



# 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 PRO STUDIUM TŘENÍ A MAZÁNÍ OKA

DESIGN OF A SIMULATOR FOR STUDYING EYE FRICTION AND LUBRICATION

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Lukáš Snopek

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2023



## Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Bc. Lukáš Snopek**  
Studijní program: Konstrukční inženýrství  
Studijní obor: bez specializace  
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**  
Akademický rok: 2022/23

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:

### **Konstrukce simulátoru pro studium tření a mazání oka**

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

Syndrom suchého oka patří v oftalmologické praxi mezi nejčastější oční onemocnění, které vede k nestabilitě a k narušení slzného filmu. Léčba je založena na náhradě nefunkčního očního filmu umělými slzami v podobě očních kapek, které zabrání vysychání a poškození povrchu oka. Současný vývoj umělých slz cílí na využití nových materiálů na bázi kyseliny hyaluronové. Podstatou této diplomové práce je konstrukce laboratorního simulátoru oka, který umožní měřit součinitel tření za současného pozorování umělého slzného filmu pomocí fluorescenční mikroskopie.

Typ práce: vývojová – konstrukční  
Výstup práce: aplikovaný výsledek (Gfunk)  
Projekt: TAČR

### **Cíle diplomové práce:**

Hlavním cílem je konstrukce laboratorního simulátoru oka, který umožní současně měřit součinitel tření a opticky pozorovat vývoj umělého slzného filmu pomocí fluorescenční mikroskopie.

Dílčí cíle diplomové práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací zabývajících se měřením součinitele tření na simulátorech a optickým pozorováním tloušťky slzného filmu,
- navrhnout podmínky experimentů, navrhnout vhodné materiálové dvojice pro simulaci kontaktu oka a víčka a navrhnout metodiku vyhodnocení součinitele tření,
- implementovat optickou metodu fluorescenční mikroskopie do konstrukce simulátoru a zajistit pozorování kontaktní oblasti při relativním pohybu třecí dvojice,
- vytvořit 3D model konstrukce simulátoru včetně výkresové dokumentace pro výrobu a montáž (výkres sestavy a výkresy součástí),
- zajistit výrobu a montáž simulátoru a ověřit jeho funkčnost pomocí experimentu.

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

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

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

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

### **Seznam doporučené literatury:**

MABUCHI, Kiyoshi, Hiroko IWASHITA, Rina SAKAI, Masanobu UJIHIRA a Yuichi HORI. Development of a pendulum machine for measuring contact lens friction. *Biosurface and Biotribology*. 2021, 7(3), 154-161. ISSN 2405-4518.

ČERNOHLÁVEK, Mikuláš, Martina BRANDEJSOVÁ, Petr ŠTĚPÁN, et al. Insight into the Lubrication and Adhesion Properties of Hyaluronan for Ocular Drug Delivery. *Biomolecules*. 2021, 11(10). ISSN 2218-273X.

WINKELJANN, Benjamin, Kathrin BOETTCHER, Bizan N. BALZER a Oliver LIELEG. Mucin Coatings Prevent Tissue Damage at the Cornea-Contact Lens Interface. *Advanced Materials Interfaces*. 2017, 4(19). ISSN 21967350.

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*. 2011, 44(3), 387-397. ISSN 1023-8883.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.  
děkan fakulty



## ABSTRAKT

Tato práce se zabývá konstrukčním návrhem tribometru, jehož funkcí je simulace interakce lidského oka s očním víčkem při současném měření tření v jejich kontaktu a tloušťky slzného filmu. Tribometr bude poté využíván pro výzkum a vývoj umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové. Cílem práce byl návrh podmínek experimentu, návrh koncepčních a konstrukčních řešení, zajištění výroby, montáže a validace zařízení. Podmínky experimentu byly stanoveny na základě kritické rešerše. Byly navrženy čtyři různé koncepční řešení, z nichž dvě byly vybrány pro následné rozpracování v konstrukčním řešení. Na základě vytvořené výkresové dokumentace byla poté zajištěna výroba nenormalizovaných komponent a montáž. Validace experimentů prokázala, že simulátor umožňuje měření tření a tloušťky slzného filmu v místě kontaktu za požadovaných podmínek, a to s konformním i nekonformním typem kontaktu. Přínosem této práce je konstrukce nového zařízení, které umožňuje měřit součinitel tření i tloušťku filmu při konformním kontaktu, což nabízí nové příležitosti ve studiu biotribologie lidského oka.

## KLÍČOVÁ SLOVA

simulátor, lidské oko, součinitel tření, konformní kontakt, slzný film, fluorescenční mikroskopie

## ABSTRACT

This work deals with the design of a tribometer, which simulates the interaction between the human eye and the eyelid, and simultaneously measures the friction between them and the thickness of the tear film. The tribometer will be used for research and development of artificial tears based on hyaluronic acid. The aim of the work was to design experimental conditions, conceptual and design solutions, as well as to ensure the production, assembly, and validation of the device. The experimental conditions were determined based on critical research. Four different conceptual solutions were proposed, of which two were selected for further development in the design solution. Based on the engineering documentation, the production of non-standardized components and assembly were ensured. Validation experiments demonstrated that the simulator enables the measurement of friction and tear film thickness at the contact area under the desired conditions, with both conforming and non-conforming types of contact. The contribution of this work lies in the construction of a new device that allows for measuring the coefficient of friction and film thickness during conforming contact, offering new opportunities in the study of human eye biotribology.

## KEYWORDS

simulator, human eye, coefficient of friction, conforming contact, tear film, fluorescent microscopy





## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

SNOPEK, Lukáš. *Konstrukce simulátoru pro studium tření a mazání oka* [online]. Brno, 2023 [cit. 2023-05-26]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/148689>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Martin Vrbka.



## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce prof. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a čas trávený na konzultacích. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Pavlu Čípkovi, Ph.D. a Bc. Ondřeji Valáškovvi za pomoc s validačními experimenty a naprogramováním řídicího systému. Na závěr bych chtěl poděkovat své rodině za podporu při studiu.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením prof. Ing. Martina Vrbky, 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

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>16</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>17</b>
2.1	Rešeršní metody	17
2.1.1	Vyhledávání zdrojů	17
2.1.2	Filtrování zdrojů	18
2.2	Lidské oko	19
2.2.1	Syndrom suchého oka	19
2.2.2	Umělé slzy	20
2.2.3	Interakce lidského oka s očním víčkem	20
2.3	Přehled dostupných simulátorů lidského oka	23
2.3.1	Reciproční tribometr The Beast	23
2.3.2	Přenosný tribometr Ducom Instruments	25
2.3.3	Kyvadlový simulátor	28
2.3.4	Simulátor mrkání	31
2.3.5	Komerční tribometry	34
2.3.6	Měření tloušťky slzného filmu	36
2.4	Shrnutí hlavních zjištění	37
2.4.1	Interakce oka s víčkem	37
2.4.2	Konstrukce tribologických zařízení	37
2.4.3	Volba materiálu pro model oka a víčka	40
2.4.4	Podmínky experimentů	40
2.5	Identifikace novosti a příležitosti	41
<b>3</b>	<b>CÍLE PRÁCE</b>	<b>42</b>
3.1	Vymezení problému	42
3.2	Cíle vývoje	43
<b>4</b>	<b>KONCEPČNÍ NÁVRH</b>	<b>44</b>
4.1	Analýza cílů	44
4.2	Specifikace omezení	46
4.3	Technická funkční analýza	46
4.4	Návrh alternativních řešení	48
4.4.1	Kritéria pro hodnocení alternativních řešení	48
4.4.2	Modul Athos	49

4.4.3	Modul Porthos	51
4.4.4	Modul Aramis	53
4.4.5	Modul D'Artagnan	54
4.5	Analýza alternativních řešení a výběr nejlepšího	56
<b>5</b>	<b>PŘEDBĚŽNÝ NÁVRH</b>	<b>57</b>
5.1	Matematický model	57
5.1.1	Volba modelu oka a návrh očního víčka	57
5.1.2	Návrh modelu očního víčka	58
5.1.3	Volba tenzometrických snímačů	60
5.2	Určení tvarů, rozměrů a materiálů	63
5.3	Odhad výrobních nákladů a objemu výroby	64
<b>6</b>	<b>DETAILNÍ NÁVRH</b>	<b>65</b>
6.1	Rotační modul Aramis	65
6.1.1	Mechanické prvky	66
6.1.2	Pohonné prvky	67
6.1.3	Vyhřívání	67
6.1.4	Kalibrační a bezpečnostní prvky	68
6.2	Reciproční modul D'Artagnan	69
6.2.1	Mechanické prvky	70
6.2.2	Pohonné prvky	71
6.2.3	Vyhřívání	72
6.2.4	Kalibrační a bezpečnostní prvky	72
6.3	Senzorika pro měření tření	73
6.3.1	Modul tření konfigurovaný pro rotační modul	74
6.3.2	Modul tření konfigurovaný pro reciproční modul	75
6.3.3	Polohování modulu pro měření tření	76
6.4	Fluorescenční mikroskopie	78
6.5	Rám a pracovní deska	79
6.6	Výroba a nákup komponent	81
6.6.1	Shrnutí výrobních nákladů a objemu výroby	81
6.7	Montáž	82
6.8	Elektrotechnika	82
6.8.1	Zapojení tenzometrů	82
6.8.2	Řízení	83
6.8.3	Ovládání	84

6.9	Validační experimenty	86
6.9.1	Dynamické parametry simulátoru	86
6.9.2	Fluorescenční mikroskopie	87
6.9.3	Měření součinitele tření	90
6.10	Hodnocení klíčových parametrů	94
6.10.1	Návrh podmínek experimentu	94
6.10.2	Návrh modelu oka a očního víčka	95
6.10.3	Konstrukce simulátoru, výroba a montáž	95
6.10.4	Validace simulátoru	96
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>98</b>
<b>8</b>	<b>VÝSLEDKY VÝZKUMU PODLE RIV</b>	<b>100</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>101</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>104</b>
10.1	Seznam použitých zkratk	104
10.2	Seznam použitých veličin	104
<b>11</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>105</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>108</b>
<b>13</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>109</b>

# 1 ÚVOD

V posledních letech výskyt syndromu suchého oka prudce stoupá a představuje závažný problém v oblasti oftalmologie. Toto onemocnění je spojeno s nedostatečnou produkcí slz, což vyvolává nepříjemné příznaky, včetně pálení, svědění a pocitu cizího tělesa v oku. Léčba tohoto syndromu se opírá o použití umělých slz, které pomáhají udržovat dostatečnou hydrataci očního povrchu. V této oblasti aktivně působí farmaceutická společnost Contipro a.s. ve spolupráci s výzkumnou skupinou Biotribology Research Group, která se specializuje na výzkum a vývoj umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové. Při provádění tribologických testů se výzkumná skupina potýkala s omezeními současných tribometrů. Komerční tribometr Bruker nedokáže měřit tloušťku slzného filmu, což je důležitý parametr při studiu tření a mazání oka. Na druhou stranu, tribometr The Beast, který byl navržen specificky pro testování této problematiky, nedokáže dosáhnout požadovaného tlaku při kontaktu s očním povrchem. Současné simulátory výzkumu syndromu suchého oka také čelí omezením v simulaci všech relevantních faktorů, jako je tlak v oku a rychlost pohybu. Tyto nedostatky představují výzvu pro další vývoj a zdokonalování simulátorů, které budou schopny přesněji reprodukovat komplexní podmínky očního povrchu a poskytovat relevantnější výsledky.

Tato diplomová práce se zabývá návrhem a konstrukcí simulátoru pro studium tření a mazání oka, který bude adresovat výše zmíněné nedostatky tribometrů výzkumné skupiny. Pro tento účel je v práci provedena rešerše dostupných simulátorů oka, dále návrh koncepčních řešení a matematického modelu, a nakonec návrh konstrukčního řešení, včetně popisu výroby, montáže a validačních experimentů. Cílem je vytvořit simulátor, který bude schopen přesně měřit součinitel tření a tloušťku slzného filmu a zároveň dosahovat požadovaných podmínek experimentu jako je kontaktní tlak, relativní rychlost a teplota lidského těla. Tím se zvýší přesnost a relevance výsledků studia tření a mazání oka, a přispěje se tak k dalšímu rozvoji léčby syndromu suchého oka.



## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Rešeršní metody

Rešeršní metodou v této diplomové práci byla tzv. systematická rešerše, pomocí níž bylo možné se seznámit s problematikou a získat dostatečné množství informací pro konstrukci simulátoru. V první řadě byl kladen důraz na analýzu tribologické dvojice (oka a očního víčka) z pohledu interakce. A také na materiály, kterými je možné jej nahradit při provádění experimentu. Dále bylo nezbytné prozkoumat již existující simulátory a tribometry, které byly využity v jiných studiích.

Pro začátek bylo důležité si vytvořit výzkumné otázky pro usnadnění a zefektivnění vyhledávání informačních pramenů. Tyto otázky vyplývají z požadavků a omezení produktu. Výzkumné otázky jsou:

- a) Jaké materiály zvolit pro model oka a očního víčka?
- b) Za jakých podmínek má být proveden experiment z hlediska zatížení a rychlosti?
- c) Jakým způsobem lze měřit součinitel tření mezi okem a očním víčkem?
- d) Jakým způsobem lze měřit tloušťku slzného filmu na povrchu oka?

