických vlastností. Kontaktní čočky se nasazují na rohovku oka (cornea). Dochází zde k vzájemnému pohybu mezi rohovkou, kontaktní čočkou a očním víčkem [2, 9]. Odhadovaný tlak působící na čočku, vyvolaný očním víčkem při mrknutí, je 3,5 až 4 kPa, přičemž rychlost očního víčka se pohybuje kolem $0,12 \text{ m s}^{-1}$. Z dohledatelných zdrojů tyto hodnoty jako první uvádějí ve své práci Holden a Martin [7]. I v dnešní době se na ně většina autorů odvolává a často je považuje za referenční.

Vliv tlaku a obsahu vody na mechanické vlastnosti hydrogelu je značný. Součinitel tření se u pHEMA hydrogelů snažili nezávisle na sobě určit například Niarn a Freeman [14, 15]. Niarn a Jiang naměřili pro konkrétní kontaktní čočku při použití modelového mazacího roztoku součinitel tření v rozmezí $\mu = 0,045\text{--}0,308$ při zatížení 3,5–4 kPa [14]. Freeman a kol. se nezaměřovali konkrétně na kontaktní čočky, ale testovali pHEMA hydrogely obecně. Hydrogely s různým obsahem vody testovali v širokém rozsahu zatížení a uvádějí $\mu = 0,02\text{--}1,7$ [15]. V oku navíc kontaktní čočka přichází do styku se slzami. Kromě zvlhčování čočky dochází díky přítomnosti slz také k interakci hydrogelu s proteiny, které jsou v nich obsaženy. Podle Ngaie a kol. [3], kteří se tímto tématem zabývali, se proteiny navážou na povrch kontaktní čočky. V prvotní fázi má tento jev za následek snížení součinitele tření. Po jisté době ovšem proteiny denaturují a součinitel tření se zvýší.

2.1.3 Rohovka

Kontaktní čočka se nasazuje tak, aby ulpěla na slzném filmu rohovky. Schématické znázornění je na obr. 2-1. Rohovka je součástí oční koule. Tvoří její přední průhledný oddíl a je konkávně vyklenuta. Její obrys na oční kouli má sice tvar elipsy, ale velmi se blíží kružnici, proto se často udává jen průměr 11,5 mm. Povrch rohovky je tvořen epitelem, který je svou strukturou schopen na povrchu vázat proteiny a udržovat vrstvu slzného filmu. Její hydratace se pohybuje okolo 80 %. Rohovka je bohatě inervovaná, což má za následek vysokou citlivost a slzení při jejím podráždění. Poloměr jejího vnitřního zaoblení bývá uváděn 6,8 mm a poloměr vnějšího zaoblení 7,8 mm. Centrální tloušťka rohovky se pohybuje kolem 0,6 mm. (Rozměry jsou u každého jedince individuální.) Pod rohovkou se nachází přední komora oční vyplněná komorovou vodou. Kontaktní čočky se v lékařství kromě zrakové korekce používají také jako ochrana rohovky před vnějším prostředím při některých obtížněji se hojících poraněních nebo při různých onemocněních [16].



obr. 2-1 Schématické znázornění lidského oka s kontaktní čočkou. Obrázek upraven podle [9].

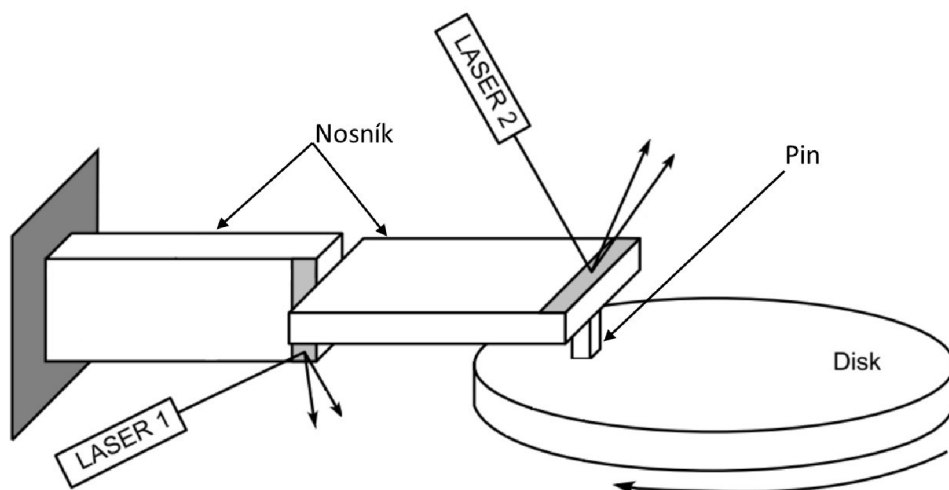
2.2 Existující zařízení

Dosud provedené výzkumy lze podle oboru jejich zájmu rozdělit na několik skupin. Nicméně, všechny níže uvedené výzkumy souvisejí s měřením součinitele tření kontaktních čoček. Rozdíly mezi jednotlivými výzkumy jsou spíše v pokročilosti zařízení, přístupu k problematice, způsobu měření a míry napodobení skutečného kontaktu mezi očním víčkem a kontaktní čočkou. Obecně lze říct, že starší výzkumy se zaměřují na obecné určení součinitele tření pro kontaktní čočku, nejčastěji proti skleněnému povrchu. U novějších výzkumů je patrná snaha o vylepšení a upřesnění dřívějších poznatků s přihlédnutím ke skutečným biologickým podmínkám.

2.2.1 Měření tření

První dohledatelný záznam měření součinitele tření kontaktních čoček provedli v roce 1995 Nairn a Jiang [14]. Jejich cílem bylo změřit součinitel tření pro běžně dostupnou PHEMA kontaktní čočku za podmínek, které co nejvíce odpovídají lidskému oku. Pro tento účel sestrojili vlastní tribometr. Z publikovaných naměřených hodnot vychází velká část pozdějších výzkumů.

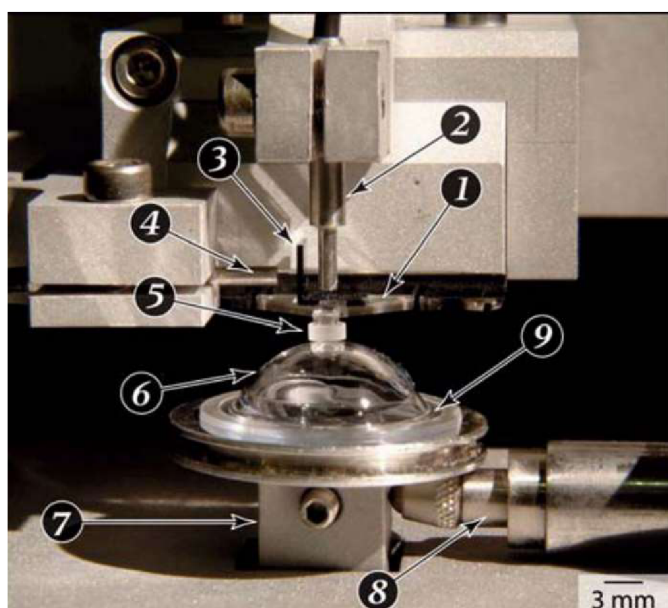
Zařízení je zobrazeno na obr. 2-2. Jedná se o tribometr s uspořádáním pin-on-disk. Pin je upevněn na konci ramene tvořeného dvěma překříženými nosíky. Proti pinu je umístěn disk, který vykonává rotační pohyb. Kontaktní čočka je připevněna na konci pinu, kde dochází ke kontaktu s rotujícím diskem. Vertikální poloha nosíku je nastavitelná, čímž se vyvozuje požadovaná přítlačná síla. Deformace nosíků jsou vyhodnocovány opticky pomocí laseru. V případě testů s použitím roztoků byl disk opatřen zvýšeným okrajem, aby roztok neunikal.



obr. 2-2 Schéma modulu pin-on-disk tribometr, popsaného Nairmem a Jiangem. Obrázek upraven podle [14].

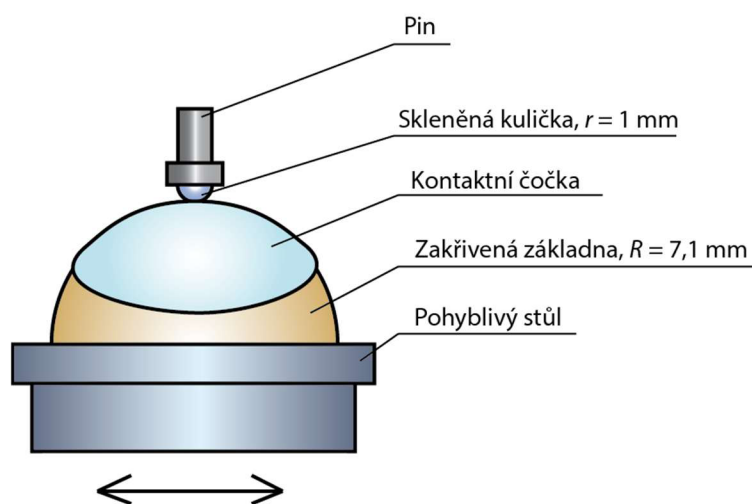
Výzkum byl proveden za použití různých komerčně dostupných lubrikačních roztoků s třemi disky z různých materiálů (PMMA, pHEMA a polykarbonát). Čočka byla testována z vnitřní i vnější strany. Při měření byla použita rychlost $0,12 \text{ m s}^{-1}$ a zatížení $3,5\text{--}4 \text{ kPa}$.

Jako další se zabývali problematikou tření kontaktních čoček Rennie a kol. [2]. Za cíl svojí studie si stanovili odhalení vlivů, které tření u hydrogelů ovlivňují. Při výzkumu nepoužívali žádné dodatečné mazací roztoky. V jejich koncepčním řešení je modul, navržený speciálně pro kontaktní čočky, implementován do již existujícího mikrotribometru (obr. 2-3).



obr. 2-3 Fotografie, zachycující uspořádání mikrotribometru: 1) Skleněný profil pro vyvozování sil a měření reakcí, 2) optický senzor pro měření vertikálních odchylek, 3) zrcadla, 4) optický senzor pro měření horizontálního posuvu, 5) pin, 6) zkoumaná kontaktní čočka, 7) pohyblivý stůl, 8) snímač polohy pohyblivého stolu, 9) plastová sférická základna pro kontaktní čočky [2]

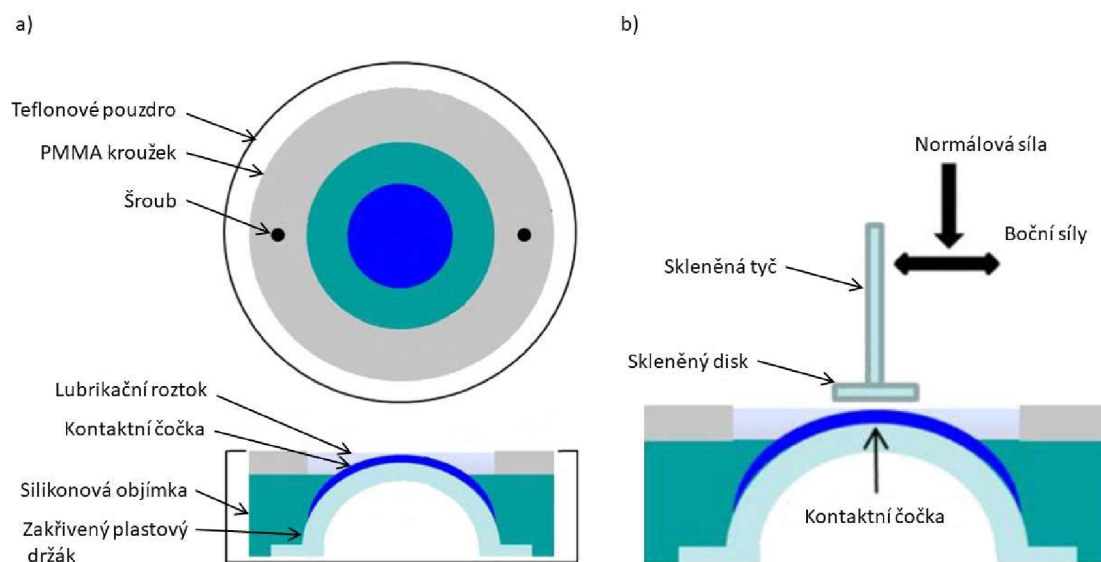
Kontaktní čočka (vzorek) byla umístěna na plastovou zakřivenou základnu. Poloměr zakřivení byl $R = 7,1$ mm (poloměr zakřivení základny odpovídá vnitřnímu poloměru použité kontaktní čočky). Základna byla připevněna na pohyblivý stůl. Po vzorku přejížděl vratným pohybem pin, jehož konec byl tvořen skleněnou kuličkou o poloměru $r = 1$ mm. Pin byl s mikrotribometrem spojen pomocí skleněného profilu, který se používá při měření třecích sil a vyvozování normálových sil. Použitá amplituda vratného pohybu byla 0,6 mm. Ve srovnání s poloměrem kontaktní čočky je amplituda tak malá, že nebylo třeba trajektorii pinu zakřivovat. Součástí mikrotribometru jsou dva optické snímače, které měří vertikální a horizontální výchylky. Základna byla připevněna k snímači, který měřil její posuv. Popisovaný modul je zobrazen na obr. 2-3 a obr. 2-4.



obr. 2-4 Schéma modulu mikrotribometru

Roba a kol. [17] ve své práci poukazují na fakt, že až na výjimky nebyl v předchozích studiích, zabývajících se třením, brán dostatečný ohled na fyziologicky přirozené prostředí oka, které může mít významný vliv na jejich výsledky. Ve své práci se proto podmínky měření snažili co nejvíce přiblížit biologicky relevantním podmínkám, které jsou pozorované u lidského oka při mrkání. Autoři se zaměřili zejména na aplikované zatížení, rychlost, mazání vzorku a na povrch, proti kterému se vzorek pohyboval. V práci uvádějí, že těchto podmínek je, vzhledem k malému zatížení a k povaze měření, velmi obtížné dosáhnout. Koncepce, kterou pro svá měření použili, opět využívá jako základ mikrotribometr.

Kontaktní čočka byla nasazena na zakřivený plastový držák, který měl shodný poloměr s vnitřním zakřivením kontaktní čočky. Držák i s čočkou byl umístěn v teflonovém válcovém pouzdře. Přes čočku byla nasazena tvarovaná objímka ze silikonu, která byla zajištěna kroužkem z PMMA. Kroužek (a silikonová objímka) byly přichyceny dvěma šrouby do teflonového pouzdra. Po kontaktní čočce přejížděl disk o poloměru 5 mm, který byl připevněn k tribometru pomocí skleněné tyče. Schéma modulu a uspořádání tribometru je zobrazeno na obr. 2-5. Celý tribometr s modulem je na obr. 2-6.



obr. 2-5 a) modul pro tribologické testování, b) uspořádání tribometru. Obrázek upraven podle [17].

Testovány byly běžně dostupné kontaktní čočky od různých výrobců a z různých materiálů (SiHy a hydrogelové). Po rozbalení byla kontaktní čočka ihned nasazena na zakřivený držák. Držák byl dopředu očištěn a navlhčen mazacím roztokem. Kontaktní čočka byla zaplavena roztokem co nejrychleji po instalaci, aby se zabránilo jejímu vysychání. Jako mazací roztok byl použit solný roztok s borátovým pufrem a v některých případech komerčně dostupný roztok, simulující slzy.