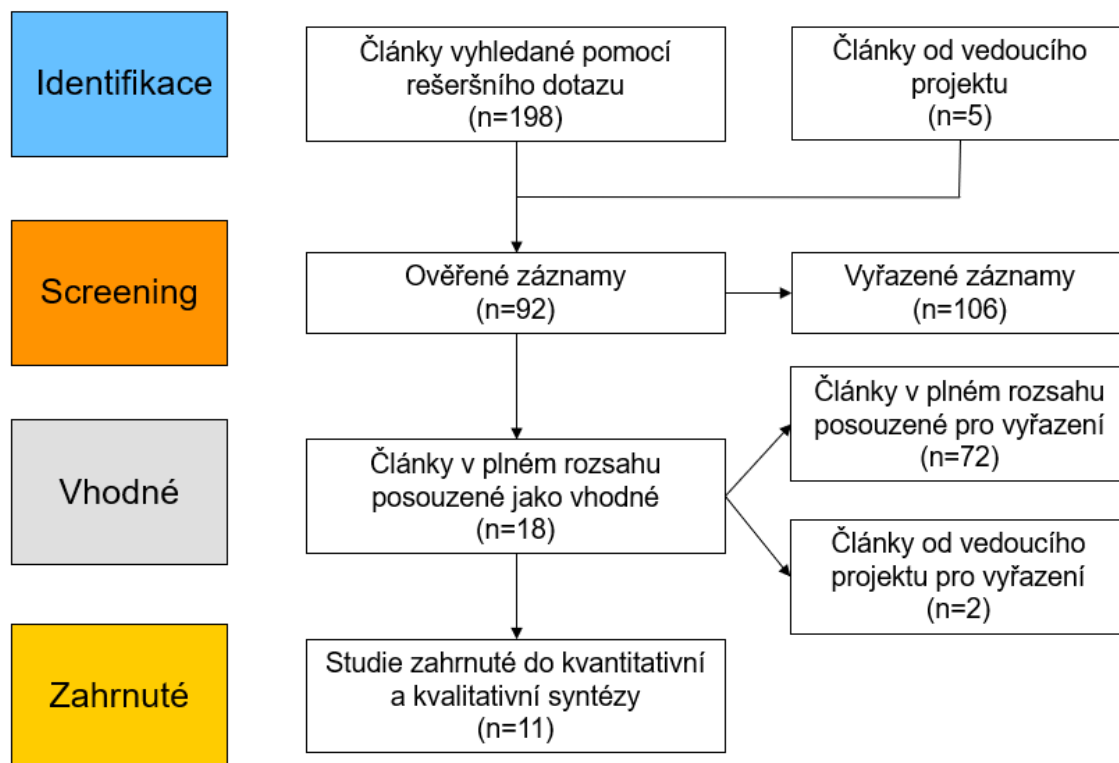
Hlavním cílem systematické rešerše bylo získání odpovědí, pomocí nichž by bylo možné zkonstruovat tribologický simulátor oka.

#### 2.1.1 Vyhledávání zdrojů

K nalezení zdrojů byly využity webové databáze Scopus, Scholar a Web of Science. Zde byly na základě výzkumných otázek vybrány klíčová slova, a z nich poskládány rešeršní dotazy. Tyto slova byly strategicky poskládány a pospojovány společně s Booleovými operátory „AND” a „OR”. Počet slov a jejich uspořádání bylo postupně rozšiřováno a zpřesňováno. Dalším způsobem, jakým byl zúžen počet dohledaných zdrojů, bylo vyhledávání pouze v sekcích: „Article title“, „abstract“ a „keywords“. V některých případech byl do vyhledávání zařazen i rozsah let, ve kterém byly prameny vydány. Cílem vyhledávání pomocí rešeršních dotazů bylo zúžit počet dohledaných pramenů na maximální počet 50 článků pro danou výzkumnou otázku. Další literární prameny byly získány od vedoucího projektu. K otázkám, týkajících se konstrukčních uzlů, byla následně ještě provedena patentová rešerše pomocí databáze Espacemen (jedná se o dotazy c) a d)). Avšak pro dané problematiky nebyly nalezeny žádné patenty.

## 2.1.2 Filtrování zdrojů

V následující části bylo nutné z dohledaných zdrojů vybrat články, které jsou pro konstrukční návrh simulátoru relevantní. Na obrázku 2-1 je schematicky zobrazen popis separace literárních zdrojů.

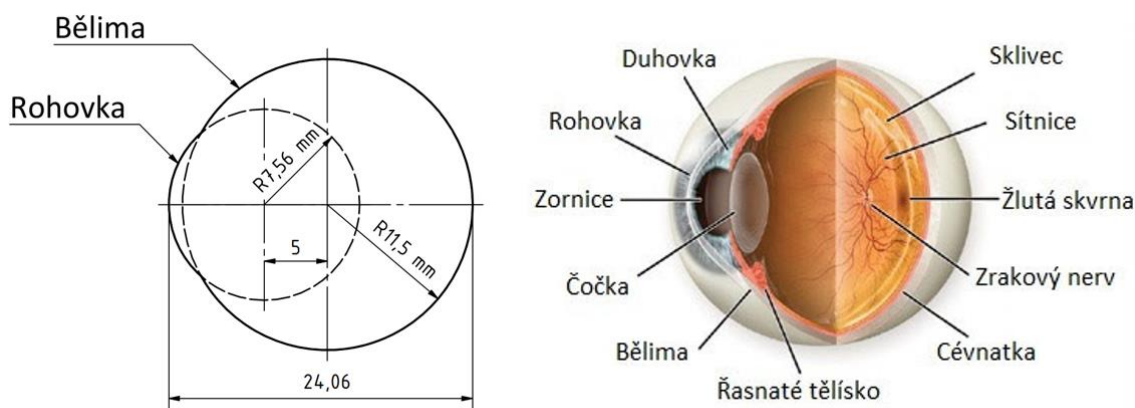


Obrázek 2-1 PRISMA diagram

V první části bylo v závislosti na názvech pramenů vybráno 92 článků, které byly následně detailněji analyzovány na základě přečtení abstraktů. Výsledkem této analýzy bylo zúžení počtu pramenů na 18 článků. Tyto články byly následně dohledávány v plném rozsahu. V případě některých starších pramenů, především dohledaných k výzkumné otázce týkající se měření tloušťky slzného filmu, bylo hledání literatury neúspěšné. Díky tomu, byl počet studovaných článků zúžen na 16 článků. Důraz při studii byl kladen na cíle prací, metody a materiály, a především na výsledky. Touto studií bylo dále vyseparováno 5 článků, které neměly pro výzkum významný přínos.

## 2.2 Lidské oko

Oko je jednou z nejdůležitějších smyslových orgánů v těle, jehož účelem je schopnost zraku. Oční bulva, která je pevně vsazená do očního důlku, je z velké části pokryta bílou neprůhlednou vrstvou, které se říká bělma. Pouze v místě, kudy do oka prochází světlo, se bělma mění v dokonale průhlednou rohovku [1]. Jelikož je anatomie oka velmi komplikovaná, zaměří se tato kapitola pouze na oblasti, které se týkají této diplomové práce. Pro lehčí představu stavby a geometrie oka je zde uveden obrázek 2-2.



Obrázek 2-2 Vlevo Geometrie oka (Inspirováno obrázkem v článku [2]), vpravo Popis částí [3].

### 2.2.1 Syndrom suchého oka

Syndrom suchého oka je onemocnění charakterizované očními symptomy a změnou očního povrchu, které jsou vyvolány nestabilitou slzného filmu nebo jeho hyperosmolaritou [4, 5]. Jinými slovy, nedochází k dostatečnému zvlhčení povrchu oka. To má za následek podráždění, nepříjemné pálení, zarudnutí očí a v některých případech i zhoršení zraku [6]. Příčinou této nemoci obvykle bývá nepříznivé prostředí (suchý vzduch, ozon, vítr, kouř z cigaret) a také nadměrné používání multimediálních zařízení (mobilní telefon, tablet, monitor od PC a notebooku). Při používání těchto zařízení se snižuje frekvence mrkání, což má za následek nedostatečné promazávání povrchu oka. Mnohé studie zjistily, že nemoc např. cukrovka, chronická revmatitida, a užívání některých léků (hormonální antikoncepce, antihistaminika, antidepresiva) může mít vliv na vznik a průběh syndromu suchého oka [5]. Tato nemoc se dále rozděluje na čtyři stupně, od subjektivních bez poškození očního povrchu až po těžká poškození očního povrchu [4]. Pro léčbu 1. a 2. stupně se využívají především umělé slzy.

## 2.2.2 Umělé slzy

Umělé slzy nahrazují vodnou složku slzného filmu. Jejich základem jsou deriváty přírodních polymerů (celulóza) a syntetických polymerů (polyvinylové a polyvinylalkoholové) [5]. U lehkých průběhu nemoci (stupeň 1) se obvykle používají umělé slzy s konzervačními látkami (benzalkonium chlorid, thiomersal), jenž doba užívání by neměla překročit 4 týdny. Pro horší případy je kvůli častější aplikaci doporučováno používat slzy bez konzervačních látek. Volí se umělé slzy s vyšší viskozitou obsahující soli kyseliny hyaluronové [5]. Aktuálně je nejběžnější aplikace umělých slz v podobě očních kapek, které se aplikují na spodní víčko. Tyto kapky jsou poté pomocí mrkání snadno rozprostřeny a vstřebány. Účinná látka následně vstupuje do rohovky prostřednictvím pasivní difuze [7].

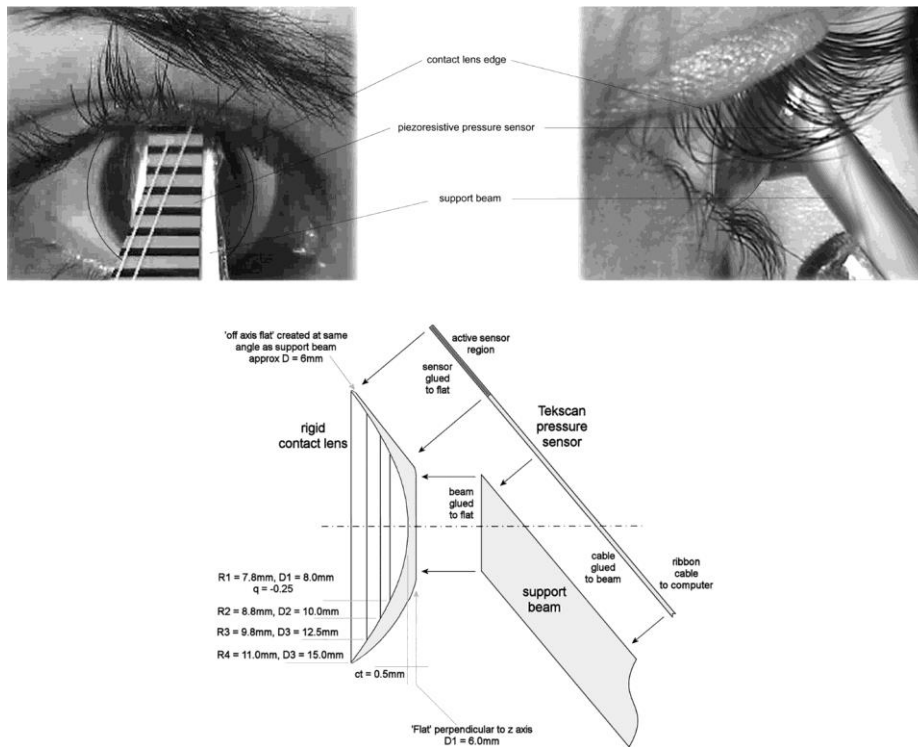
### Kyselina hyaluronová

Umělé slzy, které budou součástí testování validačních experimentů, jsou na bázi kyseliny hyaluronové, dále jen HA (hyaluronic acid). Tato látka je přirozeně se objevující glykosaminoglykanový polymer tvořený opakujícími se disacharidy D-glukoronikové kyseliny a N-acetyl-D-glukosaminy spojenými pomocí glukoronidových  $\beta$  (1->3) vazeb [8]. HA dokáže, díky svým viskoelastickým vlastnostem, zároveň mazat povrch očí a snižovat tření během mrkání. Další výhodnou vlastností pro léčbu syndromu suchého oka je schopnost na sebe vázat vodu. Zároveň působí protizánětlivě a má hojivé účinky, což je velkou výhodou HA oproti dalším polymerům [5].

## 2.2.3 Interakce lidského oka s očním víčkem

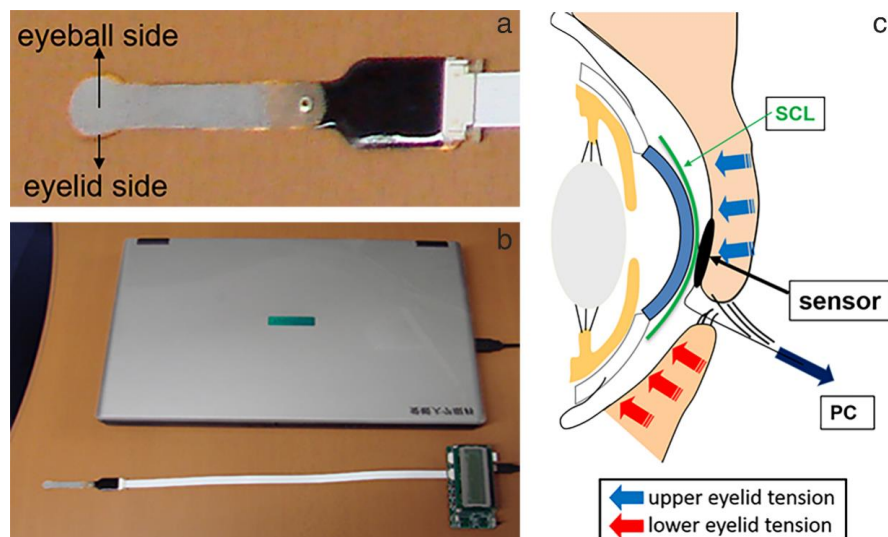
### Tlakové charakteristiky

Při vzájemném pohybu oka a víčka, působí na povrch oka tlakové (silové) působení, a to jak při mrkání, tak i při dlouhodobém zavření očí. Tlak na povrchu oka není ve všech místech identický, jelikož rohovka, přes kterou přejíždí horní víčko, je lehce vystouplá. Proto lze očekávat že na rohovku, případně oční čočku bude působit větší tlak. Ve studii vytvořené ve Queensland University of Technology School of Optometry [1] se touto problematikou zabývali. Experiment pro zjištění průměrného tlaku byl proveden na 11 studentech (7 ženách a 4 mužích) různých národností ve věku v rozmezí 22–30 let. Experiment byl proveden za použití tlakových čidel, které byly studentům zasunuty pod horní víčko viz obrázek 2-3. Pomocí těchto experimentů, byl naměřen průměrný tlak v kontaktu víčka a oka  $3,8 \pm 0,7$  mm Hg, což je v přepočtu  $506,63 \pm 93,3$  Pa.



Obrázek 2-3 Fotografie instalace tlakového senzoru a schéma sestavy snímače [1].

Další studie, vedená Masahikem Yamaguchim [9], porovnává tlakové působení a povrchové vady v místě kontaktu zdravého člověka a pacienta se suchými očima. V této studii prokázali, že tlak u pacientů se suchými očima je podstatně vyšší než u zdravého člověka. Experiment byl proveden podobným způsobem, jako v předchozím výzkumu, viz obr. 2-4 na další straně. Zkoumaný subjekt (osoba) má na oku uloženou kontaktní čočku a následně je mezi čočku a horní víčko vložen senzor. Na rozdíl od předchozích experimentů, zde je měřen tlak při zavřeném oku.

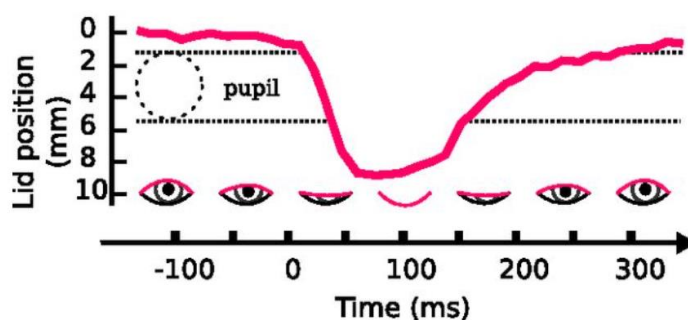


Obrázek 2-4 Installation of pressure sensor [9].

Pomocí těchto experimentů byla naměřena průměrná hodnota tlaku pod horním víčkem zdravého člověka  $16.25 \pm 6.18$  mm Hg, což je v přepočtu  $2166,48 \pm 823,9$  Pa. Pod dolním víčkem  $16.39 \pm 6.82$  mm Hg ( $2185,15 \pm 900,3$  Pa). U pacientů se syndromem suchého oka byly naměřeny hodnoty pro horní víčko  $20.23 \pm 5.73$  mm Hg ( $2697,11 \pm 707$  Pa), pro dolní víčko  $19.55 \pm 6.58$  mm Hg ( $2606,45 \pm 877,3$  Pa).

### Dynamické charakteristiky

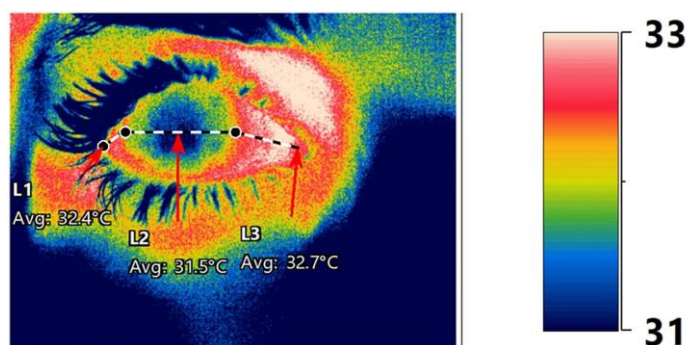
Další součástí zrakového ústrojí jsou dolní a horní víčka, která slouží k ochraně oka před nečistotami a pomocí reflexu mrkání k roztírání slzného filmu na povrchu oka. Člověk mrkne 15krát – 20krát za minutu, což znamená že při osmi hodinách spánku člověk denně mrkne 14 400krát – 19 200krát [10]. Samotné mrknutí je velmi rychlý děj, při němž víčka dosahují k průměrným obvodovým rychlostem přibližně  $160 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  [11]. Některé studie uvádí maximální rychlost víček i okolo  $250\text{-}280 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  [12, 13]. Na obrázku 2-5 je schématický graf, který zobrazuje polohu horního víčka v daném čase.



Obrázek 2-5 Grafické znázornění polohy horního očního víčka v závislosti na čase [14].

### Teplota na povrchu oka

Důležitým parametrem každého tribologického experimentu je teplota pozorované oblasti. Z tohoto důvodu byla dohledána studie, která se zabývala rozložením teplot na povrchu lidského oka. Pro tento účel byla využita kamera Therm-App Pro TH s 9 mm objektivem. Na obrázku 2-6 lze vidět termografickou mapu na povrchu oka. Jak lze vidět, teplota na povrchu rohovky je rovna  $31,5^\circ\text{C}$  a v oblasti bělimy vzrůstá na teplotu  $33^\circ\text{C}$ .



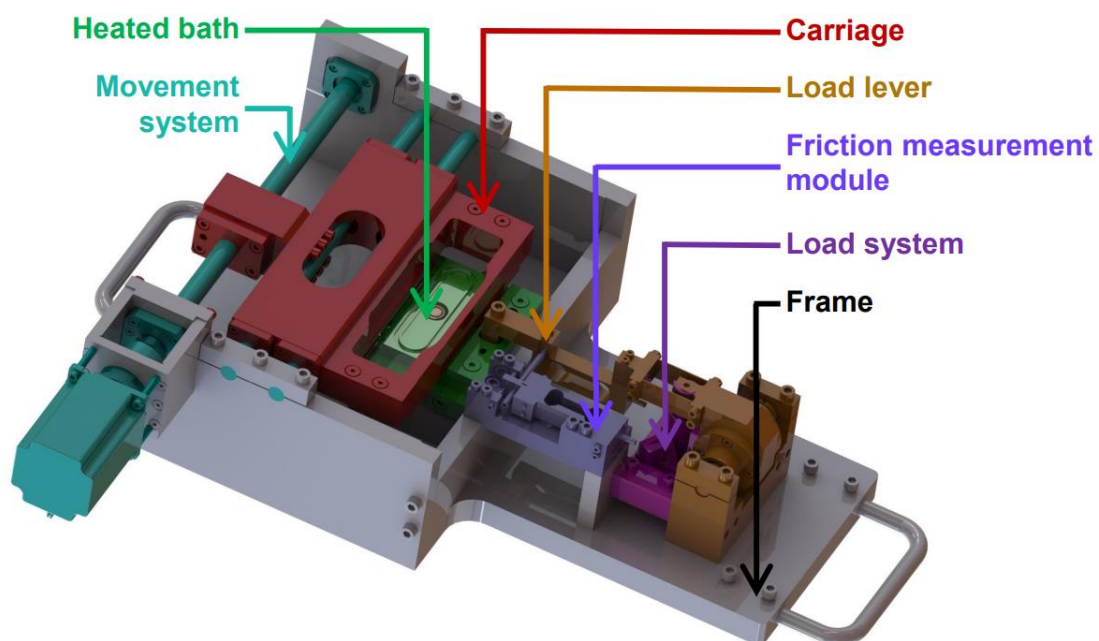
Obrázek 2-6 Termografická mapa lidského oka pořízená kamerou Therm-App Pro [15].

## 2.3 Přehled dostupných simulátorů lidského oka

V této kapitole jsou podrobněji popisovány simulátory a tribometry, které byly dosud používány ke zkoumání interakce mezi okem a víčkem, měřením součinitele tření, dále COF (coefficient of friction) a měření tloušťky slzného filmu, dále psaného jako TFT (tear film thickness). Kromě toho jsou v kapitole uvedeny informace o použitých materiálech pro model oka a víčka, parametry, které byly praktikovány při vědeckých experimentech, a výsledky z daných výzkumů.

### 2.3.1 Reciproční tribometr The Beast

Prvním prozkoumaným zařízením byl reciproční tribometr, používaný výzkumnou skupinou Biotribology Resource Group. Tento tribometr byl sestaven v roce 2020 doktorem Pavlem Čípem a do současnosti byl využíván jak v problematice tribologie v lidském oku, tak i v tribologii kyčelních a kolenních náhrad. Tento tribometr umožňuje současně měřit COF a TFT fluorescenční mikroskopií. Na obrázku 2-7 je zobrazeno schéma tribometru The Beast.

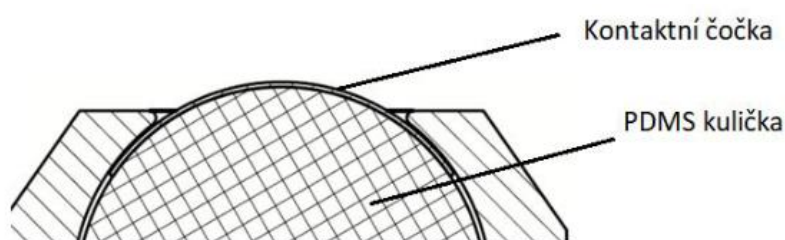


Obrázek 2-7 Schéma konstrukce recipročního tribometru The Beast [16].

Tvrzený rám je základem tribometru, na který jsou namontovány všechny ostatní komponenty. Vozík (na obrázku červeně) je pohyblivou částí, na kterou je umístěna skleněná deska a který provádí reciproční pohyb po vodicích tyčích. Přesné vodicí tyče v kombinaci s kuličkovým šroubem a kuličkovými ložisky v tělese vozíku poskytují velmi přesný pohyb bez radiálního a axiálního vůle. Vyhřívaná vana umožňuje zaplavení a doplnění kontaktu mazivem. Těsnění je připevněno ke skleněné desce a k vaně, aby se zabránilo úniku maziva. Testovaný vzorek (pin) je namontován na konci páky, pomocí které se aplikuje zatížení. Druhý konec páky je umístěn v předpjatých kuličkových ložiscích. Toto uspořádání umožňuje rotaci kolem osy bez vůle a také vylučuje radiální vůli. Napěťový snímač je připojen k deformovatelnému členu, který poskytuje dostatečnou deformaci způsobenou nízkou třecí silou a vysokou tuhostí ve svislém směru (směru zatížení) zároveň. První tenzometrický snímač se používá pro měření zatížení, druhý pro měření třecí síly. Celý tribometr je umístěn pod fluorescenčním mikroskopem na nastavitelném stole. [16, 17]

### Modely očí a očních víček

V případě testování očních kapek byl doposud model oka tvořen silikonovou kuličkou o průměru 17 mm s nasazenou kontaktní čočkou. Kulička společně s čočkou byla následně umístěna v nerezovém upínači na konci páky tribometru. Jelikož tribometr pracuje na převrácené konfiguraci pin-on-plate, tzn. že pin je k rovinné transparentní destičce tlačen zespod, nebylo možné použít pro model víčka materiál, který by umožnil simulovat reálné oční víčko a bylo zároveň transparentní. Proto byla protikusem, otíraným o model oka, transparentní PMMA destička. Z tohoto důvodu se jednalo o měření tření a TFT s nekonformním kontaktem.



Obrázek 2-8 Fotografie recipročního tribometru The Beast [5].

### Parametry experimentu

Dosavadní výzkum byl prováděn se zatěžující silou 0,3 N, což na základě numerické analýzy odpovídá kontaktnímu tlaku 83 kPa. Relativní rychlost otírané destičky byl  $80 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  při vykonané dráze pohybu 20 mm. Frekvence pohybu odpovídala 2 Hz a samotný experiment byl prováděn po dobu 25 sekund. Umělé slzy byly pomocí vyhřívané vany zahřáty na teplotu  $37 \text{ }^\circ\text{C}$ .



## Naměřená data

V současné době probíhá výzkum prováděný Bc. Vlastimilem Kulíškem, jehož výstupem bude diplomová práce a vědecký článek. Jelikož je jeho diplomová práce i článek publikován ve stejnou dobu jako tato diplomová práce, nelze zde jeho výsledky uvádět. Přesto budou výsledky Bc. Kulíška, na základě osobní dohody, brány jako verifikační pro ověření funkce nového tribologického zařízení.

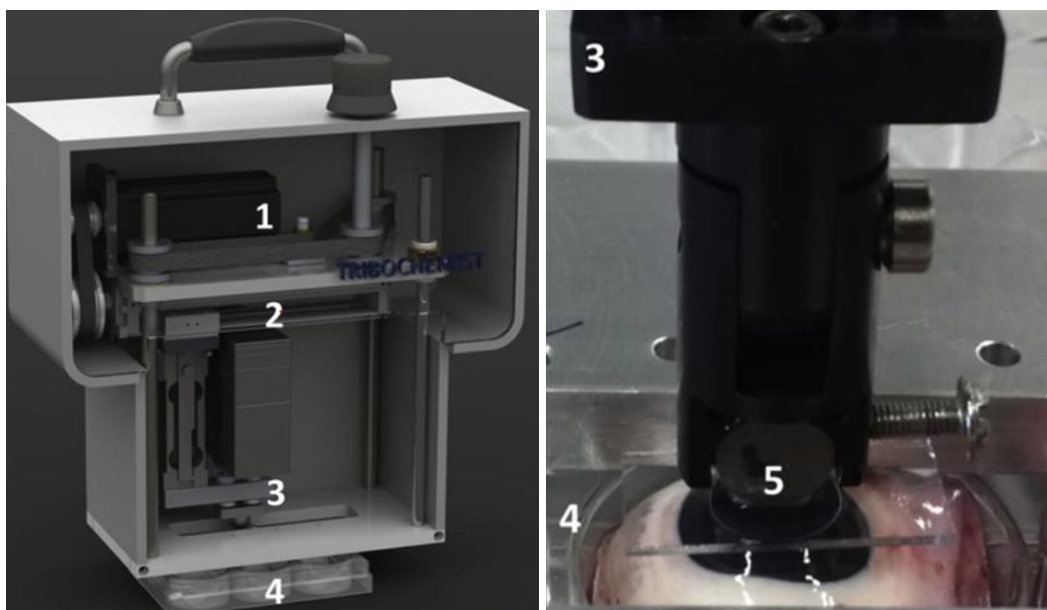
## Shrnutí konstrukce a parametrů experimentu

Tribometr The Beast disponuje přesnou mechanikou a citlivými senzory, díky čemuž umožňuje velmi přesně a efektivně měřit COF mezi kontaktem transparentní rovinné destičky a zkoumaným vzorkem. Pro pohyb vozíku byl v tribometru použit kuličkový šroub se stoupáním 10 mm, což umožňuje dosáhnout rychlostí až  $100 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . Zásadní nevýhodou zařízení je poloha pinu (vzorku) vůči transparentní desce. Kvůli této poloze musí být kontakt včetně upínače a části ramene ponořen ve vaně s mazivem. Množství maziva (testovaných umělých slz) potřebného pro jeden experiment je přibližně 100 ml. To má za následek vysoké cenové náklady na experiment.