Povrch skleněného disku byl pro různá měření ošetřován různými metodami, které zajišťovali např. jeho hydrofilní nebo naopak hydrofobní vlastnosti. Před samotným měřením byl pak disk namáčen do různých proteinových roztoků (lyzozym, mucin), které se navázaly na jeho povrch. Cílem bylo přiblížit se skutečnému povrchu očního víčka. Z důvodu lepší reprodukovatelnosti výsledků a snadnější realizaci byla dána přednost disku ze skla, před měkčími materiály, které by se v tomto ohledu skutečnému víčku víc blížily.

Použité zatížení se pohybovalo mezi 2,6–6,5 kPa. Rychlost pohybu byla volena $1 \cdot 10^{-4} \text{ m s}^{-1}$, což je podstatně méně, než odpovídá skutečnému ději. Nízká rychlost byla volena proto, že při vyšších rychlostech se hodnoty součinitele tření pro různé materiály přibližovaly. Délka zdvihu mikrotribometru byla 1 mm. Z výsledku výzkumu vyplývá, že pokud se při měření tření neberou dostatečně v úvahu fyziologické podmínky, výsledky mohou být zavádějící [17].



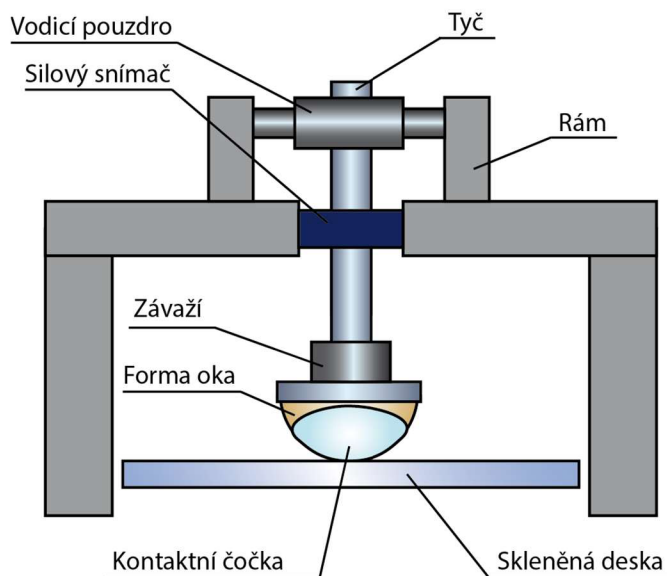
obr. 2-6 Mikrotribometr s modulem, použitý při výzkumu [17].

2.2.2 Výzkum vlivu proteinů na třecí vlastnosti kontaktních čoček

V lidském oku přichází kontaktní čočka do styku se slzami, které obsahují více než 60 druhů různých proteinů. Tyto proteiny se usazují na povrchu kontaktní čočky a mohou ovlivňovat její vlastnosti. Tímto tématem se zabývali Ngai a kol. [3]. Ve své práci z roku 2005 testovali vliv ulpívání albuminu a lysozymu na třecí vlastnosti hydrogelových a SiHy kontaktních čoček. Pro testování použili tribometr vlastní konstrukce, který je ovšem v práci popsán pouze okrajově.

Tribometr byl složen z tyče, uložené ve vodícím pouzdře. Na konci tyče byla ve vertikální poloze upevněna forma tvaru lidského oka. Velmi přesně vyvážené podpěry umožňovaly rotaci této konstrukce téměř bez tření, takže silový snímač mohl rotaci bránit a tím měřit třecí sílu. Forma modelu oka byla vyrobena ze silikonu s podobnými elastickými vlastnostmi, jaké má skutečné lidské oko. Na modelu byla připevněna kontaktní čočka. Na ni byla aplikována normálová síla proti oscilující skleněné desce, která byla vedena v hladkém vzduchovém ložisku. Normálová síla byla vyvozena umístěním závaží na horní stranu silikonové formy. Předpokládané schématické znázornění tribometru je na obr. 2-7.

Použité zátěžné síly se pohybovaly v rozmezí 22–82 mN a byly voleny s ohledem na rozlišitelnost zařízení. Výsledný kontaktní tlak byl nepatrně vyšší než ten, který působí v lidském oku při mrknutí. Délka zdvihu byla 10,3 mm, frekvence pohybu byla 2 Hz. Před zahájením testů byla část čoček určitý čas ponořena v roztoku lysozymu a albuminu. Poté byly vyjmuty a upevněny na silikonovou formu. Před zahájením testu byl na skleněnou desku nanesen fyziologický roztok pro zajištění mazání a hydratace čoček. Samotný test trval 30 sekund. Po jeho ukončení byl pod elektronovým mikroskopem pozorován povrch čočky s navázanými proteiny. Výsledky pozorování byly pro konkrétní vzorek porovnávány s výsledky získanými na tribometru.



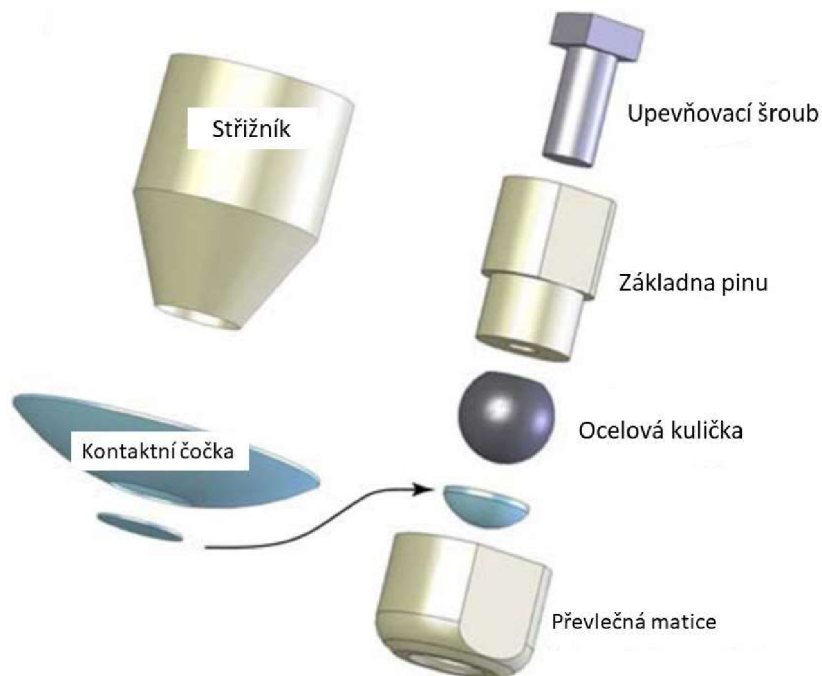
obr. 2-7 Schématické znázornění tribometru, který použily Ngai a kol.

Na Ngaiův výzkum se ve své práci odkazují Roba a kol. [17] (jeho přístup je popsán výše v podkapitole 2.2.1). V části své studie zmiňuje dosud provedené výzkumy a výzkum Ngai a kol. hodnotí velmi kladně kvůli patřičnému zvažování biologických aspektů třecího procesu.

2.2.3 Výzkum kontaktu čočky s živočišnými buňkami

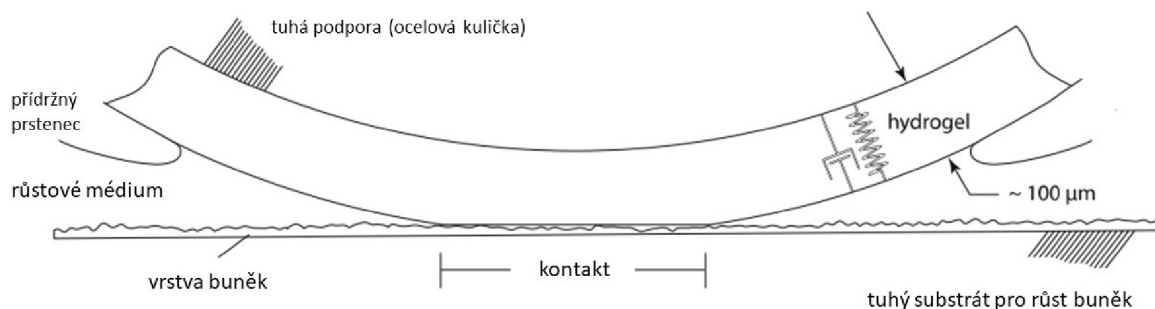
Dunn a kol. [9] zkoumali opotřebení vrstvy živých epitelových buněk při kontaktu s kontaktní čočkou. Výzkum měl co nejpřesněji simulovat proces mrkání, při kterém může docházet k odírání epitelových buněk, které pak mohou mít vliv na tření v místě kontaktu. Zkoumané čočky byly na bázi pHEMA a SiHy. Mazací roztok použit nebyl, ale celý proces probíhá při ponoření v kultivačním roztoku (s ohledem na udržení vlastností živých buněk). Použité zatížení se blížilo skutečným podmínkám. Při experimentu byl používán podobný mikrotribometr, jaký popisují Rennie a kol. [2] (popsáno výše), měřicí modul se od uvedeného lišil.

Vrstva epitelových buněk byla ponořena ve vaničce s kulturačním roztokem. Celá vanička byla připevněna na základnu mikrotribometru. Zatížení bylo realizováno prostřednictvím pinu (obr. 2-8). Konec pinu byl tvořen ocelovou kuličkou (poloměr 1 mm), na které byl nasazen kruhový výstřížek kontaktní čočky. Výstřížek kontaktní čočky s kuličkou byl k zbytku pinu připevněn převlečnou maticí.



obr. 2-8 Střížník a schématický nákres pinu. Obrázek upraven podle [9].

Během experimentu byl pin ponořen v lázni a vratným pohybem přejížděl přes vzorek epitelových buněk. Délka zdvihu byla $500\ \mu\text{m}$, průměrná rychlost vratného pohybu byla $3 \cdot 10^{-4}\ \text{m s}^{-1}$, zatížení se pohybovalo v rozmezí 23–45 kPa. Zóna kontaktu je zobrazena na obr. 2-9. Po ukončení této fáze byl vzorek vyjmut z tribometru a vyhodnocen pod mikroskopem.

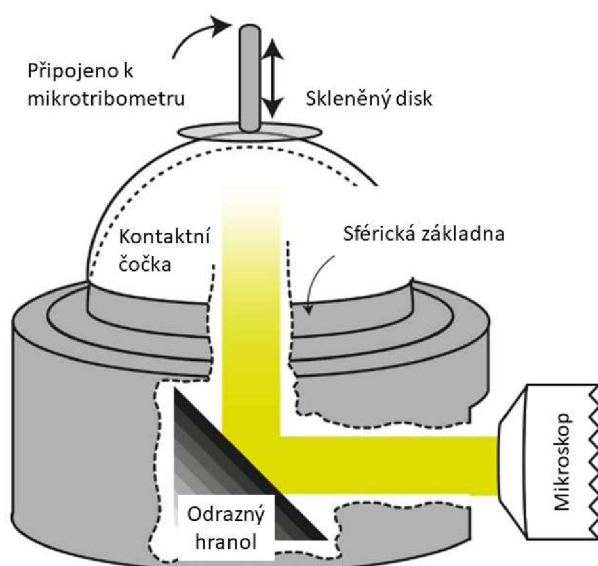


obr. 2-9 Schématické zobrazení kontaktní zóny. Hydrogel je umístěn na konci pinu, který přejíždí po vrstvě epitelových buněk. Obrázek upraven podle [9]

2.2.4 Měření tření s pozorováním zóny kontaktu

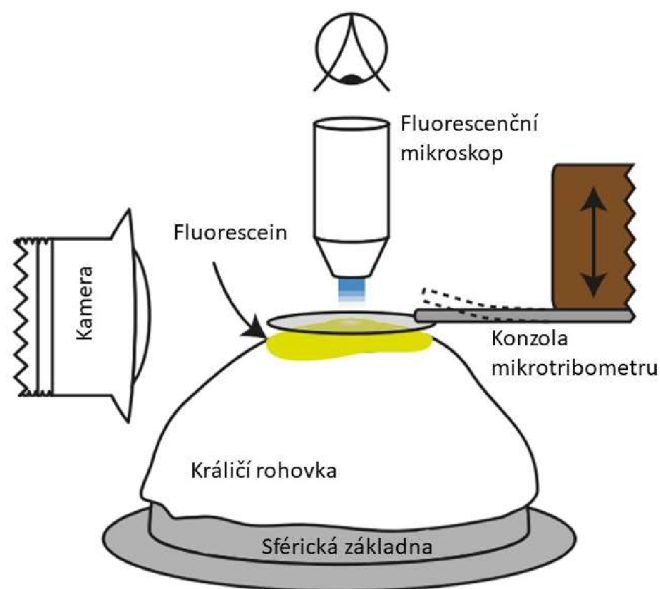
Sterner a kol. [18] ve své práci poukazují na nelinearitu ve vztahu mezi normálovou a třecí silou pro měkké elastické materiály. Tento problém se snažili vyřešit představením nové metodiky měření tření, která byla založena na výpočtu průměrné práce posuvného pohybu z nelineárního vztahu boční a normálové síly. Pro demonstraci nové metodiky použili 3 komerčně dostupné kontaktní čočky z různých materiálů (2 SiHy a 1 hydrogelová) a králičí rohovku. Zvolené kontaktní čočky měly mít podle předchozích studií různé hodnoty součinitele tření.

Měření probíhalo na stejném zařízení, které použili Roba a kol. [17]. Zařízení bylo navíc modifikováno tak, aby bylo možné pozorovat zónu kontaktu pod mikroskopem. Pro měření tření u kontaktních čoček bylo zvoleno odlišné uspořádání měřícího aparátu než v případě studia králičí rohovky. Modul pro měření kontaktních čoček je zobrazen na obr. 2-10. Kontaktní čočka byla nasazena na sférickou základnu z polymeru, jejíž poloměr odpovídal vnitřnímu poloměru čočky. Základna i s čočkou byly umístěny do teflonového pouzdra, ve kterém byl ze spodní strany otvor. Celé pouzdro bylo nasazeno na další základnu se zabudovaným optickým hranolem uvnitř, takže bylo možné ze spodní strany pozorovat kontaktní zónu. Kontaktní čočka byla na základně zajištěna proti pohybu silikonovým kroužkem, který zároveň vytvořil vaničku pro použití mazacích roztoků. Skleněný disk připevněný ke skleněné tyči vykonával proti vzorku vratný pohyb. Tyč byla na druhém konci připojena k tribometru. Poloměr disku byl 5 mm.



obr. 2-10 Uspořádání modulu pro měření kontaktních čoček. Obrázek upraven podle [18].

Modul pro měření králičí rohovky je znázorněn na obr. 2-11. Od předchozího modulu se v některých částech lišil. Pozorování kontaktní zóny probíhalo shora pomocí fluorescenční mikroskopie. Sférická základna, na kterou se nasazovala králičí rohovka, měla menší poloměr zakřivení. Na rohovku byl před měřením nanesen fluorescein. Skleněný disk stejných rozměrů, vykonávající vratný pohyb, byl připevněn přímo ke konzole mikrotribometru. Použitá síla byla měřena zaznamenáváním výchylek konzoly tribometru horizontálně umístěnou digitální kamerou.



obr. 2-11 Uspořádání modulu pro měření králičí rohovky. Obrázek upraven podle [18].