Parametry experimentu, které doposud definovali testování byly: kontaktní tlak, rychlost relativního pohybu, frekvence, dráha a teplota. Pokud bychom uvažovali testování umělých slz na tribometru jako simulaci interakce oka s víčkem, tedy mrkání, vyhovujícím parametrem by nebyl žádný z uvedených. Kontaktní tlak 83 kPa byl přibližně dvacetinásobný oproti reálnému tlaku a rychlost relativního pohybu dvakrát pomalejší. Teplota  $37 \text{ }^\circ\text{C}$  je sice udávána jako průměrná teplota lidského těla, avšak na povrchu oka je teplota umělých slz okolo  $33 \text{ }^\circ\text{C}$ . Z hlediska požadovaných parametrů pro simulaci reálného oka a víčka je tribometr The Beast nevyhovující.

### 2.3.2 Přenosný tribometr Ducom Instruments

V roce 2015 se profesorka Raquel Aires-Barros a její tým zaměřili v rámci studie [18] na poškození prasečí rohovky v důsledku tření. Cílem bylo detailněji prozkoumat, jak složení umělých slz ovlivňuje součinitel tření při použití prasečí oční bulvy. K tomuto účelu byl použit přenosný tribometr od společnosti Ducom Instruments, který je znázorněn na obrázku 2-9.



Obrázek 2-9 Přenosný tribometr Ducom Instruments; 1) pohon krokovým motorem, 2) lineární vedení, 3) třecí modul, 4) platforma, 5) skleněná destička v upínači vzorků. [18]

Tribometr se skládá ze čtyř hlavních částí. První je krokový motor, který zajišťuje přes řemenový převod rotaci kuličkového šroubu. Druhou částí je lineární vedení, v němž se nachází vozík, k němuž je připevněn třecí modul. Reciproční pohyb modulu je řízen kuličkovým šroubem. Třetí částí je samotný třecí modul, který za pomoci tenzometrického snímače zaznamenává třecí sílu. Dále tento modul obsahuje upínač vzorku (skleněné destičky), který je umístěn přes čepy ve dvou lineárních kluzných ložiskách. Na tyto čepy je z horní části připevněno závaží pro zajištění požadované normálové síly. Poslední částí je statická platforma, v níž je uložen druhý zkoumaný vzorek, v tomto případě prasečí oční bulva.

#### Modely očí a očních víček

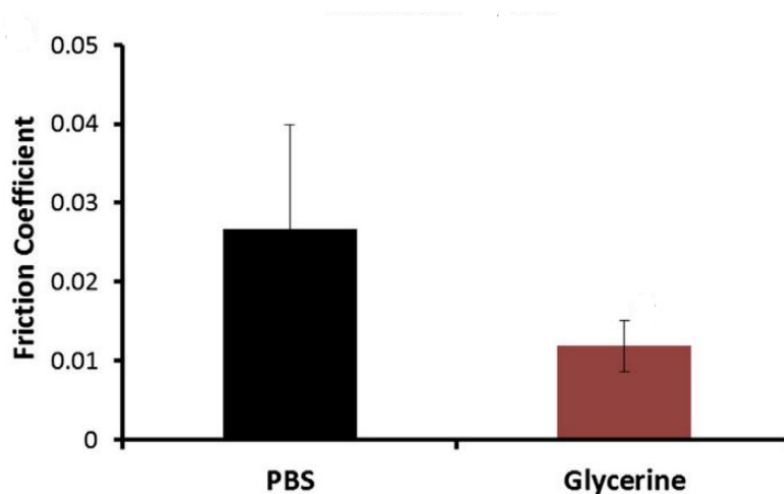
V případě této studie byla jako model lidského oka použita prasečí oční bulva. Ta byla umístěna v baňce, připevněné k platformě tribometru. Model očního víčka zde představuje skleněná destička s rovinnou třecí plochou. Jelikož se geometrie modelů v místě styku zásadně liší, jedná se tak o kontakt nekonformní.

#### Parametry experimentu

Z metod provedeného výzkumu bylo zjištěno, že při experimentech byla zatěžující síla stanovena na 450 mN s plochou kontaktu 41 mm<sup>2</sup>. Z toho vyplývá že kontaktní tlak odpovídá přibližně 11 kPa, což bylo vypočteno vydělením aplikovaného zatížení kontaktní plochou [18]. Z hlediska rychlosti byl krokovým motorem vygenerován reciproční pohyb o velikosti 0,5 mm·s<sup>-1</sup> o dráze 5 mm. Experimenty byly prováděny při pokojové teplotě.

## Naměřená data

Ve studii byly testovány dva typy maziv, fyziologický roztok s fosfátovým pufrům (PBS) a 1% glycerinový roztok. Jak ukazuje graf na obrázku 2-10, V případě použití glycerinového roztoku byly naměřené hodnoty COF přibližně o 50 % nižší. Molekuly glycerinu se pravděpodobně vážou na vodu, muciny a epiteliální buňky a tím zlepšují jak stlačovací film, tak hraniční lubrikaci [18]. Zároveň zjistili pomocí konfokální mikroskopie, že glycerinový roztok snižuje poškození epiteliálních buněk o 50 % ve srovnání s fyziologickým roztokem s fosfátovým pufrům [18]. Výsledné hodnoty COF pro PBS byly 0,026 a pro glycerinový roztok 0,011.



Obrázek 2-10 Grafické znázornění součinitele tření pro fyziologický roztok s fosfátovým pufrům (PBS) a 1% glycerinový roztok (Glycerine) [18].

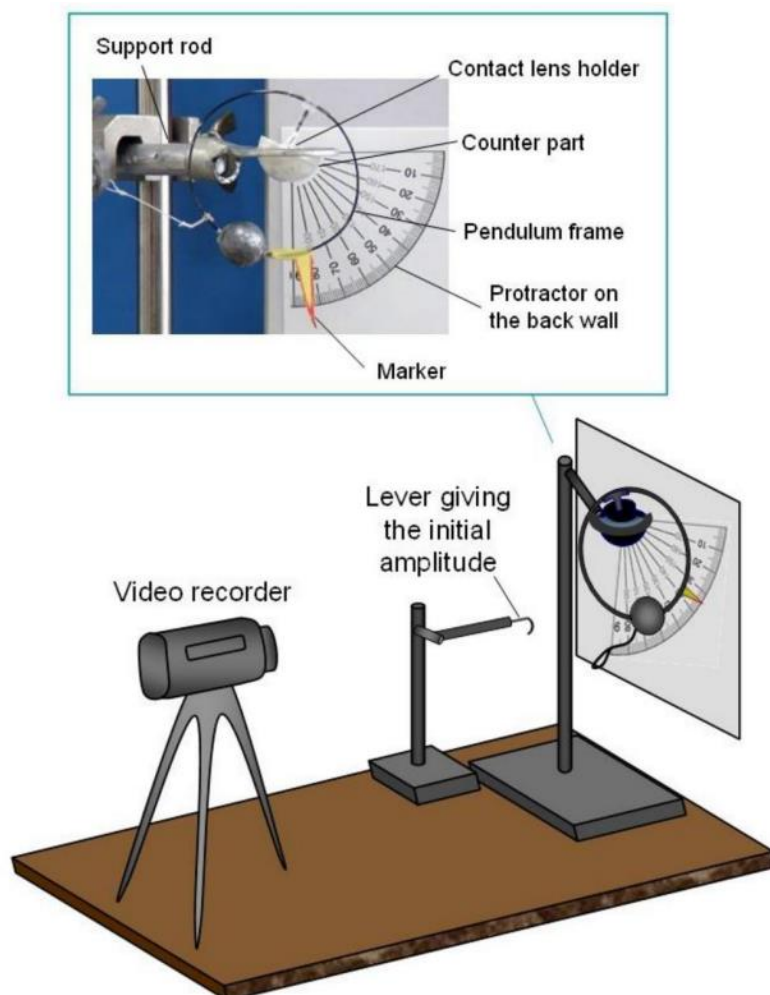
## Shrnutí konstrukce a parametrů experimentu

Tribometr od společnosti Ducom Instruments byl navržen jako přenosný tribometr, kde hlavní pohyb vykonává třecí modul s upnutým vzorkem (pinem). Výhodou zařízení je jednoduchá konstrukce, kde pro záznam třecí síly je použit tenzometrický snímač a pro požadované zatížení závaží, tzn. mrtvá váha. Nevýhodou tohoto zařízení může být samotný pohyb třecího modulu, kdy vyšší rychlosti mohou způsobit nárůst hybnosti závaží, a tak i ovlivnit velikost síly působící na tenzometrický snímač. Zároveň by vyšší rychlosti mohli působit vibrace, které by následně mohli ovlivnit funkci záznamu snímače.

Z hlediska kontaktního tlaku, který studie udává, je velikost hodnoty blízká reálným hodnotám, ke kterým dochází mezi lidským okem a očním víčkem. Na druhou stranu je velikost této hodnoty pouze orientační. Je pravděpodobné že ve středu kontaktu byla hodnota tlaku mnohem vyšší, a s rostoucí vzdáleností od středu klesala. Rychlost pohybu byla pouhých  $0,5 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ , což je několika násobně nižší rychlost, než tomu je u lidského víčka při mrkání. Důvodem této nízké rychlosti byly pravděpodobně rychlostní limity přístroje. Teplota vzorků při experimentu nebyla nastavena na teplotu lidského těla.

### 2.3.3 Kyvadlový simulátor

Profesor Mabuchi z Tokijského technologického institutu v Japonsku se věnoval vývoji laboratorního zařízení pro měření tření mezi modelem oka a víčka. V jeho publikaci [7] podrobně popisuje vývoj a metody měření kyvadlového simulátoru, který je zobrazen na obrázku 2-11. Součástí vývoje byl i výzkum v oblasti měření tření za použití umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové.



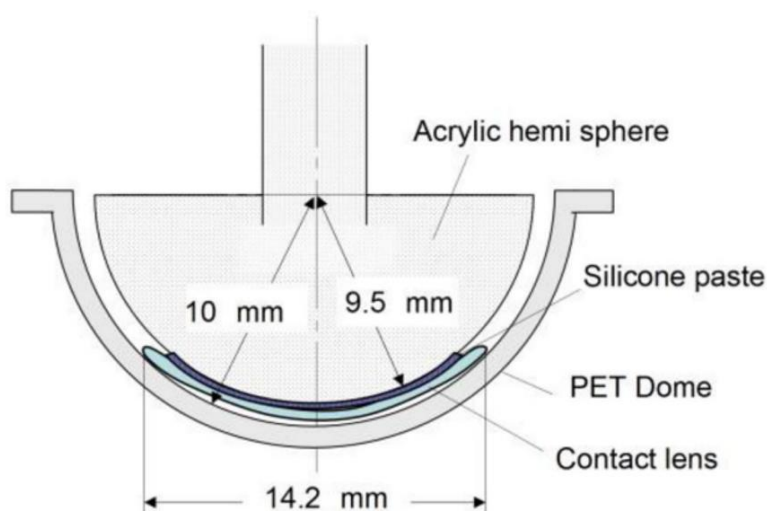
Obrázek 2-11 Schéma kyvadlového simulátoru pro studium tření oka [11].

Kyvadlový simulátor tvoří tři hlavní části. Kyvadlo, jenž v tomto případě představuje obruč. Ložisko, které je tvořeno tribologickou dvojicí (model oka a model víčka). A závaží, které generuje požadované zatížení a určuje polohu těžiště. Kyvadlo je pevně zafixováno k modelu oka, které je uloženo v modelu víčka. Víčko má tvar kulové jamky a je připevněné k ocelovému rámu. Součástí simulátoru je dále spouštěcí mechanismus, jehož účelem je natažení kyvadla do požadované polohy a následné spuštění. V pozadí kyvadlového simulátoru je připevněný úhломěr, jehož střed se nachází v ose rotace. Pro znázornění aktuální polohy je na kyvadle umístěna šipka, která svým hrotem kopíruje trajektorii stupnice úhломěru.

Princip měření tření je následovný. Kyvadlo je vychýleno do požadované polohy a následně spuštěno. Vlivem tření modelu oka a víčka vzniká třecí moment, který způsobuje postupný útlum kyvných pohybů, tzn. že z energetické bilance mezi ztrátou třením a poklesem potenciální energie kyvadla vychází součinitel tření [11]. Ze záznamu experimentu pak lze následně vyhodnotit útlumovou křivku z níž lze analyticky dopočítat COF. Velikost úhlové rychlosti a frekvence kyvů je závislá na poloze těžiště kyvadla a úhlu vychýlení.

### Modely oka a očního víčka

V prvotních experimentech byla jako model víčka použita akrylátová polokoule o poloměru 9,5 mm, viz obrázek 2-12. Dále byla na model přilepena kontaktní čočka, která simulovala rohovku. Před podstoupením testu tření byla kontaktní čočka opláchnuta fyziologickým roztokem, aby se odstranil veškerý zbytkový obalový roztok. Jako model očního víčka byla použita vylisovaná jamka z polymerového materiálu PET (polyethylentereflatát) o vnitřním poloměru 10 mm. Průměr kontaktní plochy odpovídal přibližně 14,2 mm.



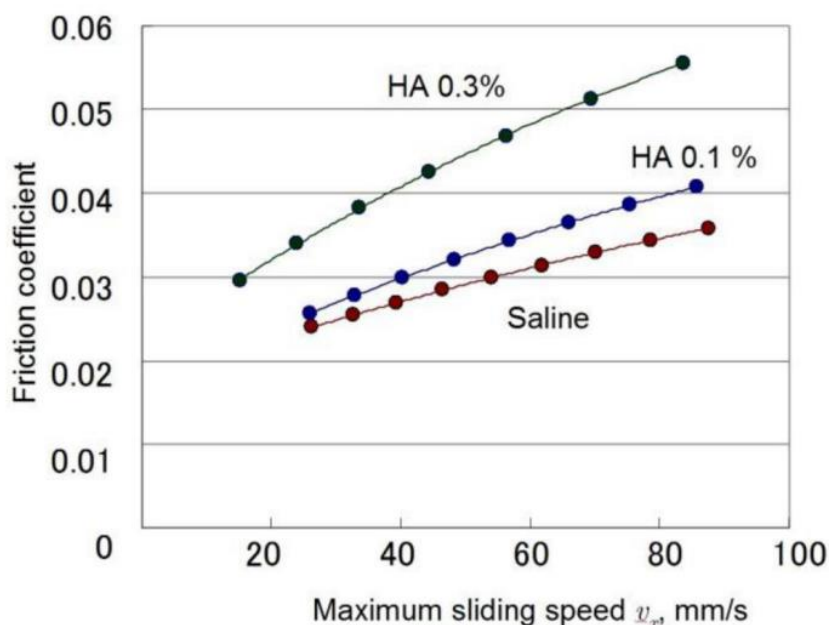
Obrázek 2-12 Schéma modelu oka a očního víčka včetně rozměrů [11].

### Parametry experimentu

Kyvadlový simulátor díky své konstrukci s hmotností 17,2 g umožnil měřit tření s kontaktním tlakem 1,1 kPa. Tomuto ideálnímu tlaku přispěl velká kontaktní plocha o průměru 14,2 mm, což je přibližný průměr kontaktní čočky. Z dynamického hlediska umožnilo kyvadlo s těžištěm 27 mm od středu rotace obvodovou rychlost  $90 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . Všechna měření byla prováděna v místnosti, ve které byla teplota a vlhkost udržována na konstantních úrovních  $25,3 \pm 0,6 \text{ }^\circ\text{C}$  a  $56 \pm 3,5 \%$ .

## Naměřená data

Součástí studie bylo měření tření v kontaktu za přítomnosti 3 typů maziv, fyziologický roztok s 0% HA, a roztoky s 0,1 % HA a 0,3 % HA. Cílem měření bylo jak měření součinitelů tření, tak i ověření závislosti velikosti COF na rychlosti pohybu. Studie skutečně tuto závislost ověřila, jak lze vidět v grafu na obrázku 2-13. Na grafu lze vidět že s rostoucí obvodovou rychlostí, roste i hodnota COF. Taktéž lze vidět, že s narůstajícím obsahem HA v roztoku, narůstá tření. Co se týče naměřených hodnot při maximální obvodové rychlosti  $90 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , hodnoty COF pro roztoky 0% HA, 0,1 % HA a 0,3% HA byly  $0,036\pm 0,003$ ,  $0,039\pm 0,003$  a  $0,050\pm 0,007$ .



Obrázek 2-13 Graf závislosti součinitele tření na rychlosti pohybu [11].

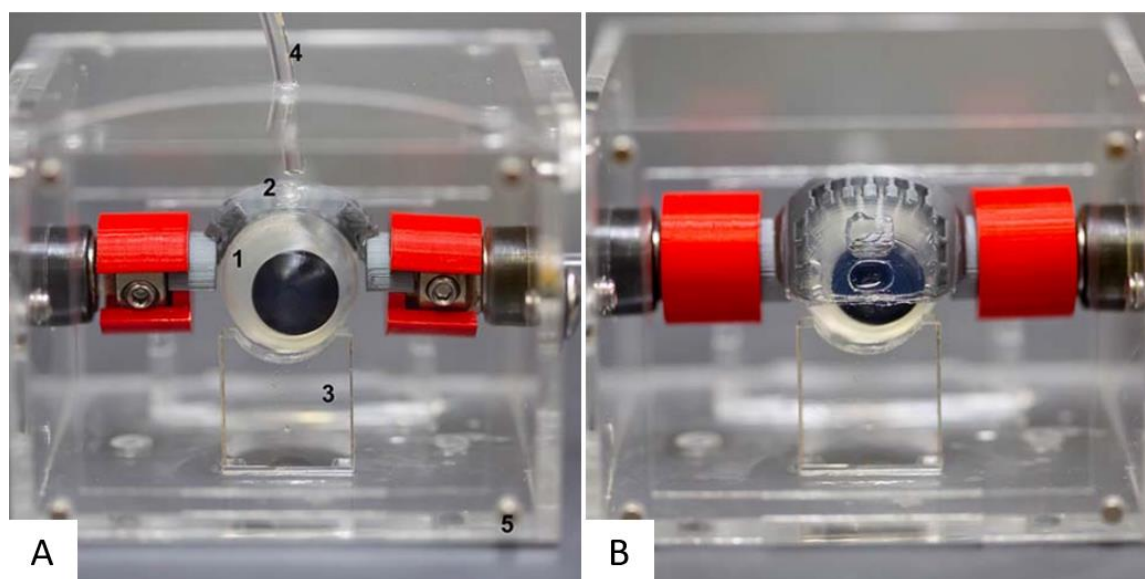
## Shrnutí konstrukce a parametrů experimentu

Simulátor prof. Mabuchiho disponuje velmi prostou a odlehčenou konstrukcí, která umožňuje efektivně a zároveň přesně měřit součinitel tření. Pohyb kyvadla je generován potenciální energií dodanou na počátku experimentu, a proto není zapotřebí žádných pohonných prvků. Pro pozorování experimentu a záznam polohy byla pro experimenty využita videokamera, která snímala pohyb šípky na úhlověměru. Tento způsob záznamu je sice jednoduchý, avšak může být i nevýhodou. Při vyhodnocení útlumové křivky je totiž zapotřebí průzkumu celého záznamu, při němž osoba zodpovědná za experiment musí ve snímčích záznamu dohledávat maxima vychýlení a vyčíst jejich úhel vůči středu otáčení. V tomto procesu může do měření osoba zanechat chybu, a tak i ovlivnit výslednou hodnotu součinitele tření.

Jako model oka byla použita akrylátová koule s nasazenou kontaktní čočkou, čímž se model blízce podobá reálnému oku. Oční víčko bylo nahrazeno kulovou PET jamkou, která společně s geometrií modelu oka vytvářela konformní kontakt. Díky tomu, byl kontaktní tlak identický s reálným okem. Nejvyšší obvodová rychlost na povrchu oka byla při vychýlení  $29^\circ$  a vzdálenosti těžiště  $27\text{ mm}$  přibližně  $90\text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , což se blíží průměrným hodnotám obvodové rychlosti horního víčka při mrkání. Na druhou stranu je této rychlosti dosáhnuto pouze při prvním kyvu. S každým dalším dochází k postupnému snížení obvodové rychlosti, a tak i ke vzdalování od reálných podmínek. Teplota, při níž byly experimenty prováděny, neodpovídala teplotě oka na povrchu.

### 2.3.4 Simulátor mrkání

V roce 2019 publikoval doktor Chau-Minh Phan studii, kde se zabýval vývoj modelu oka s fyziologickým mechanismem mrkání [19]. Cílem vývoje bylo do výzkumu v oblasti testování očních kapek přinést nové zařízení, které by umožnilo nahradit stávající *in vivo* výzkum. Na obrázku 2-14 je zobrazen model mrkání, který pro tento účel byl sestaven. Toto zařízení bylo navrženo pro pozorování vývoje slzného filmu na povrchu oka koherentní topografií a neumožňuje tedy měřit tření v kontaktu. Jedním z prvků pozorování bylo měření doby rozpadu slzného filmu, dále jen TBUT (tear break-up time) a měření TFT.



Obrázek 2-14 (A) Plně sestavený mrkací model: 1) oční bulva, 2) oční víčko, 3) spodní víčko, 4) hadička připojená k mikrofluidní pumpě, 5) akrylová komora. (B) Oční víčko v zavřené poloze [19].

Tento simulátor mrkání se skládá z pěti hlavních částí. První částí je model oka, který je staticky zafixován. Druhou částí je model horního víčka, který je pomocí dvou unašečů (zobrazených červeně na obrázku) připevněn ke dvěma krokovým motorům. Třetí částí je model dolního víčka, který podpírá model oka. Dále je připojena hadička k povrchu oka, která slouží k simulaci slzných kanálků, a tedy k přívodu testovaných umělých slz. Poslední částí je komora tvořená akrylátovými deskami. Pohonnou jednotku tvoří krokové motory NEMA 17, připojené k vývojové desce od firmy Arduino.

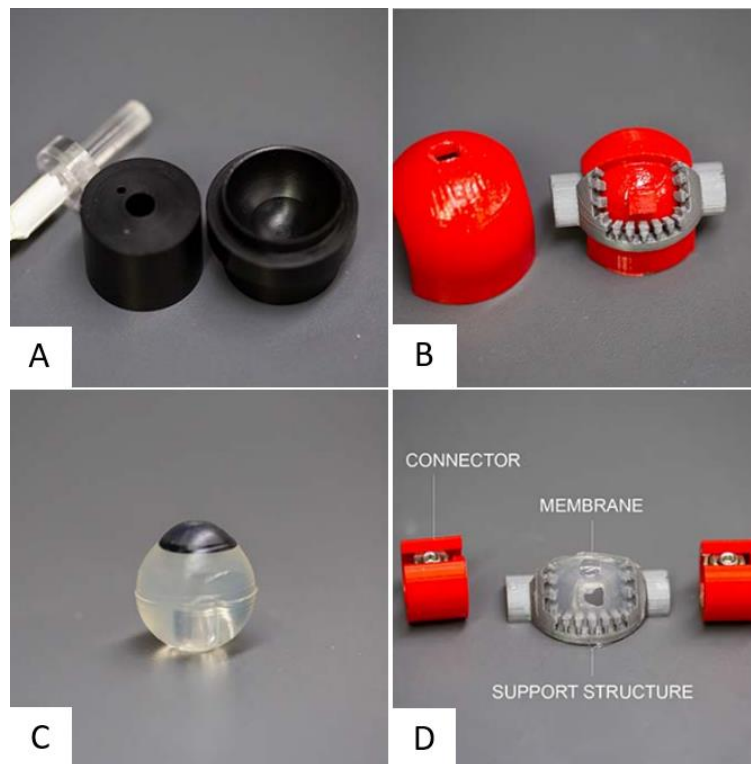
Průběh experimentu byl následující. Na model víčka bylo aplikováno malé množství umělých slz a následně došlo k mrknutí, čímž byl rozetřen slzný film po celém povrchu modelu oka. Poté byl povrch oka nahráván kamerou s koherentní topografií. Experiment byl opakován několikrát v pravidelných intervalech. V této simulaci se však na rozdíl od předchozích simulátorů nezjišťovala TFT mezi modelem oka a víčka, ale pouze na povrchu oka při „otevřeném oku“, tzn. v době kdy byl model víčka v horních polohách.

### Modely oka a očního víčka

Pomocí CNC obrábění a 3D tisku byly vyrobeny formy do nichž byly z materiálu PVA odlity modely očí a modely víček, viz obrázek 2-15. Při odlévání modelu oka byl do formy ještě vložen černý plastový disk, který simuloval duhovku a zároveň fungoval jako kontrastní člen při pozorování koherentní topografií. Průměr oka byl roven 22,5 mm. Model horního víčka byl odlit ve tvaru membrány, zafixované v plastové kostře. Membrána měla kulový konvexní tvar v jejíž středu byl umístěn otvor. Tento otvor sloužil jako slzný kanálek, do kterého byly vlévány umělé slzy.

Ve studii byly pro model oka a víčka testovány materiály dimethylsulfoxid a PVA o čtyřech molekulových hmotnostech 89 až 98,85 až 124,130 a 186 kDa. PVA byl přidán do směsného rozpouštědla dimethylsulfoxidu a vody (8:2), aby se dosáhlo rozmezí koncentrací mezi 5 % a 30 % hmotnost/objem (w/v) [19]. Směs se lehce míchala po dobu 5 minut a poté se zahřála v troubě na 115 až 120 °C, po dobu 3 hodin. Po zahřívací periodě se roztok PVA stal viskózním a čirým. Horký roztok byl odlit do formy a nechal se gelovatět při teplotě – 30 °C po dobu 3 hodin [19]. Černý plastový disk, používaný k simulaci duhovky, byl umístěn do oční bulvy během procesu formování. Výsledné gely byly poté rozmrazeny při pokojové teplotě po dobu 30 minut a vyjmuty z forem. Formulace PVA mezi 5 % a 10 % w/v vyžadují tři cykly zmrazování a rozmrazování, aby správně gelovatěly. Při volbě vhodného materiálu byly hlavními kritérii smáčivost povrchu, obsah vody a mechanické vlastnosti, které byly porovnávány s vlastnostmi hovězího oka, které se nejčastěji používá při simulaci lidského oka. Zvolený materiál byl na základě výsledků PVA 17,5 % w/v s molekulovou hmotností 89 až 98 kDa.





Obrázek 2-15 (A) CNC obráběné formy pro oční bulvu. (B) 3D tištěné formy pro vytvoření očního víčka. (C) Tvarovaná oční bulva. (D) Oční víčko z PVA. Oční víčko je podepřeno 3D tištěnou nosnou konstrukcí. Otvor v membráně umožňuje proudění slzné tekutiny do očního víčka [19].

### Parametry experimentu

Jelikož byl tento simulátor navržen pouze pro pozorování vývoje slzného filmu, nebyl při návrhu kladen důraz na nastavitelnost přesného zatížení. Z tohoto důvodu ve studii nebyl udán kontaktní tlak mezi modelem oka a modelem víčka. Na druhou stranu, je díky elastickému membránovému modelu víčka zajištěn konformní kontakt a je tedy možné že kontaktní tlak byl vyhovující. Z pohledu dynamického chování, studie uvádí že pomocí krokového motoru bylo možné vyvinout rychlost otáčení víčka až  $600 \text{ s}^{-1}$ . Přepočteme-li na obvodovou rychlost v místě kontaktu, vyjde tato hodnota na  $706 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . Frekvence mrkání byla stanovena na 0,1 Hz, tzn. 6 mrknutí za minutu. Ke sledování teploty a vlhkosti uvnitř komory byl použit snímač vlhkosti a teploty DHT22, připojený k vývojové desce Arduino. Konkrétní hodnoty teploty a vlhkosti, použité při experimentu, ve studii vypsány nebyly.

### Naměřená data

Jak už bylo zmíněno výše, primární účel simulátoru byl v pozorování vývoje slzného filmu, z tohoto důvodu nebylo možné naměřit žádné hodnoty součinitele tření. Co se týče naměřených hodnot TFT, toto měření bylo prováděno při odhaleném povrchu oka, a proto nelze tyto výsledky porovnávat s výsledky validačních experimentů zařízení, jíž se tato diplomová práce zabývá.