Podmínky měření byly v případě obou modulů podobné těm, které použili Roba a kol. [17]. Rychlost vratného pohybu disku byla $1 \cdot 10^{-4} \text{ m s}^{-1}$, výška zdvihu 1 mm, použité zátěžné síly byly v rozsahu 0,25–4 mN. Povrch skleněného disku byl hydrofobizován a před měřením byl namočen do roztoku mucinu. Pro mazání byl použit roztok simulující slzy.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Kontaktní čočky jsou široce užívaným prostředkem korekce zrakových vad. Nicméně, i přes jejich neustálý vývoj, část uživatelů od používání kontaktních čoček po čase upouští kvůli nepříjemným pocitům škrábání při jejich nošení. Bývá uváděno, že značný vliv na nedostatečný komfort při nošení kontaktních čoček má proces tření mezi kontaktní čočkou a očním víčkem během mrkání [2]. Část v současnosti vyráběných čoček je také určena pro vícenásobné použití, avšak někteří lidé tvrdí, že s rostoucím počtem použití se nepříjemné pocity zvyšují. Usuzuje se, že se může jednat o důsledek usazování proteinů ze slzného filmu na povrchu čočky, případně o jinou kontaminaci jejího povrchu, která má za následek zvýšení součinitele tření [3].

Za účelem výzkumu tření u kontaktních čoček bylo provedeno několik studií. Nairn a Jiang [14] testovali na tribometru v uspořádání pin-on-disk kontaktní čočky proti povrchu disků z různých materiálů. Podobný výzkum provedli Rennie a kol. [2] na mikrotribometru s uspořádáním pin-on-ball. Na mikrotribometru s uspořádáním pin-on-plate zkoumali Dunn a kol. [9] tření mezi vrstvou epitelových buněk a kontaktní čočkou. Ngai a kol. [3] při testování brali více v úvahu fyziologické aspekty mazacího roztoku. Na tribometru s uspořádáním ball-on-plate zkoumali vliv usazování proteinů na hodnotu součinitele tření. Roba a kol. [17] se snažili co nejvíce přiblížit skutečným podmínkám v zóně kontaktu. Tření zkoumali na mikrotribometru v uspořádání ball-on-disc s použitím mazacích roztoků simulujících slzy a s diskem, který byl povrchově upraven tak, aby na něm ulpívaly proteiny. Sterner a kol. [18] pak stejné zařízení upravili tak, aby mohli zónu kontaktu pozorovat pod mikroskopem.

Ačkoliv se výše zmíněné práce snažily přiblížit skutečnému kontaktu, nikdo nebral v potaz tvarovou podstatu skutečného kontaktu. Žádná studie se nezabývala ani odpovídajícím pohybem oka a víčka a až na měřicí aparát Sternera a kol. [18], žádné jiné uspořádání neumožňovalo sledovat kontaktní proces pod mikroskopem. Lepší porozumění a popsání tohoto procesu může vést k dalším inovacím, které zvýší komfort uživatelů kontaktních čoček.

3.2 Cíl práce

Hlavním cílem této práce je navržení simulátoru, který umožní studium procesů tření a mazání v kontaktu oka a kontaktní čočky. Simulátor musí umožňovat přímé pozorování kontaktu pro možnost popisu formování slzného filmu s využitím optických měřicích metod.

Pro splnění hlavního cíle je třeba splnit následující dílčí cíle:

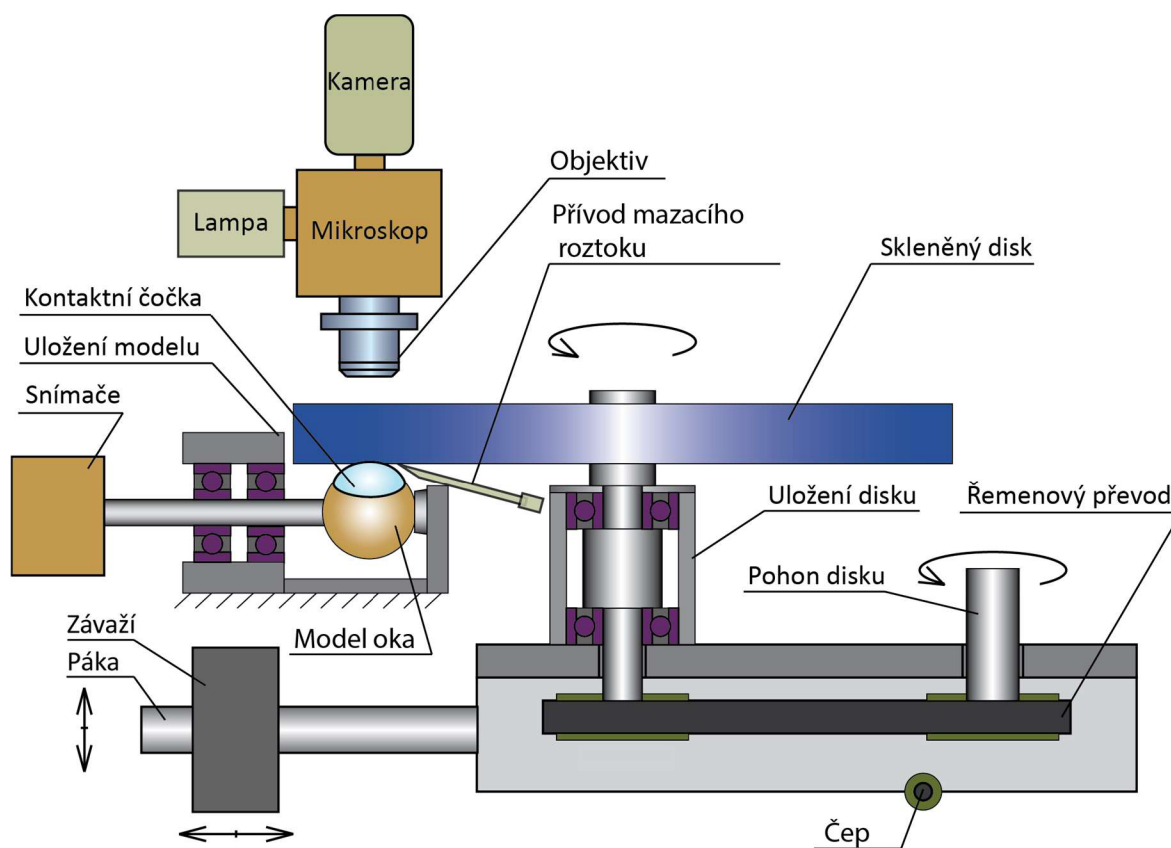
- provést kritickou rešerši simulátorů využívaných pro studium biotribologie oka a kontaktní čočky
- navrhnout tři koncepční řešení modulu
- detailně rozpracovat zvolené finální řešení
- zajistit, aby bylo možné modul implementovat do stávajícího zařízení
- zpracovat výkresovou dokumentaci finálního zvoleného řešení

4 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ

V rámci této práce byla na základě rešeršní části vypracována tři koncepční řešení, která jsou v této kapitole popsána a zhodnocena.

4.1 Uspořádání ball-on-disk

První koncepční řešení, zobrazené na obr. 4-1, vychází z ball-on-disk tribometru, který je používán například pro studium ložisek, ozubených kol nebo kloubních náhrad [19]. Základem této koncepce je skleněný disk, který vykonává rotační pohyb proti stacionární kuličce, na které je nalepena kontaktní čočka. Kulička je nasazena na hřídeli, který je uložen v rámu tribometru a napojen na snímače. Disk je poháněn samostatným motorem pomocí řemenového převodu. Uložen je v rámu zatěžovacího mechanismu, který je spojen s pákou s pohyblivým závažím. Zatížení, způsobené vahou závaží, disku a celého mechanismu je přenášeno prostřednictvím disku do oblasti kontaktu. Nad diskem je umístěn mikroskop, který umožňuje přímé pozorování kontaktní zóny přes skleněný disk. Mazací roztok je ke kontaktní čočce přiváděn jehlou.



obr. 4-1 Koncepční řešení ball-on-disk

Výhodou tohoto koncepčního řešení je snadné optické pozorování kontaktu mikroskopem, který je již součástí tribometru. Dále pak jednoduchý způsob zatěžování a jednoduchá konstrukce. Koncept je také výhodný po ekonomické stránce, protože využívá velkou část stávajícího zařízení (zatěžovací mechanismus, uložení a pohon disku, mikroskop). S tím souvisí i jeho snadná implementace.

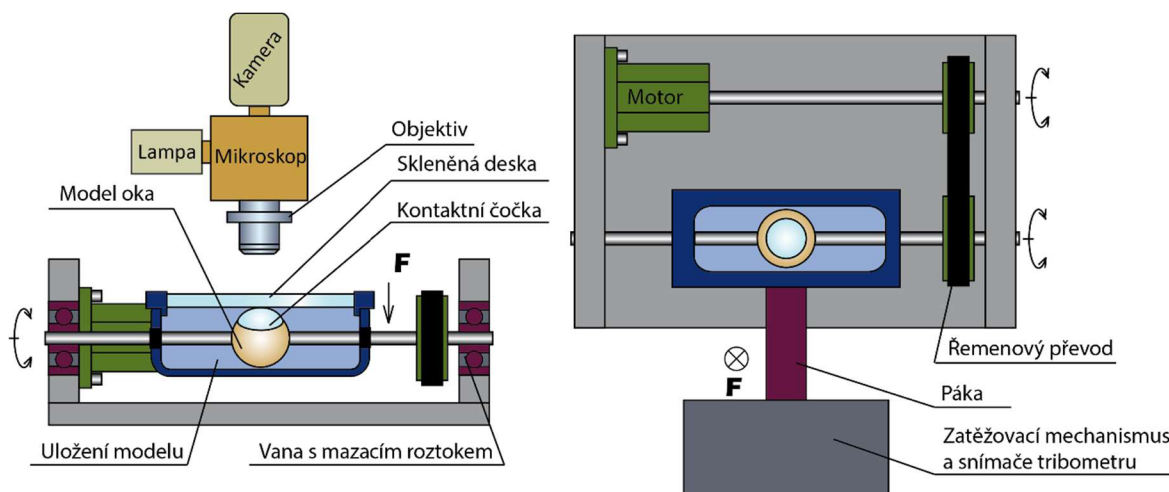
Hlavním problémem této koncepce spočívá v podstatě zatěžovacího mechanismu, kde je zatížení realizováno vlastní vahou mechanismu se závažím. Jak vyplývá ze současného stavu poznání, tlak v kontaktu očního víčka a kontaktní čočky se pohybuje v řádu jednotek kilopascalů. Tak malého tlaku by ovšem nebylo možné tímto mechanismem dosáhnout. I bez závaží by vlivem váhy disku, rámu mechanismu a páky byl výsledný tlak výrazně vyšší. Další nevýhodou je nedokonalý přívod mazacího roztoku do kontaktní zóny, kde není zaručen jeho stejnoměrný přísun pro celou kontaktní čočku. Rovněž z geometrického hlediska simuluje modul ball-on-disk skutečný kontakt oka s víčkem jen částečně.

4.2 Uspořádání ball-on-plate

Druhé koncepční řešení, zobrazené na obr. 4-2, využívá konfigurace ball-on-plate a vychází z recipročního tribometru, který se v laboratořích Ústavu konstruování na VUT v Brně využívá pro studium tření a mazání kloubní chrupavky. Zařízení je blíže popsáno v kapitole 5.2. Model oka je tvořen kuličkou, na které je nalepena kontaktní čočka. Celý model je ponořen do vany s mazacím roztokem, kde vykonává vratný rotační pohyb proti rovinné skleněné desce. Kulička je upevněna na hřídeli, který prochází vanou a je uložen v rámu tribometru. Pohon hřídele je zajištěn elektromotorem přes řemenový převod. Zatížení je realizováno přes skleněnou desku, která je připevněna k zatěžovací páce tribometru. Deska klesá spolu s pákou a shora tlačí na model oka. Zatěžovací mechanismus se snímači třecí síly je součástí recipročního tribometru. Zónu kontaktu je možné pozorovat shora přes skleněnou desku pomocí mikroskopu.

Výhodou tohoto koncepčního řešení je poměrně jednoduchá konstrukce a snadná implementace do existujícího zařízení. Modul umožňuje snadné pozorování kontaktní zóny mikroskopem, který je součástí zařízení. Tím, že modul využívá zatěžovací soustavu stávajícího tribometru, se také snižují vzniklé náklady na toto řešení. Zatěžovací soustava tohoto tribometru je, oproti předchozímu, schopna vyvinout požadované nízké zatížení. Výhodu oproti první koncepci přináší také úplné zaplavení kontaktu, čímž je dosažen stejnoměrný přísun mazacího roztoku.

Problémem pro toto koncepční řešení je směr zatěžování, pro který byla zatěžovací soustava tribometru navržena. Umožňuje totiž zatěžování pouze směrem vzhůru oproti skleněné desce. Koncepční návrh naopak počítá se zatěžováním směrem dolů oproti modelu oka (v obr. 4-2 vyznačená síla F). Podobný problém souvisí se snímáním třecí síly. Umístění snímačů je navrženo tak, aby měřily odchylky páky v bočním směru (v obr. 4-2 směr rovnoběžný s osami hřídelů).

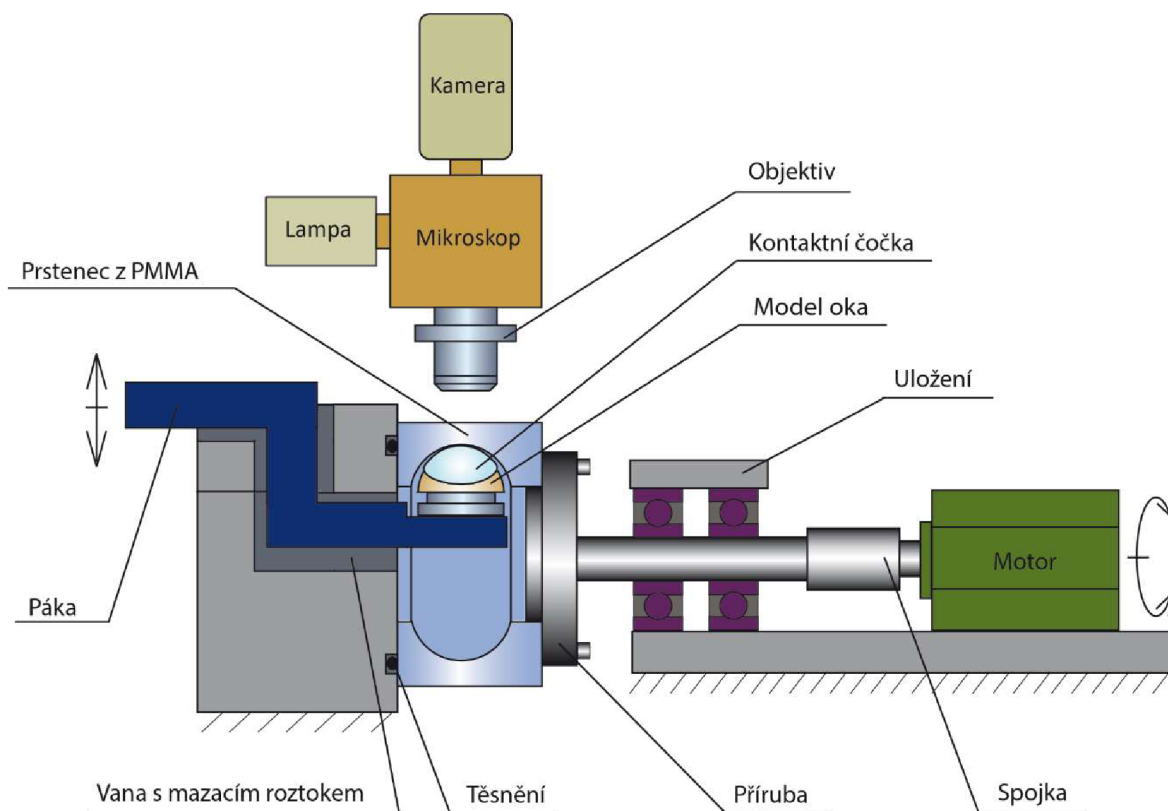


obr. 4-2 Uspořádání ball-on-plate

V případě tohoto modulu by však, vlivem vratného pohybu modelu oka proti skleněné desce, docházelo k odchýlkám ve směru kolmém na osy hřídelů. Páka by tak byla místo ohybu namáhána tahem a tlakem. Snímače nejsou navrženy pro měření odchylek páky v tomto směru. Navíc by deformace páky byly při namáhání tahem a tlakem menší, a tedy i hůře měřitelné. Obtížně řešitelné by bylo také těsnění mezi vanou s roztokem a skleněnou deskou, protože tyto součásti nesmí být vzájemně pevně spojeny, aby bylo možné přes desku vzorek zatěžovat. Stejně, jako u koncepce ball-on-disk, vystihuje geometrie modulu ball-on-plate skutečný kontakt oka s víčkem pouze částečně.