## Shrnutí konstrukce a parametrů experimentu

Z hlediska simulování interakce lidského oka s očním víčkem se pravděpodobně jedná o nejpropracovanější dostupný simulátor. Toto zařízení se skládá ze snadno vyrobitelných a dostupných materiálů, levné elektroniky a normalizovaných součástí. Benefitem zařízení je simulace slzných kanálků, která umožňuje přítok slz mezi povrchy oka a víčka. Zároveň zařízení umožňuje měřit teplotu a vlhkost uvnitř akrylátové komory. Zásadní a zároveň jedinou nevýhodou simulátoru je absence nastavitelnosti kontaktního tlaku, které by v případě měření tření bylo nezbytné.

Tato práce se převážně zaměřovala na vývoj materiálu pro model oční bulvy a víčka, přičemž pro tento účel byla zvolena téměř totožná geometrie s reálným lidským okem a víčkem. Pro modely byl vybrán materiál PVA 17,5 % w/v s molekulovou hmotností 89 až 98 kDa, který svými vlastnostmi jako smáčivost povrchu, obsah vody a mechanickými vlastnostmi nejvíce podobá hovězímu oku, využívaného ve studiích *in vivo*.

Co se týče podmínek experimentu, simulátor pomocí krokových motorů umožňuje dosáhnout obvodové rychlosti až  $706 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , což je dvojnásobně větší rychlost, než je požadovaná. Rychlost, která byla pro experiment použita, ve studii udána nebyla. Zároveň nebyl udán ani odhadovaný kontaktní tlak a teplota při měření TFT a čas rozpadu TBUT.

### 2.3.5 Komerční tribometry

Ke studiím v oblasti tření a mazání oka byly v mnoha případech použity i komerční tribometry. Z pravidla se jednalo o konfigurace pin-on-plate, kde byl model oka v podobě pinu tlačěn na rovinnou desku, která vykonává přímočarý vratný pohyb. Nebo konfiguraci pin-on-disk, kde místo rovinné desky byl rotující disk. Konstrukce těchto tribometrů se nijak zásadně neliší od tribometru The Beast, viz kapitola 2.3.1 nebo přenosného tribometru Ducom Instruments, popsaného v kapitole 2.3.2, a proto jsou v této kapitole pouze vypsány podmínky experimentů a některá naměřená data COF. Pro přehlednost byla vytvořena tabulka 2-1 odkazující se na vědecké studie Černohlávka [5], Sternera [20, 21], Roba [22], Dunna [23] a Nairna [24].

Tabulka 2-1 Studie v oblasti tření a mazání oka, jejich parametry a naměřená data

Autor studie	Zařízení	Konfigurace	Materiály oka	Materiály protějšku	Maziva	Rychlost pohybu	Kontaktní tlak	Naměřený COF	Naměřený TFT
Rok vydání	Značka					mm.s <sup>-1</sup>	kPa	-	μm
<b>Černohlávek, 2021</b> [5]	Tribometr Bruker	Pin on plate	Kontaktní čočka + silikonová kulička	PMMA	Kyselina hyaluronová	0,6 – 160	160	0,054 – 0,07	Neměřeno
<b>Sterner, 2016</b> [20, 21]	Mikro-tribometr Basalt	Pin on plate	Kontaktní čočka + PMMA kulička	Sklo	Roztoky pro balení kont. čoček	0,1	1 – 7	0,011 – 0,27	Neměřeno
<b>Roba, 2011</b> [22]	Mikro-tribometr Basalt	Pin on plate	Hydrogelová kulička	Sklo potažené mucinem	Tekutina podobná slzám	10	2,7 – 6,7	0,013 – 0,032	Neměřeno
<b>Dunn, 2008</b> [23]	Tribometr Pickrell	Pin on disk	Hydrogelová kulička	Buněčná vrstva	Fyziologický roztok	0,3	Neuveden	0,03	Neměřeno
<b>Nairn, 1995</b> [24]	Tribometr -	Pad on disk	Kontaktní čočka	PMMA, PHEMA	Fyziologický roztok	120	3,5 – 4	0,308 – 0,115	Neměřeno

### 2.3.6 Měření tloušťky slzného filmu

Jak ukázala dosavadní kritická rešerše, většina autorů studií zabývajících se třením a mazáním oka nezahrnuli do experimentu měření tloušťky slzného filmu (TFT), případně jej v publikacích neuvedli. Z tohoto důvodu byl proveden i průzkum publikací, které se zabývali čistě studií chování slzného filmu a měřením jeho tloušťky. Z dohledaných publikací byly vybrány 3 studie, které se zásadně liší v principu měření TFT.

První studie byla publikována v roce 2003 doktorem Jianhuanem Wangem [25]. Cílem studie bylo demonstrovat proveditelnost nepřímého měření tloušťky slzného filmu pomocí optické koherentní tomografie (OCT). Měření bylo prováděno na 40 subjektech o průměrném věku 40 let. Výsledkem studie byly naměřené hodnoty tloušťky prekorneálního slzného filmu u očí bez čoček a s několika druhy čoček.

Další studie se zabývá měřením TFT u lidí pomocí laserové interferometrie a konfokální mikroskopie [26]. Autoři této práce zkoumali nejen tloušťku filmu, ale také obsah hlenu. Výsledkem studie byly hodnoty tloušťky filmu, které byly vyšší než u předchozích studií. Na rozdíl od ostatních studií, zde autoři zahrnuli do tloušťky i samotný obsah hlenu, který má na výšku profilu filmu razantní vliv.

Cílem poslední studie bylo změřit tloušťku rohovky a prekorneálního slzného filmu u novozélandských bílých králíků s použitím Galilei dual-Scheimpflugova analyzátoru [27]. Testy byly prováděny na 10 subjektech a ke zviditelnění slzného filmu bylo využito 0,1 % fluoresceinu. Výsledkem studie byly naměřené hodnoty tloušťky králíčí rohovky ( $388,8 \pm 9,5 - 407 \pm 0,5$ )  $\mu\text{m}$  a tloušťka slzného filmu průměrně  $18,2 \pm 5,31$   $\mu\text{m}$ .

Tyto studie byly vybrány jako verifikační prostředek pro ověření naměřených výsledků TFT z validačních experimentů simulátoru, jenž se tato diplomová práce zabývá. Shrnutí použitých metod měření a naměřených hodnot jsou vypsány v tabulce 2-2.

Tabulka 2-2 Studie v oblasti měření tloušťky slzného filmu, včetně použitých metod a naměřených průměrných hodnot.

<b>Autor rok publikace</b>	<b>Způsob měření TFT</b>	<b>Průměrná hodnota TFT [<math>\mu\text{m}</math>]</b>
<b>Wang</b> , 2003 [25]	Koherentní tomografie	$3,3 \pm 1,15$
<b>Prydal</b> , 1992 [26]	Laserová interferometrie	$39 \pm 4,1$
<b>Dong</b> , 2013 [27]	Galileiho dual-Scheimpflugův analyzátor	$18,2 \pm 5,31$

## 2.4 Shrnutí hlavních zjištění

Tato kapitola se zabývá shrnutím klíčových poznatků, získaných z kritické rešerše. Poznatky jsou dále rozříděny do čtyř kategorií, Lidské oko a jeho interakce s očním víčkem, Konstrukce tribologických zařízení, Volba materiálu pro model oka a víčka, Podmínky experimentů.

### 2.4.1 Interakce oka s víčkem

Interakce lidského oka s očním víčkem představuje důležitý aspekt lidské anatomie a fyziologie. Oční víčka jsou tenké kůže pokrývající a chránící oční bulvy a jsou klíčové pro zdraví a funkci očí. Oko a víčko spolu nejčastěji interagují při procesu mrkání, což je reflex sloužící k nanesení nové vrstvy slzného filmu na povrchu oka, k jeho očištění a ochraně. Z rešerše vyplývá, že k tomuto ději dochází přibližně 15x až 20x za minutu a horní oční víčko při něm dosahuje obvodové rychlosti až  $280 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  [10, 12, 13]. Průměrná rychlost při tomto ději je přibližně  $160 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Z hlediska tlaku mezi okem a víčkem byly dohledány dvě studie, ve kterých bylo pro zjištění této hodnoty prováděno měření tlaku na živých subjektech. Ve studii doktora Showa byl naměřen průměrný tlak 506,63 Pa [1]. V případě studie doktora Yamaguchiho byly testy prováděny i na pacientech s onemocněním syndromu suchého oka, přičemž průměrný výsledný tlak byly 2166,48 Pa pro zdravé subjekty a 2697,11 Pa pro nemocné [9]. Některé další studie udávají tlak mezi okem a horním víčkem v rozmezí od 1 do 6 kPa [5, 11, 26]. Z analýzy těchto studií vyplývá že kontaktní tlak při simulování interakce oka s víčkem by se měl pohybovat v oblasti 0,5 – 6 kPa.

### 2.4.2 Konstrukce tribologických zařízení

V této práci byly detailně popsány čtyři tribologické zařízení, které byly sestrojeny pro testování stejné, případně podobné problematiky a zásadně se lišili svojí konstrukcí. Další zařízení, které se svojí konstrukcí nelišili od jíz zmíněných, byly specifikovány v tabulce 2-1 v kapitole 2.3.5. Hlavními poznatky z této části práce byly principy měření tření, systém zatěžování, pohonné prvky, způsoby mazání pozorovaného kontaktu a principy měření tloušťky slzného filmu.

## Principy měření tření

Nejčastějším způsobem měření tření bylo pomocí odporové tenzometrie. Tento princip byl využit ve studii Čípka [16], Černohlávka [5], Barros [18], Sternera [21], Roba [22], Dunna [23] a Nairna [24]. Měření odporovou tenzometrií spočívá v přenesení třecí síly na tenzometrický snímač, který na základě vzniklé deformace mění elektrický odpor. Tento odpor je dále zaznamenáván měřicí kartou a přepočten na odpovídající třecí sílu působící na snímač. Odporová tenzometrie umožňuje velmi přesně zaznamenávat silové zatížení, na druhou stranu jsou tyto snímače relativně drahé a k jejich využití je zapotřebí měřicí karta, jejíž cena se pohybuje v cenové relaci 10 000 – 20 000 Kč.

S alternativním řešením měření tření v oku přišel v roce 2021 profesor Mabuchi, který ve své studii [11], používá kyvadlový simulátor. Princip měření tření kyvadlem je založen na vyhodnocení COF z energetické bilance mezi ztrátou třením a poklesem potenciální energie kyvadla. Jedná se o přesný a spolehlivý způsob měření tření, jehož cenové náklady jsou velmi nízké. Na druhou stranu je tento princip omezený primitivním oscilujícím pohybem, u kterého lze manipulovat pouze s maximální dosaženou úhlovou rychlostí. Přesto je tento princip už od konce 19. století využíván v měření tření v různých oblastech, jako je například tribologie v kloubních náhradách.

## Systémy zatěžování

Jak v případě tribometru The Beast [16], tak i u komerčních tribometrů je zatížení zajištěno šroubem působícím na páku, případně pružinou. Pro zajištění přesného zatížení a správného předepnutí šroubu je součástí páky tenzometrický snímač, který stejně jako v případě měření tření vyhodnocuje silové působení na základě změny el. odporu vyvolané deformací. Tento princip opět nabízí přesné odvození zatěžující síly a však jedná se o relativně drahé řešení.

V případě přenosného tribometru od společnosti Ducom Instruments [18] bylo zatížení vygenerováno mrtvou vahou, tzn. že bylo využito závaží, které bylo pevně zafixováno k upínači vzorku. Závaží společně s upínačem bylo uloženo v kluzných ložiscích pro zajištění sílového působení kolmo na plochu protikusů (druhé části tribologické dvojice). Stejný princip funguje i v případě kyvadlového simulátoru, avšak zde tvoří závaží pohyblivá část simulátoru (kyvadlo s modelem oka). Tento princip zatížení je jednoduchý a zároveň přesný, na druhou stranu nabízí jen omezenou škálu nastavitelnosti.

## Pohonné prvky

V případě komerčních tribometru a tribometru The Beast byl pohyb generován pomocí krokových motorů a servomotorů. Aby typy elektrických motorů nabízí přesný a spolehlivě generovaný rotační pohyb, který je, v případě tribometrů s konfigurací pin on plate, převeden přes šroub na pohyb přímočarý. V případě servomotoru je výhodou použití i možnost zpětné vazby v podobě záznamu polohy. Na druhou stranu jsou tyto motory relativně drahé. Oproti tomu krokové motory disponují nízkými pořizovacími náklady v řádech stovek Kč.

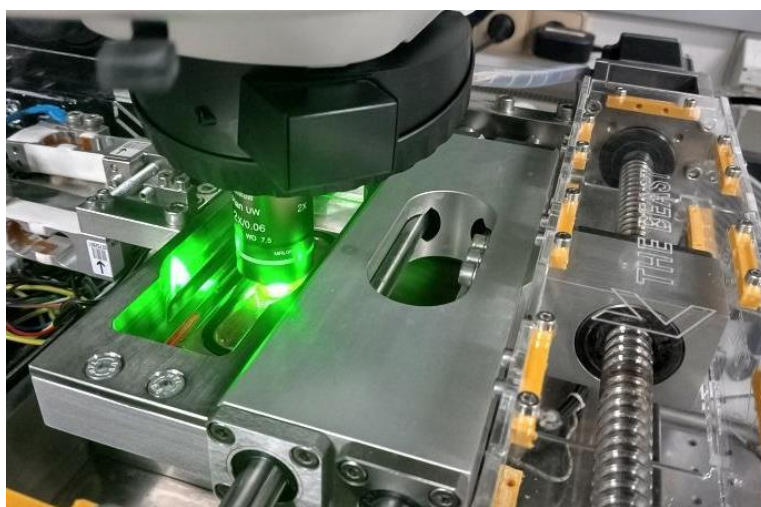
## Způsoby mazání

Způsob, jakým byl kontakt tribologické dvojice mazán se v mnoha studiích odlišoval. Pokud se jednalo o tribometry s konfigurací pin on plate, zpravidla byly místa kontaktu zaplaveny po celou dobu experiment mazivem (umělými slzami). Aby nedocházelo k uniku maziva z kontaktu, vyskytovaly se desky uvnitř takzvaných van. Toto řešení je relativně jednoduché a pomocí topných těles umožňuje i vyhřívání maziva na požadovanou teplotu, jak tomu bylo například ve studii Ing. Černohlávka [5]. Nevýhodou tohoto řešení může být relativně velká spotřeba maziva. Vysoká spotřeba se stala největším nedostatkem i u tribometru The Beast [16], kde kvůli poloze pinu pod transparentní destičkou je zapotřebí desítek ml pro zaplavení celého objemu vany.

Další způsob je přivádět za pomoci čerpadla a hadičky mazivo, přímo do místa kontaktu. Tento způsob se osvědčil například ve studii profesora Phana [19], který tímto způsobem simuloval lidské slzné kanálky. Výhodou řešení je neustálé obměňování maziva a reálnější simulace lidského oka, avšak nevýhodou, stejně jako v předchozím řešení, je velká spotřeba. K nejmenší spotřebě maziva bylo docíleno pravděpodobně u kyvadlového simulátoru [11]. Zde díky konformnímu kontaktu vytvořeného kulovým modelem oka a kulovou jamkou bylo pro provedení experimentu zapotřebí několika kapek maziva.

## Principy měření tloušťky slzného filmu

Z hlediska implementace optických zařízení pro měření TFT do tribologických zařízení bylo popsáno pouze zařízení The Besat, které je doposud využíváno pro testování umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové. Toto zařízení využívá k měření TFT fluorescenční mikroskopii, které bude následně implementováno i do zařízení jehož konstrukcí se tato práce zabývá. V případě The Beast je fluorescenční modul umístěn nad simulátorem, přičemž kontakt je pozorován přes transparentní desku viz fotografie na obrázku 2-16. Poloha fluorescenčního modulu, byla i důvodem návrhu tribometru s převrácenou konfigurací pin on plate.



Obrázek 2-16 Fotografie recipročního tribometru The Beast [28].

Další tribologická zařízení implementaci optických zařízení pro měření tloušťky TF buď nenabízí nebo v publikacích uvedeny nebyly. Z tohoto důvodu byla provedena rešeršní analýza zařízení, které sloužili pouze pro pozorování vývoje slzného filmu v kontaktu oka a víčka. A jelikož tyto studie využívali jiných principů měření než fluorescenční mikroskopii, byly do tabulky 2-2 v kapitole 2.3.6 uvedeny pouze naměřené TFT, které mohou sloužit jako verifikační hodnoty při validaci zařízení.

### 2.4.3 Volba materiálu pro model oka a víčka

Studii v oblasti návrhu vhodného materiálu pro modely oka a víčka se zabývala studie dr. Phana [19]. Ten ve své práci využívá modely s geometriemi, které blíže připomínají tvar lidskému oka a hornímu víčka. Jako materiál využívali PVA s různými molekulovými hmotnostmi, kvůli vlastnostem jako je smáčivost povrchu a obsah vody, které se téměř shodují s vlastnostmi povrchu oka. Tento materiál je výhodný z hlediska ceny, avšak příprava modelu je časově náročná z důvodu složitého procesu odlévání a tunutí.

V dalších studiích byl povrch oka simulován kontaktní čočkou, podepřenou kuličkou z materiálu PDMS nebo hydrogelu. Výhodou tohoto řešení, je reálná simulace oka člověka, trpícího onemocněním krátkozrakostí, případně dalekozrakosti. Tento model je využíván ve studiích Mabuchiho [11], Černošlávkova [5], Sternera [20, 21], Nairna [24] a v právě probíhajícím výzkumu Bc. Kulíška.

Mnoho studií zahrnuje také testování na živočišných materiálech, které jsou často reprezentovány očními bulvami zvířat, jako jsou prasata, krávy a králíci. Tyto živočišné modely poskytují užitečný nástroj pro studium různých aspektů oftalmologie a tribologie oka. Například ve studii dr. Barrose [18] bylo využito vepřové oko k provádění experimentů. Jednou z hlavních výhod použití živočišných materiálů je možnost simulovat fyziologické a anatomické vlastnosti lidského oka. Přestože není živočišný model naprosto identický s lidským okem, poskytuje důležité informace o chování materiálů. Nevýhodou při použití tohoto modelu může být špatná opakovatelnost měření, z důvodu drobných odlišností každého vzorku.

### 2.4.4 Podmínky experimentů

Pomocí provedené rešerše interakce oka s víčkem byly zjištěno že kontaktní tlak mezi povrchy se udává v rozmezí 0,5 – 6 kPa, obvodová rychlost víčka průměrně  $160 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  a teplota na povrchu oka v rozmezí od 31 °C do 33 °C. Z rešerše provedených studií pak vyplývá, že ve většině případech, nebyly dostatečně respektovány podmínky experimentu, které by odpovídali podmínkám v lidském těle. U komerčních tribometrů a mikro-tribometrů je nejčastějším nedostatkem nízká relativní rychlost, která se často pohybuje v desetinách  $\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$ .



V případě dalších tribometrů se jedná o opačný problém. Rychlosti pohybu byly sice dostačující avšak, kontaktní tlaky byly často několikanásobně vyšší. Příčinou byl nekonformní kontakt, který společně s nevhodným zatížením způsobuje vysoký tlak v relativně malé kontaktní oblasti. Taktéž mnoho studií nezahrnovalo do svých experimentů teplotu oka lidského oka, případně lidského těla.

## 2.5 Identifikace novosti a příležitosti

Jak ukázala kritická rešerše, většina současných zařízení určených pro studii tření a mazání oka, neumožňují simulovat interakci oka s očním víčkem za vhodných podmínek jako je relativně vysoká rychlost a nízký kontaktní tlak. Zároveň jen omezený počet zařízení dokáže kombinovat měření tření s pozorováním vývoje mazací vrstvy. Tribometr The Beast, na kterém byly doposud prováděny experimenty, sice umožňuje měřit obě veličiny, ale za několikanásobně vyššího kontaktního tlaku a nižší rychlosti, než je tomu v lidském těle. Zároveň toto zařízení vyžaduje pro provedení jednoho experimentu velké množství testované kapaliny, v tomto případě umělých slz.

Z analýzy rešerše tedy vyplývá, že zařízení, které by dokázalo spolehlivě měřit tření za současného pozorování vývoje slzného filmu, a to za reálnějších podmínek experimentu, by mohlo přinést nové poznatky v oblasti výzkumu a vývoje umělých slz pro léčbu syndromu suchého oka. Zároveň se nabízí možnost vytvořit univerzální zařízení, na kterém bude možné testovat konformní i nekonformní kontakty a taktéž různé druhy testovaných materiálů modelů jako jsou králíčí, hovězí nebo vepřové oční bulvy. Nový simulátor by měl snížit spotřebu testované kapaliny, a tak i cenové náklady experimentů.

## 3 CÍLE PRÁCE

### 3.1 Vymezení problému

Syndrom suchého oka je stále častějším onemocněním postihující značnou část populace. Proto se v současnosti mnoho farmaceutických společností a výzkumných institucí zaměřuje na studium a vývoj umělých slz, které by mohly nahradit nedostatečný slzný film a pomoci pacientům zmírnit bolesti spojené s touto chorobou. Hledáním ideálního složení umělých slz se zabývá i výzkumná skupina Biotribology Research Group (BRG), která pro tento účel ve spolupráci s farmaceutickou společností Contipro provádí tribologické experimenty. Ty spočívají v měření tření mezi kontakty modelů oka a očního víčka a také ve studii vývoje mazací vrstvy. Pro tento účel byl doposud využíván reciproční tribometr The Beast, který nespĺňoval veškeré požadované parametry pro ideální simulaci interakce lidského oka a víčka. Z tohoto důvodu je zapotřebí vyvinout nové laboratorní zařízení, které umožní za požadovaných podmínek měřit součinitel tření simulovaného kontaktu oka a očního víčka a taktéž umožní pozorovat místo kontaktu fluorescenční mikroskopii.

#### Název a druh produktu

Vyvíjeným produktem je simulátor pro studium tření a mazání oka. Jedná se o přístroj, jehož účelem je zajištění tribologických experimentů. Podstatou těchto experimentů je měření tření mezi kontaktem modelu lidského oka a očního víčka při současném pozorování vývoje mazacího (slzného) filmu.

#### Zákazník

Simulátor je vyvíjen pro výzkumnou skupinu (organizaci) BRG, která sídlí na VUT v Brně, na Ústavu konstruování. Vyvíjené zařízení bude následně využito pro výzkum, jehož výsledky budou následně sdíleny se společností Contipro, která se vývojem a výrobou těchto slz zabývá.

#### Spotřebitel

Jelikož se jedná o laboratorní zařízení, jeho spotřebitelem (uživatel) je především výzkumný pracovník, popřípadě student.

#### Vymezení problému

V tabulce 3-1, jsou zobrazeny potřeby, které jsou zásadní pro vývoj funkčního a prospěšného zařízení. Tyto atributy byly definovány na základě požadavků zákazníka a také na základě poznatků získaných z kritické rešerše a konzultací se členy skupiny BRG.

Tabulka 3-1 Přehled atributů a cílů: C-cíle, F-funkce, O-omezení, Z-způsoby

Charakteristika	C	F	O	Z
Konstrukce Biotribologického simulátoru oka	X			
Měření součinitele tření	X	X		
Pozorování vývoje slzného filmu	X	X		
Pozorování vývoje slzného filmu při dlouhodobém měření		X		
Zajištění výroby	X			
Montáž a kalibrace	X			
Maximální cenové náklady na výrobu a nákup dílů 245 000 Kč	X			
Ohřev v místě kontaktu		X		
Zaručení podmínek odpovídajícím lidskému tělu: Tlak, relativní rychlost			X	
Rozměry simulátoru kompatibilní s rozměry pracovního stolu			X	
Rozebiratelnost zařízení			X	
Modularita: různě konformní kontakty			X	
Univerzálnost: různé typy modelů			X	
Výpočetní technika pro vyhodnocení součinitele tření				X
Nastavitelnost relativních rychlostí a zatížení				X

## 3.2 Cíle vývoje

Hlavním cílem této práce je konstrukční návrh a realizace laboratorního simulátoru oka, který umožní měřit tření mezi povrchy modelů oka a očního víčka. Součástí práce je implementace fluorescenční mikroskopie do konstrukce simulátoru, k zajištění pozorování vývoje mazacího filmu v kontaktní oblasti při relativním pohybu třecí dvojice.

Mezi dílčí cíle se řadí následující:

- Návrh podmínek experimentu: Kontaktní tlak, rychlost a druh pohybu.
- Návrh vhodných materiálů modelu oční bulvy a očního víčka.
- Návrh geometrie modelu oka a očního víčka.
- 3D návrh laboratorního simulátoru oka.
- Tvorba výkresové dokumentace: Výkres sestavy a výkresy součástí.
- Zajištění výroby, montáže a ověření funkčnosti pomocí validačního experimentu.

## 4 KONCEPČNÍ NÁVRH

V přehledu atributů a cílů uvedených v tabulce 3-1 byly následně vybrány cíle, které byly kategorizovány a rozšířeny o další omezení z hlediska konstrukce. Těmto cílům byl na základě analýzy přidělen význam (hodnota) a vytvořen systém hodnocení, který byl podkladem při zvolení alternativního řešení. Přesný postup je popsán v nadcházejících kapitolách.

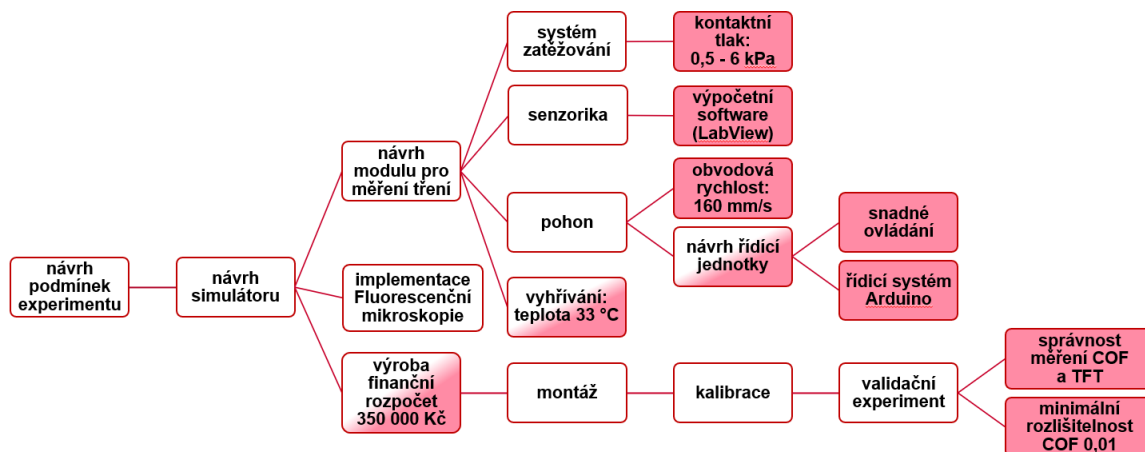
### 4.1 Analýza cílů

1. Návrh podmínek experimentu:
  - Kontaktní tlak musí odpovídat tlaku mezi povrchem oka a očního víčka.
  - Rychlost relativního pohybu musí odpovídat obvodové rychlosti horního víčka.
  - Konformita v místě kontaktu by měla odpovídat reálné konformitě v kontaktu lidského oka a očního víčka.
  - Teplota slzného filmu a tribologické dvojice by měla být shodná s teplotou na povrchu těla 33°C.
2. Návrh vhodných materiálů pro modely oka a očního víčka:
  - Materiál, zvolený pro model oka, by měl mít mechanické a fyzikální vlastnosti obdobné s organickými materiály reálného lidského oka. Těmi hlavními jsou především tvrdost materiálu a smáčivost povrchu.
  - Jelikož bude skrze model víčka pozorována oblast kontaktu, je zapotřebí aby materiál byl transparentní. Zároveň by měl být tuhý, aby bylo zamezeno pohybu kontaktní oblasti.
3. Návrh geometrie modelu oka a modelu očního víčka:
  - Geometrie oka by měla odpovídat tvarem i velikostí skutečnému oku, ovšem není to podmínkou. Zásadním parametrem při návrhu modelů je dodržení konformity a kontaktního tlaku mezi modely.
  - Tvar modelu víčka musí odpovídat svou geometrií tak, aby oblast kontaktu byla nehybná, ale zároveň aby tloušťka materiálu mezi modelem oka a optikou fluorescenční mikroskopie zůstala konstantní. Změna polohy kontaktní oblasti by měla za následek rozostření sledované oblasti a znehodnocení výsledků měření tloušťky slzného filmu.
4. Konstrukce Biotribologického simulátoru oka:
  - Simulátor musí být navržen pro provádění experimentů při navržených podmínkách a také musí umožnit implementovat zvolené modely oka a očního víčka.