4.3 Uspořádání pin-on-ring

Ze stejného existujícího zařízení jako v předchozím případě vychází i třetí koncepční řešení, které je zobrazeno na obr. 4-3. Ke kontaktu dochází mezi pinem a prstencem. Pin představuje model oka, na kterém je nalepena kontaktní čočka. Model oka má tvar konkávní čočky a je upevněn v držáku, který je připevněn k páce. Páka je součástí zatěžovacího mechanismu recipročního tribometru, blíže popsáno v podkapitole 5.2.1. Proti pinu vykonává vratný rotační pohyb prstencem z polymethylmethakrylátu (PMMA), který má z vnitřní strany půlkruhové vybrání. Do vybrání dosedá pin, jehož konec má menší poloměr, než je poloměr vybrání. Prstencem je z jedné strany přichycen přes přírubu k hřídeli. Hřídel je uložen v rámu tribometru a je přes spojku připojen k motoru, který zajišťuje jeho vratný rotační pohyb. Z druhé strany doléhá prstencem ke stěně, která je tvořena čelní stěnou vany a jejím víkem. Ve stěně je otvor, kterým volně prochází páka. Prostor mezi čelní stěnou a prstencem je utěsněn tak, aby se prstencem mohl vůči stěně pohybovat. Vnitřní prostor prstence a vany je zaplaven mazacím roztokem.



obr. 4-3 Koncepční řešení pin-on-ring

Nejvýznamnější výhodou této koncepce, oproti dvěma předchozím, je využitelnost zatěžovacího systému. Zatížení má v tomto případě správný směr i potřebný rozsah. Oproti koncepci ball-on-disk je, stejně jako u koncepce ball-on-plate, možné úplné zatopení kontaktu, čímž se dosáhne stejnoměrného přísunu mazacího roztoku. Z geometrického hlediska pak tento modul nejméně simuluje skutečný kontakt oka a víčka. Stejně jako u předchozích koncepcí je možné přímé pozorování zóny kontaktu přes prstenec pomocí mikroskopu, který je součástí stávajícího zařízení. Kromě mikroskopu se z tribometru využívá zatěžovací soustava, čímž se, stejně jako u obou předchozích řešení, šetří výrobní náklady.

Nevýhodou tohoto modulu je problematické těsnění mezi vanou, jejím víkem a prstencem. Těsnění musí bránit úniku mazacího roztoku a zároveň musí umožňovat vratnou rotaci prstence. Další nevýhodou oproti předchozím dvěma modulům je nepatrně složitější konstrukce a obtížnější vyrobiteľnosť některých dílů, například prstence.

4.4 Celkové zhodnocení

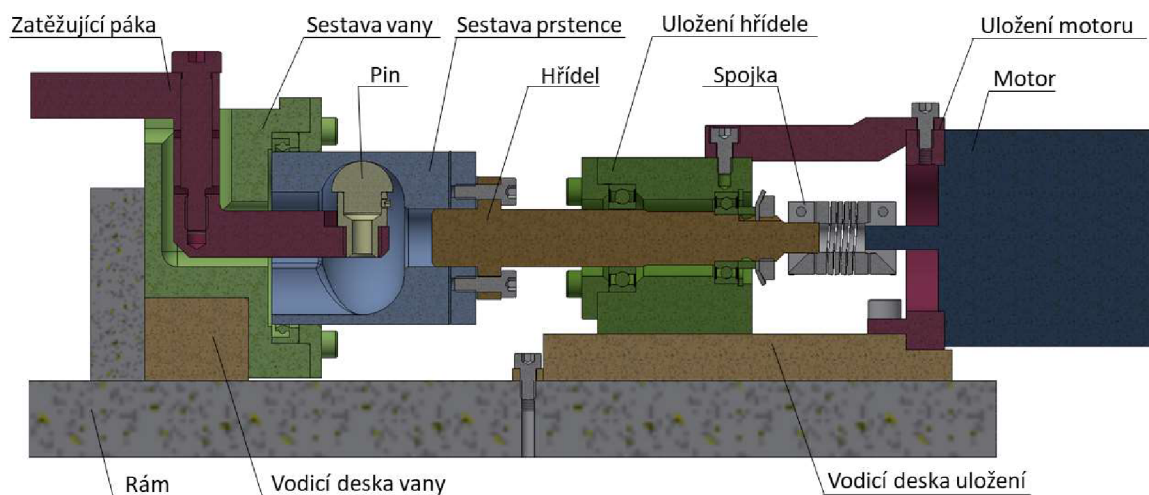
Koncepci ball-on-disk nelze pro měření kontaktních čoček použít bez výrazných zásahů do stávajícího zařízení, protože zatěžovací mechanismus tribometru není navržen na vyvozování dostatečně nízkých tlaků. Koncepci ball-on-plate nelze implementovat do stávajícího zařízení beze změn zatěžovací soustavy a snímačů. Zatěžovací soustava působí zatížením v opačném směru, než vyžaduje modul ball-on-plate a snímače jsou navrženy pro vyhodnocování jiného druhu deformací. Modul pin-on-ring je možné implementovat do stávajícího zařízení, aniž by bylo nutné měnit zatěžovací mechanismus a snímače. Zajišťuje dostatečný přísun mazacího roztoku, umožňuje přímé optické pozorování a nejlépe vystihuje geometrii skutečného procesu. Z těchto důvodů je tato koncepce v další kapitole rozpracována do konstrukčního řešení.

5 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

Koncepční řešení pin-on ring, popsané v kapitole 4.3, bylo po důkladné analýze zvoleno, jako nejvhodnější. V následujícím textu je koncept rozveden do konstrukčního řešení. Celý modul je součástí stávajícího tribometru, blíže popsaného v podkapitole 5.2.1. I když je zařízení již v provozu, zatím bylo publikováno pouze jeho koncepční řešení [20]. K tvorbě modelu simulátoru byla využita aplikace Inventor. Technická dokumentace byla zpracována v aplikaci AutoCAD.

5.1 Popis konstrukčního řešení

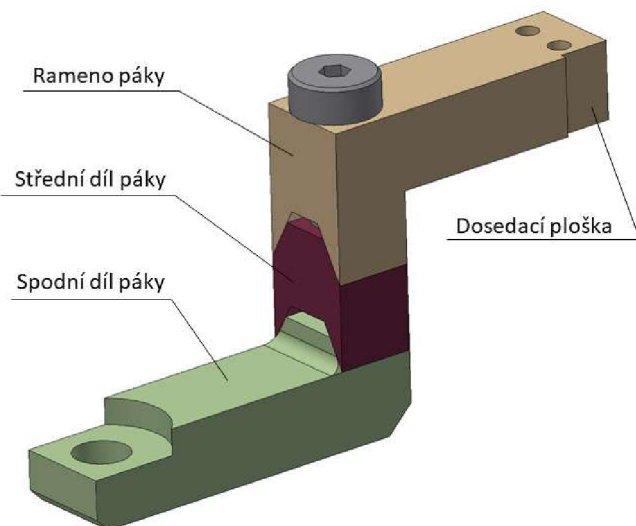
Modul tribometru, zobrazený na obr. 5-1, se skládá ze zatěžující páky, která je napojena na snímače a zatěžovací mechanismus tribometru [20]. Na konci páky je otvor, ve kterém je vsazen pin. Páka prochází vanou, která je pomocí dvou šroubů M6 uchycena k vodící desce. Vodící deska je připevněna k rámu tribometru dvěma šrouby M8. Z čelní strany přechází vana v přírubu, ve které je v kluzném pouzdře uložen prsteneček. Celý vnitřní prostor vany a prstence je při experimentu zatopen mazacím roztokem. Těsnění mezi prstencem a vanou je realizováno hřídelovým těsnicím kroužkem. Z druhé strany je prsteneček spojen přes přírubu s hřídelem, pojištěn je čtveřicí šroubů M4. Těsnění mezi prstencem, přírubou a hřídelem je realizováno dvojicí papírových těsnění. Hřídel prochází ložiskovým tělesem, kde je uložen ve dvou kuličkových ložiscích. Axiálnímu posuvu hřídele v jednom směru brání osazení, v druhém směru je hřídel zajištěn pojistnou maticí a podložkou. Ložiskové těleso je upevněno čtyřmi šrouby M5 do druhé vodící desky. Vodící deska je upevněna do rámu tribometru čtveřicí šroubů M5. Ke konci vodící desky je dvěma šrouby M5 uchycena příruba motoru. Pro lepší stabilitu je příruba motoru pomocí nosníku shora spojena s ložiskovým tělesem. Spojení je zajištěno dvěma šrouby M4. K přírubě je čtyřmi šrouby M5 uchycen krokový motor. Přenos kroutícího momentu z motoru na hřídel je realizován pomocí spirálové spojky. Jednotlivé části zařízení jsou blíže popsány a zobrazeny v následujících podkapitolách.



obr. 5-1 Konstrukční řešení modulu

5.1.1 Zatěžující páka

Sestava zatěžující páky, zobrazena na obr. 5-2, je kvůli montáži modulu složena z ramene, středního dílu a spodního dílu. Jednotlivé části do sebe tvarově zapadají a jsou spojeny lícovaným šroubem M6. Rameno páky má ve svém konci dvě díry a malou dosedací plošku. Díry slouží k připevnění páky k zatěžujícímu mechanismu tribometru, na plošku dosedá snímač deformací. V druhém konci ramene je průchozí díra pro lícovaný šroub, který prochází ramenem a středním dílem páky a je zašroubován v jejím spodním díle. Na konci spodního dílu páky je díra se zahloubením, která slouží k uchycení pinu. Rameno páky není nutné vyrábět, protože je již součástí stávajícího tribometru [20]. Je na něm provedena pouze malá úprava, která je blíže popsána v podkapitole 6.1.2. Všechny části páky jsou vyrobeny z nerezové oceli.

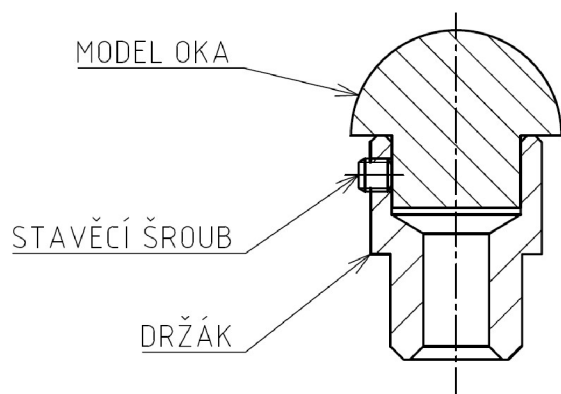


obr. 5-2 Sestava páky

5.1.2 Pin

Pin, který je zobrazen na obr. 5-3, se skládá ze dvou částí, z modelu oka a držáku. Model oka je navržen tak, aby se tvarem, velikostí a mechanickými vlastnostmi blížil lidské rohovce. Je tvořen sférickou částí o poloměru 8 mm, která simuluje tvar rohovky, a válcovou částí o průměru 9,8 mm, která zapadá do držáku. Celý model je vyroben z polydimethylsiloxanu (PDMS), což je polymer na bázi silikonu, který se po stránce mechanických vlastností blíží skutečné rohovce.

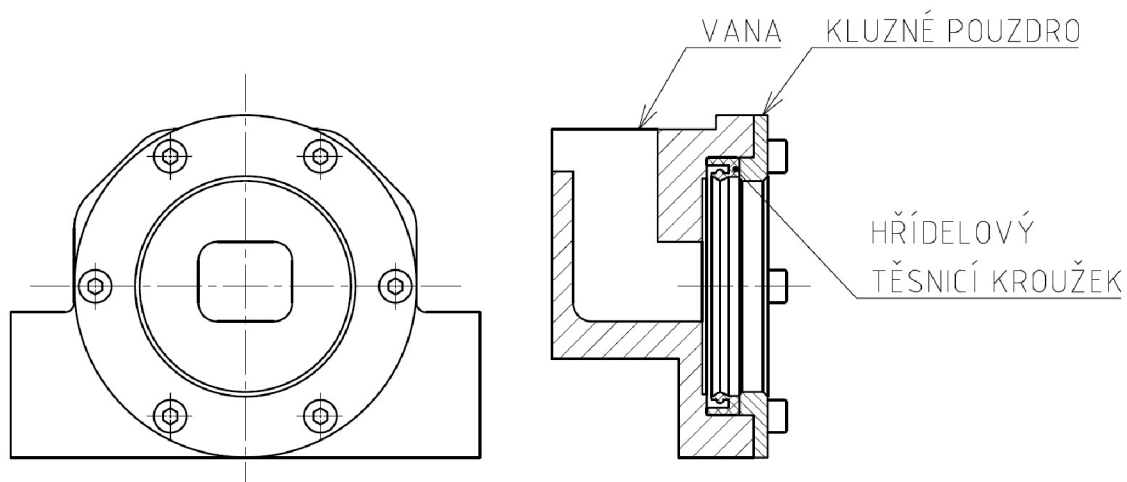
Držák modelu je vyroben z nerezové oceli. Do jeho horní duté válcové části se vkládá model oka. Model je zajištěn proti pohybu třemi stavěcími šrouby M2,5, rovnoměrně rozmístěnými po obvodě válcové části držáku tak, že umožňují přesné ustavení polohy modelu. Vzhledem k tomu, že materiál modelu je měkký, je nutné dbát na to, aby nebyl model při ustavování stavěcími šrouby poškozen. Dolní válcová část držáku slouží k vsazení pinu do páky. Konstrukční řešení pinu vychází z osvědčené konstrukce pinu modulu recipročního tribometru.



obr. 5-3 Řez osou pinu

5.1.3 Sestava vany

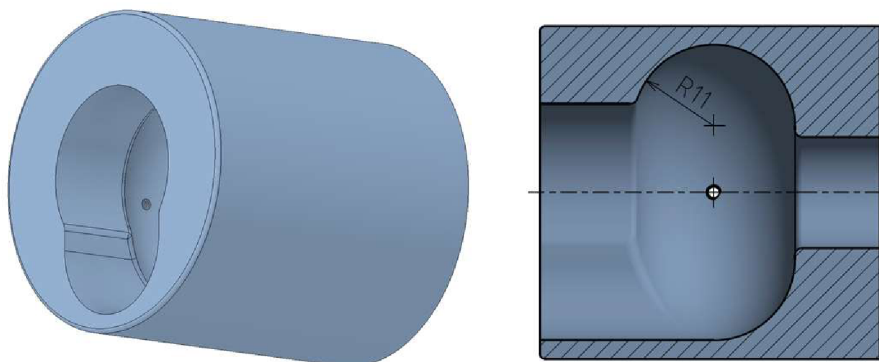
Sestava vany, zobrazená na obr. 5-4, se skládá ze samotné vany, hřídelového těsnicího kroužku a kluzného pouzdra. Vnitřní prostor vany je navržen tak, aby umožňoval sestavení a volný pohyb páky. Spodní část vany dosedá na vodící desku, do které tvarově zapadá, což umožňuje její přesné ustavení v jednom směru. V druhém směru se vana opírá o zadní stěnu zástavbového prostoru. K vodící desce je vana uchycena dvojicí šroubů M6. Z čela přechází vana v přírubu, ve které je uložen hřídelový těsnicí kroužek SKF 45x55x7 z polytetrafluoretylenu (PTFE). Postup volby těsnění je detailněji popsán v kapitole 6.1.1. Do příruby je šesti šrouby M4 uchyceno teflonové kluzné pouzdro, které zajišťuje přesnější vedení při rotaci prstence. Šrouby jsou po obvodu příruby umístěny tak, aby nebránili pozorování kontaktu. Vana je vyrobena z nerezové oceli, při experimentu bude zaplavena mazacím roztokem.



obr. 5-4 Sestava vany

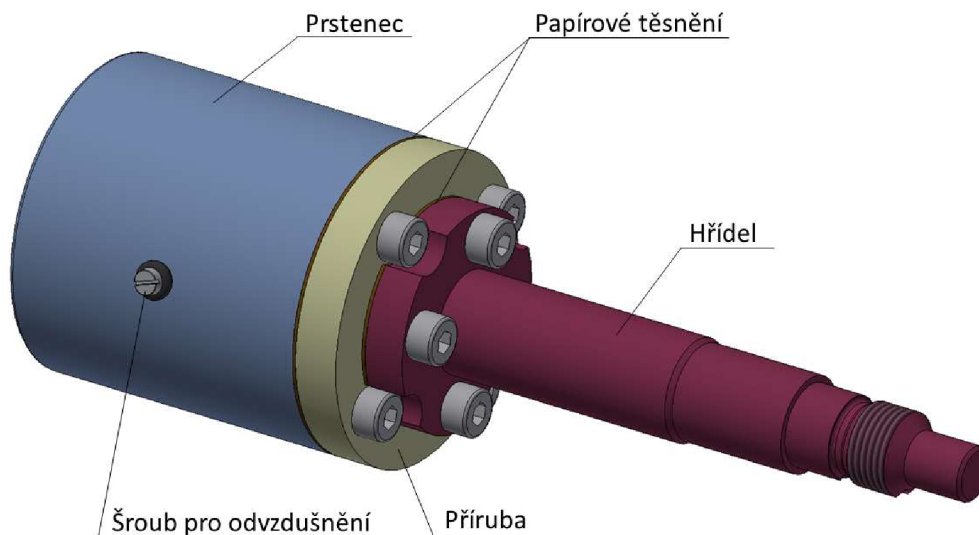
5.1.4 Hřídel a sestava prstence

Prstenec o vnějším průměru 45 mm je vyroben z průhledného PMMA, aby bylo umožněno přímé pozorování kontaktní zóny. Prstenec je zobrazen na obr. 5-5. Na vnitřním obvodu prstence je zatěžovací dráha se sféricky zakřiveným profilem. Poloměr zakřivení je 11 mm, což je více než u modelu oka. Důvodem většího poloměru jsou možné nepřesnosti zařízení a s tím související posuv kontaktní zóny v axiálním směru. Vybrání z boku prstence umožňuje snadnou instalaci páky s pinem. Na vnějším obvodu prstence je průchozí závitová díra s malým zahloubením, kterou se bude prstenec odvětvňovat při napouštění mazacího roztoku do jeho vnitřních prostor. Po odvětvňování se díra uzavře šroubem M2 s o-kroužkem 2x1,8, který dosedá do zahloubení. Následně může být díra využita pro vypouštění roztoku. Díra je umístěna tak, aby přes ni pin se vzorkem během experimentu nepřejížděl.



obr. 5-5 Prstenec

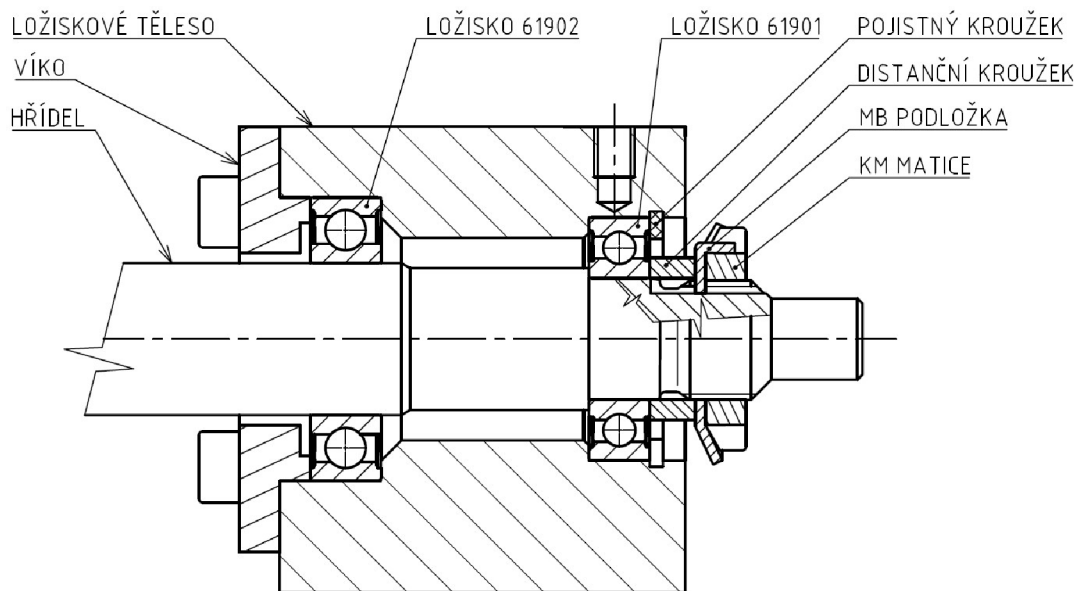
Z boku na prstenec dosedá příruba (viz obr. 5-6), uchycena je k němu čtyřmi šrouby M4. Příruba i s prstencem je uložena na hřídeli, kde je uchycena dalšími čtyřmi šrouby M4 k menší přírubě, jež je součástí hřídele. Těsnění mezi oběma přírubami a prstencem je realizováno dvojicí papírových těsnění o tloušťce 0,5 mm. Detailněji je spojení hřídele a prstence rozebráno v podkapitole 6.1.3. Příruba i hřídel jsou vyrobeny z nerezové oceli.



obr. 5-6 Hřídel a sestava prstence

5.1.5 Uložení hřídele

Uložení hřídele v ložiskovém tělese, zobrazené na obr. 5-7, je realizováno dvěma radiálními kuličkovými jednořadými ložisky s kontaktním těsněním. Výpočet trvanlivosti ložisek je uveden v podkapitole 5.3.1. Hřídel je uložen na průměru 15 mm v ložisku SKF 61902-2RS1 a na průměru 12 mm v ložisku SKF 61901-2RS1. Ložisko 61902 je v ložiskovém tělese na vnějším kroužku pojištěno víkem, které je čtyřmi šrouby M4 upevněno k ložiskovému tělesu. Na hřídeli je toto ložisko uloženo s možností axiálního posuvu. Ložisko 61901 je na hřídeli pojištěno z jedné strany osazením a z druhé strany přes distanční kroužek pojistnou maticí M12x1 s pojistnou podložkou. V ložiskovém tělese je ložisko zajištěno pojistným kroužkem 24x1,2. Ložiskové těleso je čtyřmi šrouby M5 upevněno do vodící desky, na kterou tvarově dosedá. Vyrobeno je z nerezové oceli.



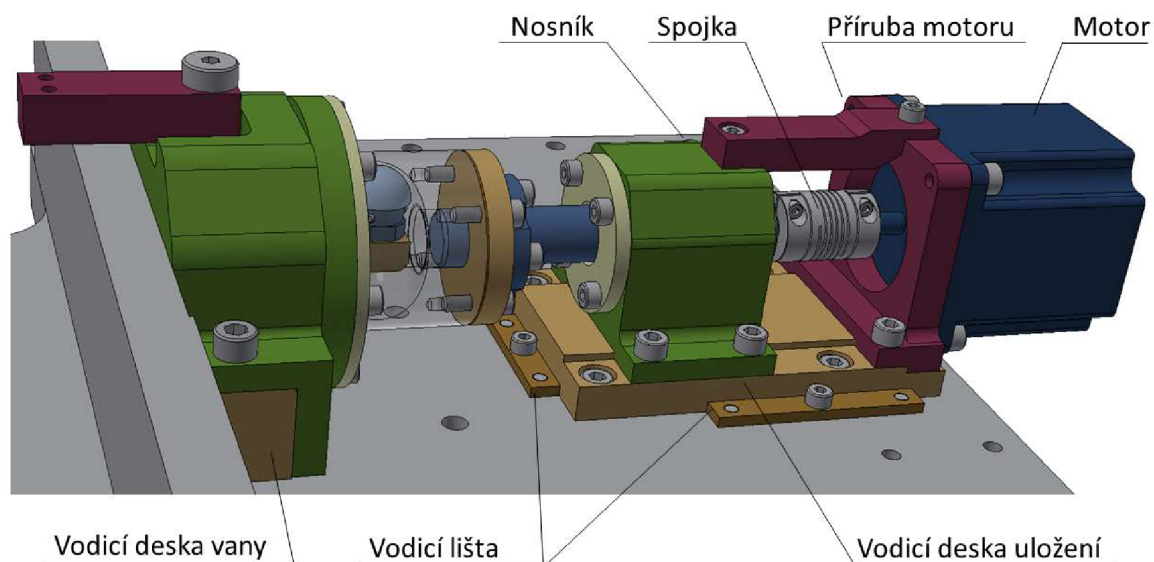
obr. 5-7 Uložení hřídele

5.1.6 Uložení motoru, motor a spojka

Krokový motor SX23-1012 od firmy Microcon je uchycen čtyřmi šrouby M5 k přírubě (viz obr. 5-8). Příruba je uchycena dvěma šrouby M5 k vodící desce, na kterou tvarově dosedá. Shora je příruba spojena nosníkem s ložiskovým tělesem pomocí dvojice šroubů M4. Příruba i nosník jsou vyrobeny z nerezové oceli. Motor byl zvolen na základě výpočtu požadovaného krouticího momentu. Výpočet je uveden v podkapitole 5.3.2. Řízen bude pomocí driveru TB 6600 od firmy Toshiba. Jeho pohyb bude naprogramován v programu Arduino. Driver byl vybrán na základě osvědčené realizace řízení modulu recipročního tribometru. Motor je s hřídelem spojen spirálovou spojkou single-beam 827.19 od firmy Huco. Spojka byla zvolena na základě doporučení výrobce pro tuto aplikaci.

5.1.7 Vodicí desky a lišty

Obě vodící desky jsou shora opatřeny tvarovým prvkem, do kterého vedený prvek zapadá, čímž se zajišťuje jejich vzájemná poloha. Vodicí prvky jsou zobrazeny na obr. 5-8. Vodicí deska vany se opírá o rám a zadní stěnu zástavbového prostoru. K základní desce tribometru je uchycena dvěma šrouby M8 se zapuštěnou hlavou. Vodicí deska uložení je se základní deskou spojena čtyřmi šrouby M5 se zapuštěnou hlavou. Její polohu vymezují tři vodící lišty. Každá vodící lišta je se základní deskou spojena šroubem M4 a dvojicí kolíků 4 h8x10-A1. Vodicí lišty budou instalovány při prvním přesném ustavení modulu. Obě vodící desky a všechny vodící lišty jsou vyrobeny z nerezové oceli.



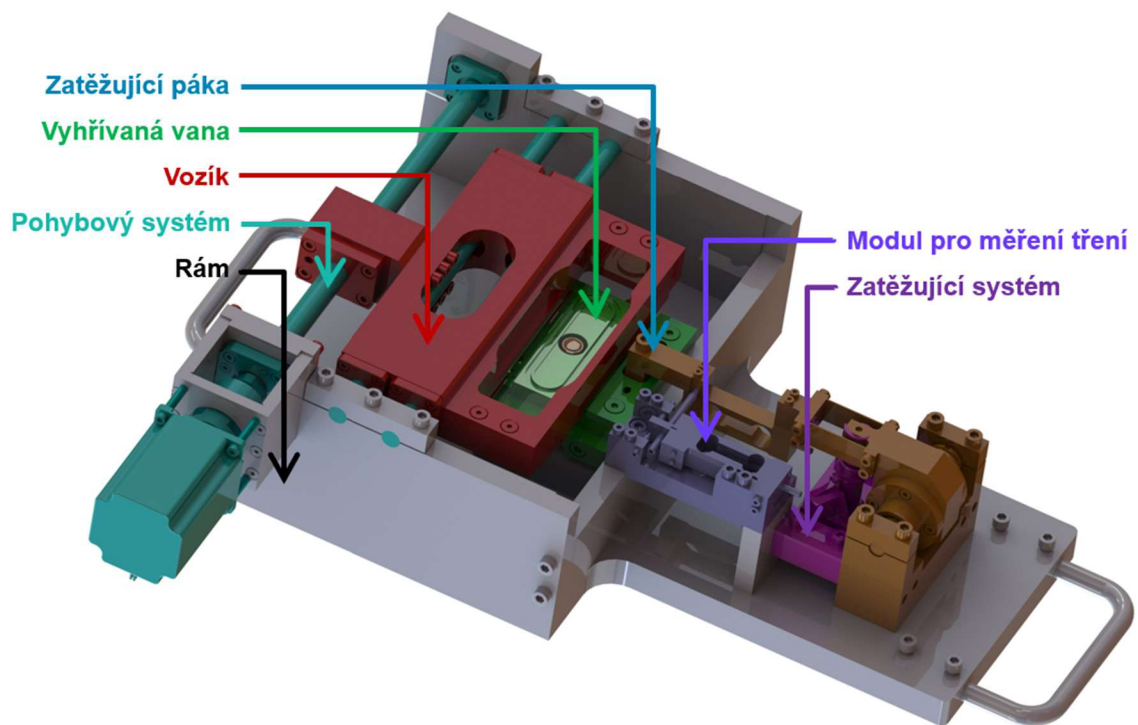
obr. 5-8 Uložení motoru, spojka a vodící prvky

5.2 Implementace modulu

Jedním z dílčích cílů této práce je zajistit implementovatelnost simulátoru do stávajícího zařízení. Zvolené koncepční řešení využívá část recipročního tribometru [20]. Výchozím bodem pro konstrukční řešení byl proto zejména zástavbový prostor tohoto zařízení.

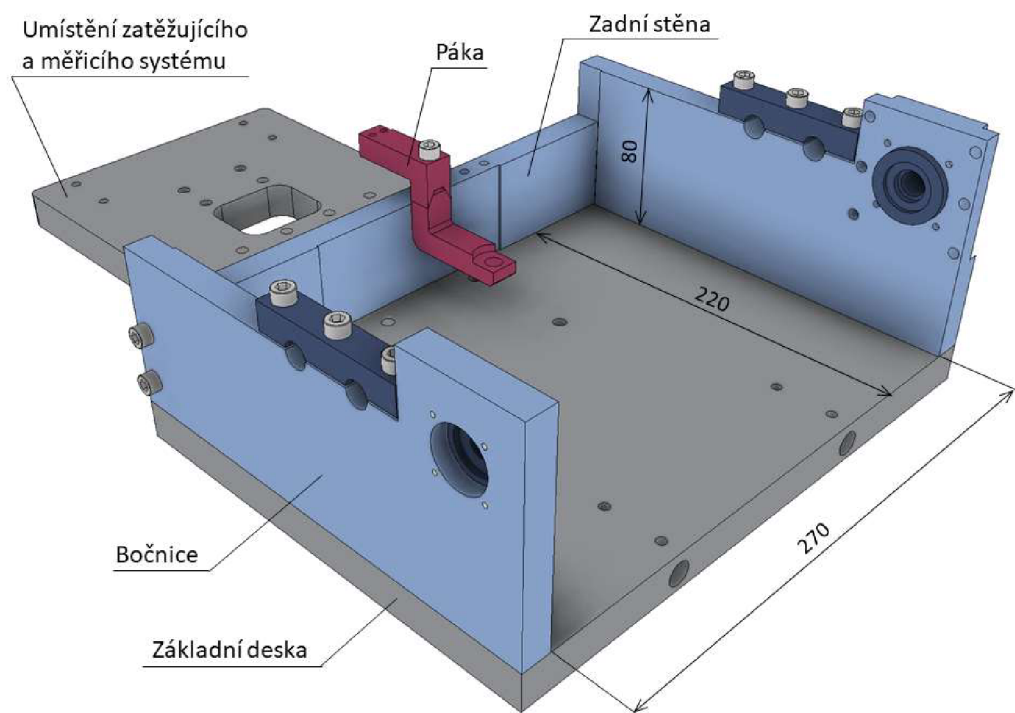
5.2.1 Zástavbový prostor tribometru

Reciproční tribometr, zobrazený na obr. 5-9, byl navržen pro výzkum synoviálního kloubu v uspořádání pin-on-disk. Zařízení bylo zkonstruováno na Ústavu konstruování VUT v Brně.



obr. 5-9 Tribometr, pro implementaci modulu pin-on-ring. autor: Pavel Čípek, nepublikováno

Modul pin-on-ring z tohoto zařízení využívá rám, modul pro měření tření, zatěžující systém a část zatěžující páky. Zbylé části (vozík, vyhřívaná vana, pohybový systém) jsou ze zařízení demontovány. Vzniklý prostor slouží jako zástavbový prostor pro nový modul a limituje tak jeho délku a šířku. Zástavbový prostor je zobrazen na obr. 5-10. Součástí tribometru je také mikroskop pro optické pozorování kontaktní zóny. Vzdálenost jeho objektivu od základní desky je limitujícím parametrem pro výšku modulu, který z tohoto důvodu nesmí být vyšší než bočnice. Pokud bude ke kontaktu docházet co nejbližší původní kontaktní zóně modulu pin-on-plate, nebude nutné mikroskop přemísťovat. Z tohoto důvodu se v konstrukčním řešení zachovávají původní rozměry páky. Její konec je umístěn symetricky k bočnicím, 63,5 mm od zadní stěny a 32 mm nad základní deskou.



obr. 5-10 Zástavbový prostor tribometru autor: Pavel Čípek, nepublikováno

5.3 Výpočty

V následující kapitole je uveden výpočet trvanlivosti ložisek a kroutícího momentu. Tyto výpočty jsou důležité při volbě ložisek, motoru a spojky.

5.3.1 Výpočet trvanlivosti ložisek

Síla, která musí působit na pin, aby bylo docíleno požadovaného tlaku, se pohybuje podle odhadu v řádu setin Newtonu. (Tlak se v lidském oku při mrknutí pohybuje kolem 3-4,5 kPa [7].) Z toho vyplývá, že samotná tíha sestavy hřídele (hřídel, příruba, prstenec, těsnění, spojovacích součástí, mazací roztok) bude výrazně vyšší, než síla od zatížení pinu a trvanlivost ložisek by měla být dostatečná. Pro podložení tohoto tvrzení byl proveden demonstrativní výpočet. Přesné určení reakčních sil na hřídeli nemá při tak malém zatížení význam. Demonstrativní výpočet proto vychází z úvahy, že celá tíha soustavy hřídele působí na jedno ložisko.

Výpočet dále vychází z těchto hodnot:

$v = 0,12 \text{ m s}^{-1}$	odhadovaná průměrná rychlost mrknutí [7]
$m = 0,29 \text{ kg}$	hmotnost sestavy hřídele, vypočtená v aplikaci Inventor
$r = 0,02 \text{ m}$	poloměr zatěžovací dráhy, kde dochází ke kontaktu s pinem
$C_1 = 4,36 \text{ kN}$	základní dynamická únosnost ložiska 61902-2RS1 [21]
$C_2 = 2,91 \text{ kN}$	základní dynamická únosnost ložiska 61901-2RS1 [21]
$a = 3$	exponent rovnice trvanlivosti pro kuličková ložiska [22]
$g = 9,81 \text{ m s}^{-2}$	tíhové zrychlení

Tíha sestavy se spočítá následovně:

$$F = m \cdot g$$

$$F = 0,29 \cdot 9,81 = 2,85 \text{ N} = 2,85 \cdot 10^{-3} \text{ kN}$$

Průměrné otáčky hřídele se spočítají z odhadované průměrné rychlosti mrknutí podle vzorce:

$$n = \frac{v}{r \cdot 2 \cdot \pi}$$

$$n = \frac{0,12}{0,02 \cdot 2 \cdot \pi} = 0,95 \text{ s}^{-1} = 57,30 \text{ min}^{-1}$$

Základní trvanlivost ložiska, vyjádřena v hodinách, se pak podle [22] vypočte ze vztahu:

$$L_{10} = \left(\frac{C}{P}\right)^a \cdot \frac{10^6}{60 \cdot n}$$

Ekvivalentní zatížení P je v tomto případě rovno vypočtené tíze F . Pro ložisko 61902-2RS1 pak základní trvanlivost vychází:

$$L_{10} = \left(\frac{C_1}{F}\right)^a \frac{10^6}{60 \cdot n} = \left(\frac{4,36}{2,85 \cdot 10^{-3}}\right)^3 \cdot \frac{10^6}{60 \cdot 57,30} = 1,04 \cdot 10^{12} \text{ h}$$

Pro ložisko 61901-2RS1 je základní trvanlivost:

$$L_{10} = \left(\frac{C_2}{F}\right)^a \frac{10^6}{60 \cdot n} = \left(\frac{2,91}{2,85 \cdot 10^{-3}}\right)^3 \cdot \frac{10^6}{60 \cdot 57,30} = 3,10 \cdot 10^{11} \text{ h}$$

Z uvedených výpočtů vyplývá, že trvanlivost ložisek je při zvoleném zatížení velmi vysoká a výrazně převyšuje požadavky kladené na zařízení.

5.3.2 Výpočet krouticího momentu a volba motoru

Volba motoru a spojky je mimo jiné založena na výpočtu požadovaného krouticího momentu. Přitom je třeba uvažovat zejména příspěvek třecích ztrát v hřídelovém těsnicím kroužku, ztrát v ložiscích, v kluzném pouzdře a setrvačných účinků sestavy hřídele při vratném pohybu. Výpočet je pouze orientační.

Výpočet třecích ztrát hřídelového těsnicího kroužku vychází z hodnot publikovaných výrobcem [23]. Hodnoty se určují podle otáček a průměru hřídele. Výrobce však nepředpokládá otáčky nižší, než 500 min^{-1} . Zároveň hodnoty udávají ztráty třením mazaných pryžových hřídelových těsnicích kroužků, nikoliv ztráty kroužků z PTFE při chodu nasucho. Z těchto důvodů je hodnota momentu počítána pro otáčky 500 min^{-1} a je vynásobena návrhovým součinitelem $k = 3$.

$P_0 = 10 \text{ W}$ ztrátový výkon hřídelového těsnicího kroužku [23]
 $n = 500 \text{ min}^{-1}$ otáčky hřídelového těsnicího kroužku pro výpočet
 $k = 3$ návrhový součinitel

Jmenovitá hodnota krouticího momentu, který je třením hřídelového těsnicího kroužku způsoben, se ze ztrátového výkonu počítá podle následujícího vztahu:

$$M_{10} = \frac{P_0 \cdot 60}{2 \cdot \pi \cdot n}$$

$$M_{10} = \frac{10 \cdot 60}{2 \cdot \pi \cdot 500} = 0,19 \text{ Nm}$$

Pro výsledný krouticí moment od ztrát na hřídelovém těsnění pak platí:

$$M_1 = k \cdot M_{10} = 3 \cdot 0,19 = 0,57 \text{ Nm}$$

Třecí ztráty v ložiscích byly vypočteny pomocí nástroje SKF Bearing select, který je k tomu výrobcem určen [24]. Výpočet byl proveden pro zatížení a otáčky uvedené v podkapitole 5.3.1.

$M_2 = 0,02 \text{ Nm}$ krouticí moment, způsobený ztrátami v ložisku 61902-2RS1

$M_2 = 0,01 \text{ Nm}$ krouticí moment, způsobený ztrátami v ložisku 61901-2RS1

Třecí ztráty v kluzném pouzdře mezi PTFE a PMMA je obtížné určit, protože se nejedná o obvyklé materiály. Vzhledem k tomu, že se jedná pouze o přibližný výpočet, byl krouticí moment určen na základě údajů SKF o kluzných pouzdrech z PTFE pro kontakt s ocelí [25]. Zároveň byl použit návrhový koeficientem $k = 3$, aby případné rozdíly kompenzoval.

$$M_{40} = 0,02 \text{ Nm} \quad \text{jmenovitý krouticí moment od ztrát v kluzném pouzdře}$$

$$k = 3 \quad \text{návrhový součinitel}$$

Pro výsledný krouticí moment od ztrát v kluzném pouzdře pak platí:

$$M_4 = k \cdot M_{40} = 3 \cdot 0,02 = 0,06 \text{ Nm}$$

Setrvačné účinky sestavy hřídele jsou určovány velikostí jejího úhlového zrychlení. Velikost úhlového zrychlení závisí na naprogramování vratného pohybu. To však není předmětem této práce, a proto je pro zjednodušení předpokládáno úhlové zrychlení $\alpha = 650 \text{ s}^{-1}$. Jeho velikost vychází z odhadované rychlosti mrknutí $v = 0,12 \text{ m s}^{-1}$ a zvolené amplitudy vratného pohybu $\varphi = 10^\circ$ [7]. S ohledem na povahu výpočtu je zvolen návrhový součinitel $k = 3$. Další parametry výpočtu jsou uvedeny níže:

$$I = 49,1 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad \text{moment setrvačnosti sestavy hřídele, vypočtený v aplikaci Inventor}$$

$$k = 3 \quad \text{návrhový součinitel}$$

Ze zrychlení a momentu setrvačnosti lze spočítat jmenovitý krouticí moment:

$$M_{50} = I \cdot \alpha$$

$$M_{50} = 49,1 \cdot 10^{-6} \cdot 650 = 0,03 \text{ Nm}$$

Jmenovitý krouticí moment je vynásoben návrhovým součinitelem.

$$M_5 = k \cdot M_{50} = 3 \cdot 0,03 = 0,09 \text{ Nm}$$

Výsledný krouticí moment je získán součtem všech složek:

$$M_k = \sum_{i=1}^5 M_i$$

$$M_k = 0,57 + 0,02 + 0,01 + 0,06 + 0,09 = 0,75 \text{ Nm}$$

Na základě tohoto výpočtu a doporučení výrobce byl zvolen motor s nejbližším vyšším statickým momentem. Jedná se o krokový motor Microcon SX23-1012 se statickým momentem 1,2 Nm.

6 DISKUZE

V této kapitole jsou shrnuty problematické body konstrukce a jejich řešení. Její součástí je také montážní postup a zhodnocení výsledků.

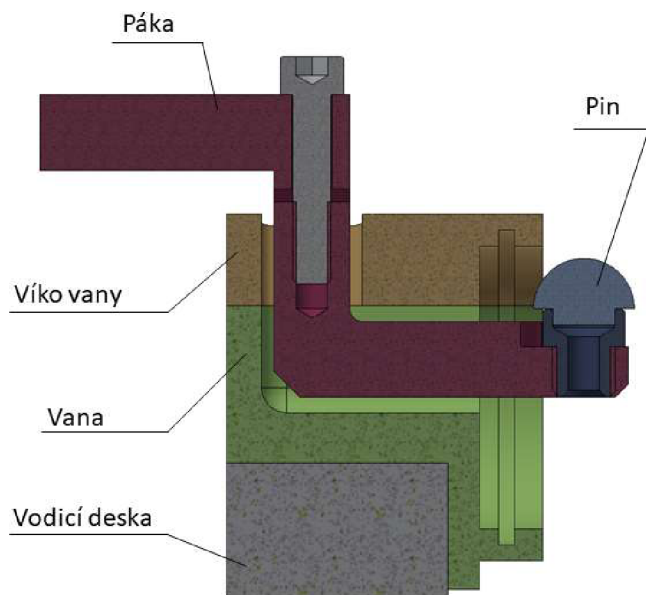
6.1 Důležité body konstrukčního řešení

V předchozí kapitole bylo zvolené koncepční řešení detailně rozpracováno. V průběhu tohoto procesu bylo nutné řešit několik konstrukčních problémů, souvisejících s těsněním součástí, implementovatelností modulu do stávajícího zařízení, se zajištěním ekonomičnosti výroby a vyrobiteľnosti některých dílů. O jednotlivých problémech a jejich výsledném řešení se pojednává v této kapitole.

6.1.1 Těsnění vany a prstence

Konstrukční řešení vany komplikuje několik podmínek, které bylo nutné při konstrukci dodržet, aby byla zajištěna její plná funkčnost. Pokud má být zóna kontaktu v prstenci zcela zaplavena mazacím roztokem, nesmí být nejvyšším místem v systému spojených nádob. Vana musí být dostatečně prostorná, aby umožňovala volný průchod páky. Zároveň je třeba utěsnit prostor mezi čelem vany a prstencem tak, aby prstenec mohl vykonávat rotační pohyb.

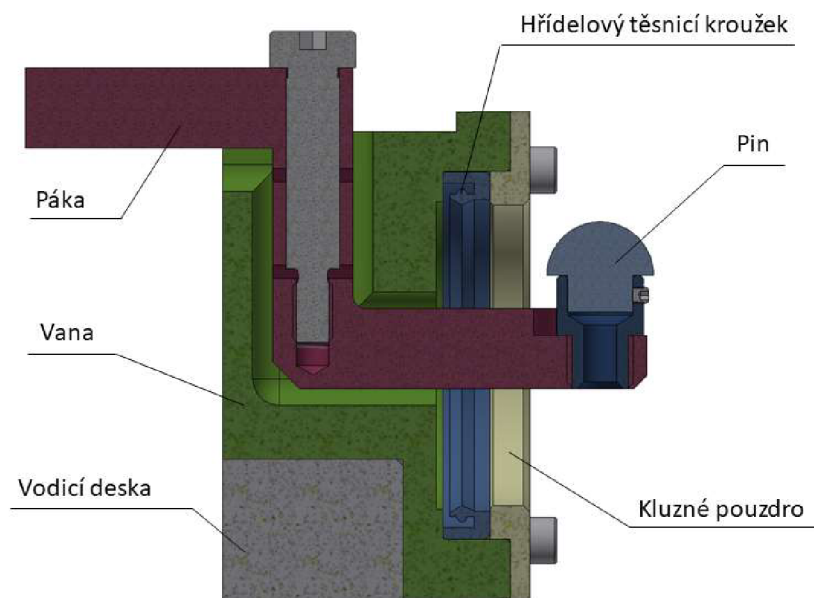
První návrh vany, zobrazený na obr. 6-1, vychází z modulu pin-on-plate recipročního tribometru, kde je tato komponenta dvoudílná. Dělí se na vanu a víko a díky tomu lze páku snadno vyjmout. Na čelní straně víka a vany je příruba, do které dosedá prstenec, který je po obvodu těsněn o-kroužkem. Vana s víkem jsou připevněny k vodící desce, která je připevněna k základní desce. Tato varianta byla později zamítnuta kvůli obtížně řešitelnému těsnění jednotlivých částí. Mezi víkem a vanou nelze použít o-kroužek, těsnění by muselo být dělené a roztok by mohl unikat. Těsnění prstence o-kroužkem je kvůli jeho rotačnímu vratnému pohybu nevhodné a vzhledem k tomu, že je příruba dělená, by mohlo docházet k úniku mazacího roztoku i zde.



obr. 6-1 První návrh vany s drážkou pro O-kroužek

Kvůli výše zmíněným komplikacím byla navržena druhá varianta vany, která je zobrazena na obr. 6-2. Vana se skládá jen z jednoho dílu, čímž odpadá problém s těsněním víka. Z čelní strany vany je v přírubě uložení pro hřídelový těsnicí kroužek. Vana je připevněna k vodící desce, která zajišťuje odlehčení a přesné ustavení vany. Těsnění mezi prstencem a čelní stěnou vany zajišťuje hřídelový těsnicí kroužek, který je pro tuto úlohu vhodnější než o-kroužek z první varianty. V první fázi byl navržen hřídelový těsnicí kroužek z nitrilokaučuku HMS 5 45x55x7 RG od výrobce SKF, tento typ však vyžaduje dostatečný přísun maziva, proto byl později nahrazen hřídelovým těsnicím kroužkem stejných rozměrů ze samomazného PTFE, který je navržen i pro chod nasucho. Výrobce SKF nabízí výrobu těchto těsnicích kroužků na zakázku.

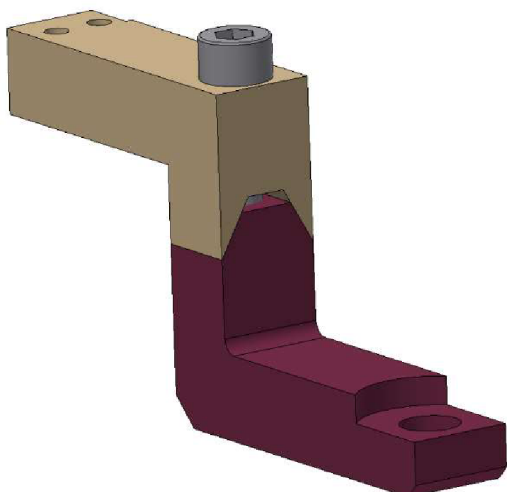
Dodatečně je k vaně přidáno teflonové vodící pouzdro, které má zaručovat přesnější pohyb a lepší uložení prstence. Příruba je protažena a hřídelový těsnicí kroužek více zapuštěn. Vodící pouzdro také brání hřídelovému těsnicímu kroužku v uvolnění v axiálním směru. Ve vaně je z čela vytvořeno mělké zahloubení, které brání kontaktu prstence s čelem vany.



obr. 6-2 Použité konstrukční řešení vany

6.1.2 Sestava páky

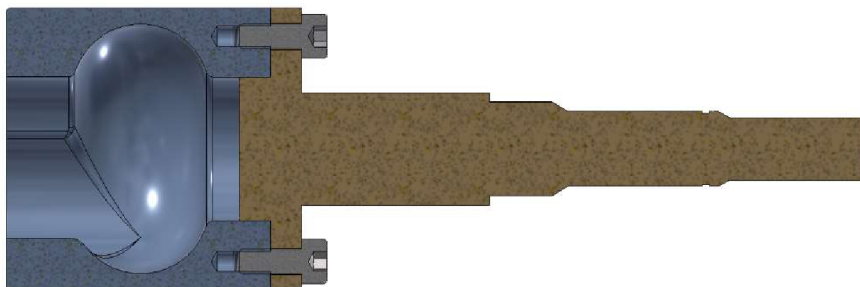
Konečné konstrukční řešení vany, popsané v předchozí podkapitole, neumožňuje použití stejné páky, jako u původního modulu tribometru pin-on-plate [20], protože by do vany kvůli absenci jejího víka nešla páka vložit (obr. 6-3). Při návrhu nové páky bylo třeba dbát na to, aby se rameno páky dalo použít pro nový i stávající modul tribometru, protože na jeho konec dosedá snímač deformací. Výměna ramene a následná re-kalibrace by byla při každé výměně modulů značně nepraktická. Proto byla navržena nová páka o stejných celkových rozměrech (obr. 5-2 a obr. 6-2), která je rozložitelná na tři díly a využívá stejné rameno, jako modul pin-on-plate. Díly do sebe tvarově zapadají, aby nebyla porušena úloha páky přenášet deformace na tenzometrické snímače. Jednotlivé díly jsou shora sešroubovány lícovaným šroubem M6 DIN ISO 7379, který zajišťuje přesné ustavení částí páky. Původní dva díly páky byly sešroubovány šroubem M6 ČSN EN 4762, pro který byla v rameni páky předvrtána díra o průměru 6,4 mm. Tato díra je rozšířena na průměr 8 mm, jinak zůstává rameno páky nezměněné. Místo šroubu M6 ČSN EN 4762 bude ve stávajícím modulu pin-on-plate použit lícovaný šroub M6 stejného typu a jiné délky, jako je v modulu pin-on-ring. Díky této úpravě nebude nutné měnit rameno páky při výměně modulu.



obr. 6-3 Původní dvoudílná páka

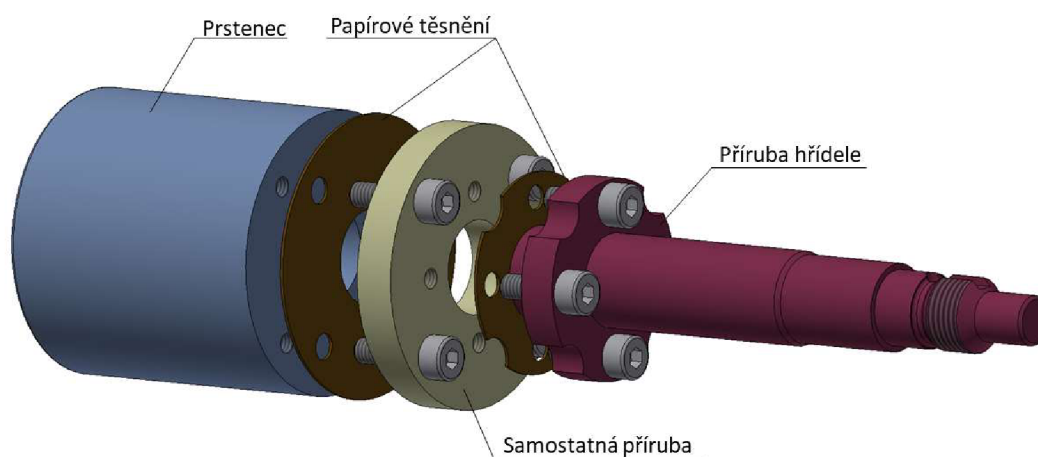
6.1.3 Spojení disku a hřídele

Aby nebyla otvory pro šrouby narušena zatěžovací dráha prstence a prsteneček se nemusel příliš prodlužovat, je třeba spojení mezi přírubou a prstencem realizovat na co největším průměru. První návrh vycházel z toho, že prsteneček bude spojen přímo s hřídelem, jak je zobrazeno na obr. 6-4. V tomto případě by však polotovar hřídele musel vycházet z průměru příruby, který činil 45 mm, čímž by vzrostly náklady na polotovar a výrobu. I přes to, že se nejedná o sériovou výrobu a že přesnost tohoto spojení by díky nepřítomnosti dalších spojovacích členů byla vysoká, bylo toto řešení zamítnuto.



obr. 6-4 První konstrukční návrh spojení prstence a hřídele

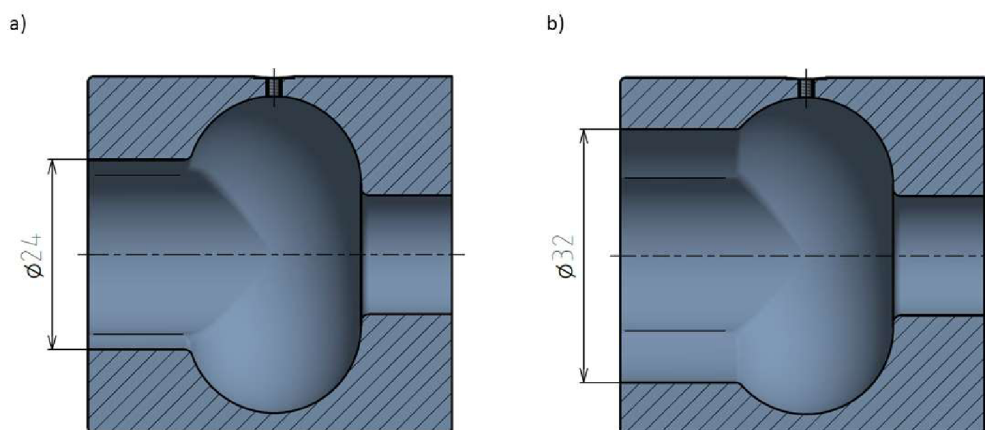
Další variantou bylo vyrobení samostatné příruby, která by byla nasunuta na hřídel a pojištěna perem. Určitá nepřesnost tohoto spojení by však mohla negativně ovlivňovat výsledky laboratorních zkoušek. Nakonec bylo navrženo řešení, zobrazené na obr. 6-5, které přináší určitý kompromis. Součástí hřídele je příruba o průměru 32 mm, která slouží k uchycení hřídele k druhé samostatné přírubě. Samostatná příruba o průměru 45 mm je uložena na konec hřídele a šrouby je k ní uchycen prstenec. Aby díry v prstenci nerušily pozorování kontaktu, jsou proti kontaktní zóně posunuty o 45°. Toto řešení zachovává přesnost spojených součástí a zároveň se snižují náklady na pořízení a obrobení polotovaru. Vzhledem k tomu, že je prstenec nasunut na hřídeli a že se jedná o kontakt oceli s PMMA, k těsnění postačuje dvojice papírových těsnění.



obr. 6-5 Hřídel a sestava prstence v rozpadu, finální řešení

6.1.4 Vyrobiteľnosť prstence

Vyrobiteľnosť vnútorných častí prstence, zejména zatěžovací dráhy, může být po technologické stránce náročná. Proto byly navrženy dvě varianty řešení, zobrazené na obr. 6-6. První řešení, které bylo představeno již dříve, počítá s částečně uzavřeným prstencem z obou stran. Jeho výhodou je blíže odpovídající tvarová simulace kontaktu a úspora mazacího roztoku. Nevýhodou je obtížnější vyrobiteľnosť. Druhé navrhované řešení počítá s tím, že bude prstenec ze strany páky více otevřen. Tím budou jeho vnútorné priestory snáze prístupné pro nástroj. Nevýhodou je väčší spotreba mazacího roztoku a méně tvarově věrná simulace kontaktu oka a víčka.



obr. 6-6 a) první výrobní varianta prstence b) druhá výrobní varianta prstence

6.2 Montážní postup

Po demontáži stávajícího modulu pin-on-plate lze v zástavbovém prostoru, kde z původního modulu zůstane pouze rameno páky, zahájit montáž nového modulu pin-on-ring. Výchozím bodem montáže je sestava vany. Nejprve se do základní desky uchyty dvěma šrouby M8 její vodící deska. Do vany se uloží hřídelový těsnicí kroužek s kluzným pouzdrém, které se zajistí po obvodu šesti šrouby M4. Do vany se ze spodní strany vsune spodní díl a shora střední díl páky. Celá vana se následně nasune na vodící desku, ke které se upevní dvojicí šroubů M6. Střední a spodní díl páky se pomocí lícovaného šroubu M6 shora spojí s ramenem.

Do základní desky se čtyřmi šrouby M5 upevní vodící deska uložení, její přesná poloha se však bude ještě ustavovat, proto se šrouby v této fázi nedotahují. Do ložiskového tělesa se uloží ložisko 61902-2RS1 a jeho poloha se zajistí víkem, které je s ložiskovým tělesem spojeno čtyřmi šrouby M4. Do tělesa se ze strany víka uloží hřídel, z druhé strany se na hřídel nasune ložisko 61901-2RS1. Jeho uložení v tělese se zajistí pojistným kroužkem. Poloha hřídele se vůči ložiskovému tělesu přes distanční kroužek zajistí pojistnou maticí s podložkou. Na druhý konec hřídele se nasune papírové těsnění 1 se samostatnou přírubou, která se upevní k přírubě hřídele čtyřmi šrouby M4. Poté se na hřídel nasune větší papírové těsnění 2 s prstencem. Prsteneček se k samostatné přírubě připevní čtyřmi šrouby M4.

Do držáku pinu se třemi stavěcími šrouby M2,5 upne vzorek s nalepenou kontaktní čočkou. Při upínání modelu je třeba dbát na to, aby vlivem dotahování stavěcích šroubů nedošlo k jeho poškození, protože je vyroben z měkkého PDMS. Celý pin se pak vsune do díry v páce. Sestava uložení se i s hřídelem a sestavou prstence nasune na vodící desku uložení. Prstenec se otočí do montážní polohy s vybráním směrem vzhůru a zasune se do kluzného pouzdra a hřídelového těsnicího kroužku. Zároveň se do prstence vsune páka (musí být v základní nezátížené poloze). Poloha prstence se ustaví tak, aby mezi ním a čelem vany nedocházelo ke kolizi a aby byl pin uprostřed zatěžovací dráhy. Poté se ukotví ložiskové těleso do vodící desky čtyřmi šrouby M5. Pokud je poloha prstence vůči vaně ustavená, dotáhnou se i čtyři šrouby M5, které spojují vodící desku uložení se základní deskou.

K přírubě motoru se čtyřmi šrouby M5 připevní krokový motor SX23-1012. Na konec hřídele motoru se nasune a upevní spirálová spojka. Příruba s motorem se nasune na vodící desku, spojka se nasune na hřídel. Příruba motoru se dvěma šrouby M5 uchyťí k základové desce. Shora se nosníkem a dvěma šrouby M4 příruba spojí s ložiskovým tělesem. Před připojením k motoru se odzkouší naprázdno rotace prstence. Pokud je jeho chod hladký a vše odpovídá, může se hřídel spojit spojkou s motorem.

Před zahájením experimentu se prstenec otočí do pozice pro odvzdušnění a jeho vnitřní prostor se zaplaví mazacím roztokem. Odvzdušňovací otvor se poté uzavře šroubkem M2 s o-kroužkem. Prstenec se přetočí do pracovní polohy a následně je možné zahájit zkušební experiment. Po provedení prvního zkušební experimentu, při kterém se ukáže, zda je poloha prstence ustavena správně, se k vodící desce uložení přiloží vodící lišty. Každá se zajistí šroubem M4 a do základní desky se vytvoří díry pro kolíky, kterými bude ustavena jejich poloha.

Při výměně vzorků nebo celého modulu se nejprve odvzdušňovacím otvorem vypustí mazací roztok, poté se prstenec přetočí do montážní polohy, odšroubují se čtyři šrouby M5, které drží vodící desku uložení na základní desce a celá sestava uložení hřídele, motoru a sestava prstence se vysune spolu s ní. Díky vodícím lištám nebude nutné ustavovat znovu jejich polohu vůči vaně.

6.3 Cenový odhad

Významnou část ceny zařízení tvoří cena za materiál a výrobu jednotlivých součástí. Cena těchto položek je stanovena pouze přibližně na základě zkušeností s výrobou předchozích zařízení.

-	krokový motor Microcon SX23-1012	500,-
-	spirálová spojka Huco single-beam 827.19	500,-
-	driver Toshiba TB 6600	350,-
-	Ložiska 61902-2RS1 a 61901-2RS2	550,-
-	Hřídelový těsnicí kroužek SKF z PTFE na zakázku	1 000,-
-	Materiál + výroba	40 000,-

Celková cena: 42 900,-

6.4 Zhodnocení zařízení

V rešeršní části práce bylo popsáno několik typů zařízení, určených k výzkumu třecích procesů v lidském oku. Nově navržený simulátor je jedinečný svým uspořádáním i možnostmi, které nabízí. Tím, že se jedná o uspořádání pin-on-ring, ke kontaktu dochází mezi zakřivenou plochou a sférou. V porovnání s dříve popsanými simulátory tak nejlépe vystihuje geometrii oka a víčka. Dosud použité simulátory vycházely z uspořádání typu pin-on-disk, pin-on-ball, pin-on-plate a skutečné geometrii se tak příliš neblížily [2, 3, 14].

Nový simulátor také umožňuje optické pozorování zcela zatopené zóny kontaktu při současném měření třecích sil pomocí silových snímačů. Z dohledaných záznamů bylo k současnému pozorování kontaktu a měření třecí síly uzpůsobeno pouze zařízení, které využili Sterner a kol., [18]. Pozorovaný vzorek ovšem nemohl být zatopen a třecí síly byly vyhodnocovány velice nepřesnou metodou snímání odchylek modelu oka digitální kamerou. U jejich druhého modulu byly odchylky snímány snímači tribometru, ale pozorování nezatopeného vzorku probíhalo zespod přes mode oka pozorovacím otvorem [18]. Další vědecké studie se většinou zabývaly pouze měřením třecích sil. Pokud autoři prací vzorek pozorovali pomocí mikroskopu, bylo to až po skončení experimentu s použitým vzorkem. Kombinaci měření a současného pozorování zcela zatopeného vzorku tedy žádné z dosud navržených zařízení neumožňovalo.

Další předností nového modulu je odpovídající amplituda vratného pohybu a velikost modelu oka. Většina zaznamenaných výzkumů probíhala na mikrotribometrech, které neumožňovali provádět experiment ve skutečném měřítku. Nejčastěji použitá amplituda vratného pohybu se pohybovala kolem 0,5 mm, což dráze skutečného mrknutí neodpovídá. Pouze v případě zařízení, které použili Ngai a kol., byla při experimentu použita větší amplituda (10,3 mm) [3]. Jak však autoři v práci dále uvádějí, zatížení vzorku bylo větší než zatížení v lidském oku, a to kvůli rozlišitelnosti zařízení. Navíc, jak už bylo zmíněno výše, jednalo se o uspořádání pin-on-plate, které neumožňovalo přímé pozorování zatopeného kontaktu.

7 ZÁVĚR

V rámci této práce byl navržen simulátor, který umožňuje studium tření a přímé pozorování procesu mazání kontaktu oka a kontaktní čočky. Simulátor byl navržen na základě rešerše, která shrnuje poznatky o existujících zařízeních a problematice kontaktních čoček. Z rešeršní části vycházejí tři koncepční návrhy simulátoru. U každého z nich byly analyzovány možné výhody a nedostatky. Z analýzy vyplynulo jako nejvhodnější uspořádání pin-on-ring, navržené jako modul pro stávající reciproční tribometr. Modul byl dále rozpracován do konstrukčního řešení.

Při konstrukci byl kladen velký důraz především na aspekty reálného kontaktu, kterými jsou dostatečné mazání kontaktu, odpovídající zatížení vzorku a odpovídající geometrie kontaktu. Při testování kontaktních čoček je důležitý zejména dostatečný přísun mazacího roztoku a působící zatížení, neboť se s nimi výrazně mění jejich mechanické vlastnosti [2].

Navržený simulátor přináší oproti stávajícím zařízením několik výhod. Zcela zásadní je možnost měření třecích sil za současného přímého pozorování zcela zaplaveného kontaktu pomocí mikroskopu. Inovativní je také uspořádání modulu, které se svou geometrií i měřítkem blíží skutečnému kontaktu oka a očního víčka. Díky těmto přínosům se bude možné významně přiblížit reálnému prostředí lidského oka, což může vést k lepšímu pochopení probíhajících biotribologických procesů. Porozumění těmto procesům je klíčové pro další vývoj v oblasti kontaktních čoček a mazacích roztoků pro zvýšení kvality života jejich uživatelů.

Výstup bakalářské práce představuje průvodní zpráva a výkresová dokumentace, čímž byly plně dosaženy stanovené cíle.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] RICHDALE, Kathryn, Loraine T SINNOTT, Elisa SKADAHN a Jason J NICHOLS. Frequency of and factors associated with contact lens dissatisfaction and discontinuation. *Cornea* [online]. 2007, **26**(2), 168–174 [vid. 2019-03-12]. ISSN 02773740. Dostupné z: doi:10.1097/01.ico.0000248382.32143.86
- [2] RENNIE, A. C., P. L. DICKRELL a W. G. SAWYER. Friction coefficient of soft contact lenses: Measurements and modeling. *Tribology Letters* [online]. 2005, **18**(4), 499–504. ISSN 10238883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-005-3610-0
- [3] NGAI, V., J.B. MEDLEY, L. JONES, J. FORREST a J. TEIEHROEB. Friction of Contact Lenses: Silicone Hydrogel versus Conventional Hydrogel. *Tribology and Interface Engineering Series* [online]. 2005, **48**, 371–379 [vid. 2019-03-21]. ISSN 1572-3364. Dostupné z: doi:10.1016/S0167-8922(05)80039-2
- [4] *Daily Disposable Contact Lenses | Eyesite Opticians* [online]. [vid. 2019-05-15]. Dostupné z: <https://www.eyesite.co.uk/contact-lenses/lens-types/daily-contact-lenses/>
- [5] NOGUEIRA, N., O. CONDE, M. MIÑONES, J.M. TRILLO a J. MIÑONES. Characterization of poly(2-hydroxyethyl methacrylate) (PHEMA) contact lens using the Langmuir monolayer technique. *Journal of Colloid and Interface Science* [online]. 2012, **385**(1), 202–210. ISSN 00219797. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcis.2012.06.015
- [6] KYLE, Robert A., David P. STEENSMA a Marc A. SHAMPO. Otto Wichterle—Inventor of the First Soft Contact Lenses. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. 2016, **91**(3), e45–e46 [vid. 2019-03-12]. ISSN 00256196. Dostupné z: doi:10.1016/j.mayocp.2016.01.016
- [7] MARTIN, D K a B A HOLDEN. Forces developed beneath hydrogel contact lenses due to squeeze pressure. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 1986, **31**(6), 635–649 [vid. 2019-03-12]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/31/6/005
- [8] RAMAMOORTHY, Padmapriya, Loraine T. SINNOTT a Jason J. NICHOLS. Contact lens material characteristics associated with hydrogel lens dehydration. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. 2010, **30**(2), 160–166. ISSN 02755408. Dostupné z: doi:10.1111/j.1475-1313.2009.00705.x
- [9] DUNN, Alison C., Sung Jin LEE, W. Gregory SAWYER, Ana N. KANTZIOS, Malisa SARTINORANONT, Roger TRAN-SON-TAY a Jessica A. COBB. Friction Coefficient Measurement of Hydrogel Materials on Living Epithelial Cells. *Tribology Letters* [online]. 2008, **30**(1), 13–19. ISSN 1023-8883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-008-9306-5
- [10] JIANG, Nan, Yunuen MONTELONGO, Haider BUTT a Ali K. YETISEN. Microfluidic Contact Lenses. *Small* [online]. 2018, **14**(15). ISSN 16136829. Dostupné z: doi:10.1002/sml.201704363
- [11] SZCZOTKA-FLYNN, Loretta, Donald G. AHEARN, Joseph BARR, Ralph P. STONE, William (Joe) BENJAMIN, Lynn WINTERTON, Oliver D. SCHEIN, Tina KIANG a Jason J. NICHOLS. 1. History, evolution, and evolving standards of contact lens care. *Contact Lens and Anterior Eye* [online]. 2013, **36**, S4–S8. ISSN 13670484. Dostupné z: doi:10.1016/s1367-0484(13)60003-x

- [12] BASTOS, G. N. T., A. L. JARDINI, A. C. B. BENATTI, M. F. PASSOS, D. R. C. DIAS, C. G. B. T. DIAS a R. MACIEL FILHO. pHEMA hydrogels. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry* [online]. 2016, **125**(1), 361–368. ISSN 1388-6150. Dostupné z: doi:10.1007/s10973-016-5329-6
- [13] COOPERVISION CZECH REPUBLIC. *Silikon-hydrogel* [online]. [vid. 2019-03-12]. Dostupné z: <https://coopervision.cz/ocni-specialiste/zdroje-klinicky-ch-informaci/silikon-hydrogel>
- [14] NAIRN, J a T B JIANG. Measurement of the friction and lubricity properties of contact lenses. *Antec 95 - the Plastics Challenger: Conference Proceedings*. 1995, (6), 3384–3388.
- [15] FREEMAN, Mark E., Michael J. FUREY, Brian J. LOVE a Jeanne M. HAMPTON. Friction, wear, and lubrication of hydrogels as synthetic articular cartilage. *Wear* [online]. 2000, **241**(2), 129–135. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(00)00387-2
- [16] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-404-0.
- [17] ROBA, M., E. G. DUNCAN, G. A. HILL, N. D. SPENCER a S. G.P. TOSATTI. Friction measurements on contact lenses in their operating environment. *Tribology Letters* [online]. 2011, **44**(3), 387–397. ISSN 10238883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-011-9856-9
- [18] STERNER, O., R. AESCHLIMANN, S. ZÜRCHER, C. SCALES, D. RIEDERER, N. D. SPENCER a S. G.P. TOSATTI. Tribological Classification of Contact Lenses: From Coefficient of Friction to Sliding Work. *Tribology Letters* [online]. 2016, **63**(1). ISSN 10238883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-016-0696-5
- [19] 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* [online]. 2015, **55**, 295–307. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2015.11.006
- [20] ČÍPEK, P, D REBENDA, D NEČAS, M VRBKA a I KŘUPKA. DEVELOPMENT OF RECIPROCATING TRIBOMETER FOR TESTING SYNOVIAL JOINT [online]. 2018, 14–17 [vid. 2019-05-01]. Dostupné z: doi:10.21495/91-8-169
- [21] *SKF* [online]. [vid. 2019-03-08]. Dostupné z: <https://www.skf.com/cz/>
- [22] SHIGLEY, Joseph Edward, Charles R. MISCHKE a Richard G. BUDYNAS. *Konstruování strojních součástí*. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2010. ISBN 9788021426290.
- [23] *Tření hřídelových těsnících kroužků* [online]. [vid. 2019-04-08]. Dostupné z: <https://www.skf.com/cz/products/seals/industrial-seals/power-transmission-seals/radial-shaft-seals/friction/index.html>
- [24] *SKF Bearing Select* [online]. [vid. 2019-04-08]. Dostupné z: <https://www.skfbearingselect.com/#/one-or-two>
- [25] *Údaje o kluzných pouzdrech* [online]. [vid. 2019-05-09]. Dostupné z: <https://www.skf.com/cz/products/bearings-units-housings/plain-bearings/bushings-thrust-washers-strips/bushings/bushing-data/index.html>

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

μ	součinitel tření
R, r	poloměr
v	rychlost
m	hmotnost
C, C_1, C_2	základní dynamická únosnost ložiska
a	exponent rovnice trvanlivosti pro ložiska
g	tíhové zrychlení
F	síla
n	otáčky
L_{10}	základní trvanlivost ložiska
P	ekvivalentní zatížení
P_0	ztrátový výkon
k	návrhový součinitel
M_{10}, M_{40}, M_{50}	jmenovitý moment
M_1, M_2, M_3, M_4, M_5	moment
I	moment setrvačnosti
α	úhlové zrychlení
M_k	krouticí moment

10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

obr. 1-1	Aplikace denní silikon-hydrogelové kontaktní čočky [4].....	13
obr. 2-1	Schématické znázornění lidského oka s kontaktní čočkou. Obrázek upraven podle [9].....	16
obr. 2-2	Schéma modulu pin-on-disk tribometru, popsaného Nairnem a Jiangem. Obrázek upraven podle [14].....	17
obr. 2-3	Fotografie, zachycující uspořádání mikrotribometru [2]	17
obr. 2-4	Schéma modulu mikrotribometru.....	18
obr. 2-5	a) modul pro tribologické testování, b) uspořádání tribometru. Obrázek upraven podle [17].....	19
obr. 2-6	Mikrotribometr s modulem, použitý při výzkumu [17].	20
obr. 2-7	Schématické znázornění tribometru, který použily Ngai a kol.	21
obr. 2-8	Střížník a schématický nákres pinu. Obrázek upraven podle [9].....	22
obr. 2-9	Schématické zobrazení kontaktní zóny. Hydrogel je umístěn na konci pinu, který přejíždí po vrstvě epitelových buněk. Obrázek upraven podle [9]	22
obr. 2-10	Uspořádání modulu pro měření kontaktních čoček. Obrázek upraven podle [18].....	23
obr. 2-11	Uspořádání modulu pro měření králičí rohovky. Obrázek upraven podle [18].....	24
obr. 4-1	Koncepční řešení ball-on-disk	27
obr. 4-2	Uspořádání ball-on-plate.....	29
obr. 4-3	Koncepční řešení pin-on-ring.....	30
obr. 5-1	Konstrukční řešení modulu	33
obr. 5-2	Sestava páky.....	33
obr. 5-3	Řez osou pinu.....	34
obr. 5-4	Sestava vany.....	35
obr. 5-5	Prstenec	35
obr. 5-6	Hřídel a sestava prstence.....	36
obr. 5-7	Uložení hřídele	37
obr. 5-8	Uložení motoru, spojka a vodící prvky	38

obr. 5-9	Tribometr, pro implementaci modulu pin-on-ring. autor: Pavel Čípek, nepublikováno	39
obr. 5-10	Zástavbový prostor tribometru. autor: Pavel Čípek, nepublikováno	40
obr. 6-1	První návrh vany s drážkou pro O-kroužek	45
obr. 6-2	Použité konstrukční řešení vany	46
obr. 6-3	Původní dvoudílná páka	47
obr. 6-4	První konstrukční návrh spojení prstence a hřídele	47
obr. 6-5	Hřídel a sestava prstence v rozpadu, finální řešení	48
obr. 6-6	a) první výrobní varianta prstence b) druhá výrobní varianta prstence.....	49

11 SEZNAM TABULEK

12 SEZNAM PŘÍLOH

Výkresová dokumentace:

- výkres sestavy pin-on-ring
 - výkres sestavy pinu
 - výkres modelu oka
 - výkres držáku pinu
 - výkres sestavy páky
 - výkres ramene páky
 - výkres středního dílu páky
 - výkres spodního ramene páky
 - výkres sestavy vany
 - výkres vany
 - výkres kluzného pouzdra
 - výkres sestavy uložení
 - výkres ložiskového tělesa
 - výkres víka
 - výkres prstence
 - výkres příruby
 - výkres papírového těsnění 1
 - výkres papírového těsnění 2
 - výkres hřídele
 - výkres distančního kroužku
 - výkres sestavy uložení motoru
 - výkres příruby motoru
 - výkres nosníku
 - výkres vodící desky vany
 - výkres vodící desky uložení
 - výkres vodící lišty čelní
 - výkres vodící lišty boční
 - výkres základní desky