- Hlavními funkcemi laboratorního simulátoru je měření tření mezi povrchy tribologickou dvojice, a měření tloušťky slzného filmu pomocí implementované fluorescenční mikroskopie.
  - Zajištění vyhřívání kontaktní dvojice a slzného filmu na požadovanou teplotu 33 °C
  - Celkové rozměry simulátoru jsou omezeny dispozicemi laboratoře a neměli by tak v půdorysu přesáhnout rozměry pracovního stolu (1500x700) mm.
5. Měření tření:
- Jelikož se hodnoty součinitele tření podle několika studií pohybují v rámci setin, je nezbytné vyvinout měřicí modul, jehož přesnost měření COF je minimálně 0,01.
  - Modul musí být snadno rozebiratelný.
6. Měření tloušťky slzného filmu:
- Pro měření tloušťky slzného filmu bude využívána fluorescenční mikroskopie.
  - Pro implementaci fluorescence je nezbytný návrh polohovacího stolku pro zajištění snadného zaostření kontaktní oblasti, a také upínací trn pro aretaci mikroskopie k rámu simulátoru.
7. Výrobní a nákupní náklady:
- Náklady na výrobu nenormalizovaných dílů, na objednání spojovacích materiálů, elektroniky a ostatních komponent by neměla přesáhnout částku 350 000 Kč.
8. Montáž a kalibrace:
- Montáž zařízení je vhodné dokončit do 1.1.2023
  - Pro správnou kalibrace je nutné navrhnout kalibračního zařízení. Účelem tohoto zařízení je zajištění přesnosti modulů měření tření.
9. Validace zařízení:
- Ověřit naměřené hodnoty součinitele tření s výsledky výzkumu Bc. Mikuláše Kulíška.
  - Ověřit naměřené hodnoty intenzity naměřené fluorescenční mikroskopii s výsledky výzkumu Bc. Mikuláše Kulíška.
  - Ověření funkcionality celého zařízení

## 4.2 Specifikace omezení

Na základě analýzy cílů byla následně vytvořena hierarchická struktura cílů a jejich případné omezení, která je zobrazena na obrázku 4-1 níže. V bílých polích se nacházejí cíle, v růžových omezení a v případě barevné kombinace se jedná o cíl který je zároveň omezením.

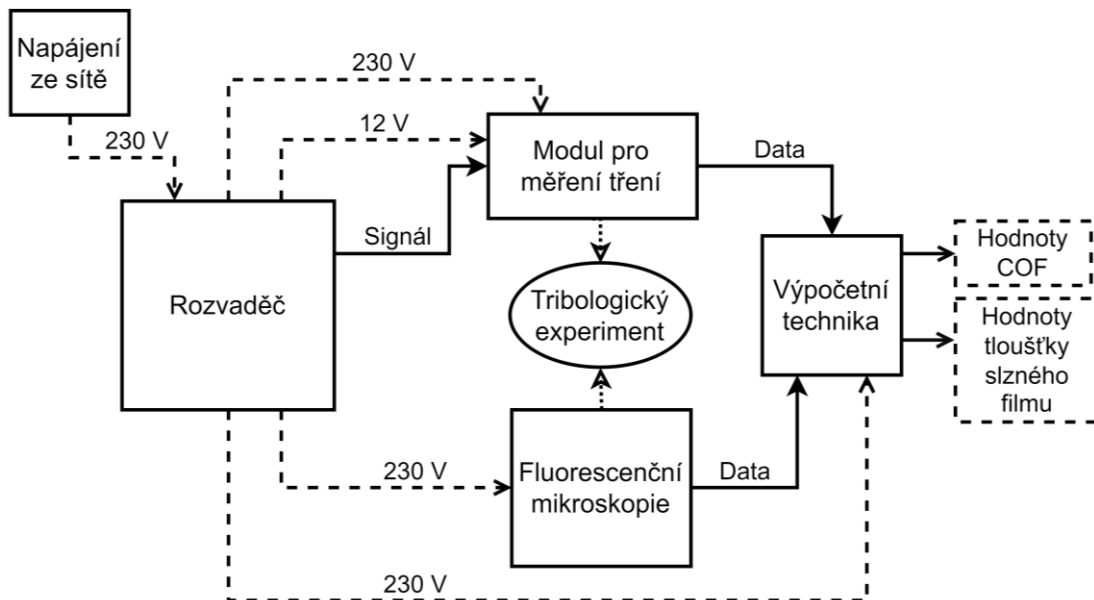


Obrázek 4-1 Hierarchická struktura cílů a specifikace omezení.

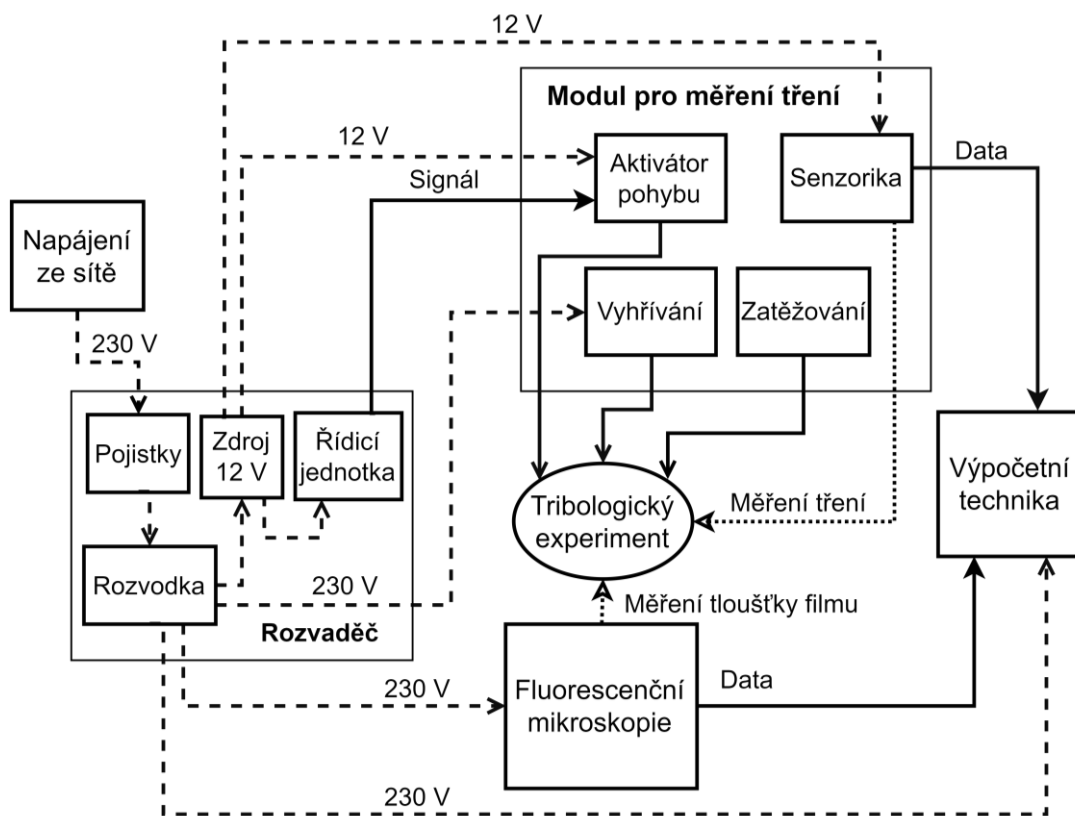
## 4.3 Technická funkční analýza

Na obrázku 4-2 na další straně lze vidět technické schéma simulátoru (Black box), kde obdélníky představují drobná zařízení, ze kterých se simulátor skládá. Spojnice, tvořeny plnou čarou představují funkce, čárkovanou čarou rozvody elektrické energie a tečkovanou čarou je představováno pozorování, případně měření.

Detailnější technické schéma (Glass box) je zobrazeno na obrázku 4-3. Zde lze vidět kompletní elektrotechnické vybavení rozvaděče a zjednodušenou strukturu modulu pro měření tření.



Obrázek 4-2 Black box – Technické schéma simulátoru.



Obrázek 4-3 Glass box – Detailní technické schéma simulátoru.

## 4.4 Návrh alternativních řešení

Hlavní součástí tribologického simulátoru je modul pro měření tření, a proto byl pro tuto část kladen největší důraz při návrhu alternativních řešení. Tyto návrhy byly navrženy na základě kritické rešerše a konzultací s vědeckými pracovníky. Koncepty se liší především způsobem, jakým je tření měřeno, a způsobem zatěžování, kterým je docíleno požadovaného kontaktního tlaku.

### 4.4.1 Kritéria pro hodnocení alternativních řešení

Pro zvolení nejvhodnějšího koncepčního řešení byla na základě specifikací potřeb, analýzy cílů a specifikací omezení navržena tabulka kritérií. Těmto kritériím byla přiřazena váha s maximální dosažitelností bodů. Mezi hlavní kritéria se řadí: Přesnost měření, dosažitelnost vhodných podmínek experimentu, spolehlivost výsledků (ovlivnitelnost měření vnějšími faktory), nastavitelnost modulu a výrobní náklady. Mezi další kritéria se dále řadí jednoduchost konstrukce a výhodná poloha fluorescence kdy výhodnou polohou fluorescence je umístění nad pozorovaným kontaktem. Dále univerzálnost tzn. zdali lze využít modul pro řešení jiné problematiky.

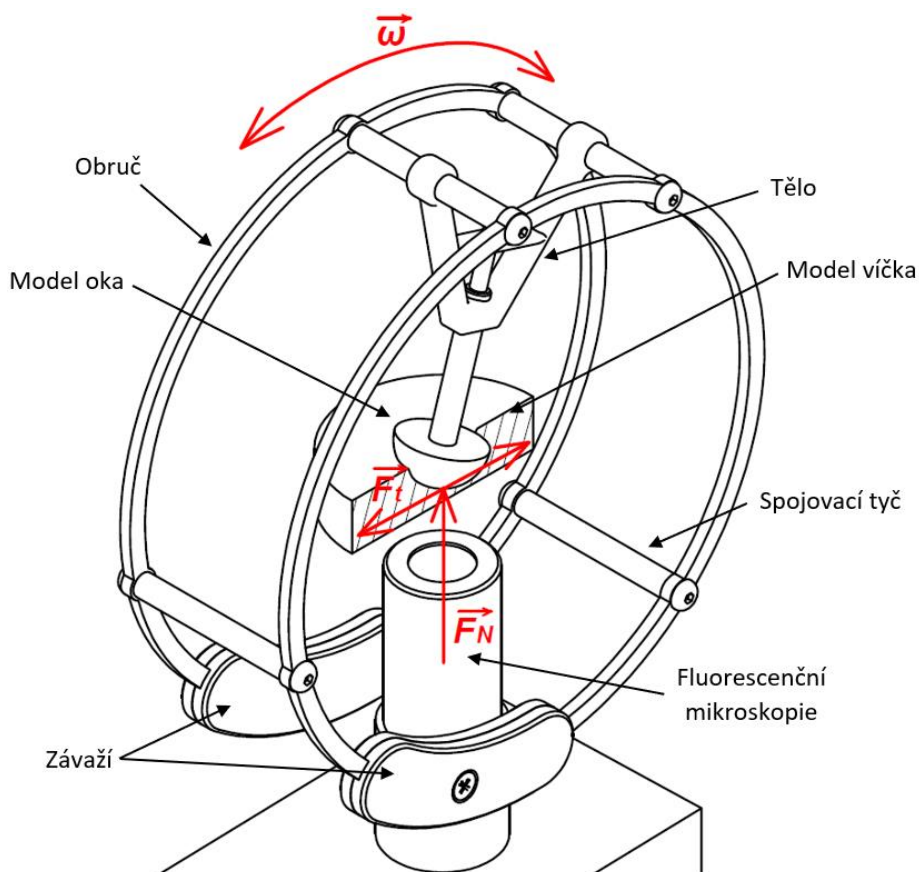
Tabulka 4-1 Kritéria hodnocení alternativního řešení modulu pro měření tření.

Kritéria	Maximální počet bodů
Přesnost měření tření	10
Dosažitelnost vhodných podmínek experimentu	10
Spolehlivost výsledků	10
Nastavitelnost modulu	7
Výrobní náklady	7
Jednoduchost konstrukce	5
Výhodná poloha fluorescence	3
Univerzálnost	3



#### 4.4.2 Modul Athos

Na obrázku 4-4 je schematicky zobrazen první koncept modulu pro měření tření, modul Athos, jehož hlavní části tvoří dvě kružnice nesoucí sestavitelné závaží. Tyto kružnice jsou spojené čtyřmi tyčemi s otvorem se závitem a osmi šrouby s půlkulatou hlavou. Spojnicí mezi modelem oka a kyvadlem je část, připomínající obrácené písmeno A, kde pomocí stavěcího šroubu je možné nastavit správnou polohu modelu oka a také měnit vzdálenost těžiště od osy rotace. Tato vzdálenost je také ovlivněna zvoleným závažím na spodní části kyvadla. Poloha těžiště má vliv na obvodovou rychlost (se zmenšující se vzdáleností od osy rotace, roste obvodová rychlost. Model víčka, který se nachází pod modelem oka, by v případě úplného návrhu byl pevně spojen s rámem konstrukce simulátoru. Pod víčkem se nachází optika fluorescenční mikroskopie, sloužící k pozorování chování filmu v místě kontaktu. Snímání polohy (úhlu natočení) by v tomto případě mohlo být pozorováno opticky pomocí enkodéru nebo videozáznamem. Tento princip byl inspirován Mabuchiho kyvadlovým simulátorem, kde stejně jako v jeho studii [11] by hodnota součinitele tření byla zjištěna na základě tlumení kyvného pohybu.



Obrázek 4-4 Modul Athos s principem měření tření pomocí kyvadla.

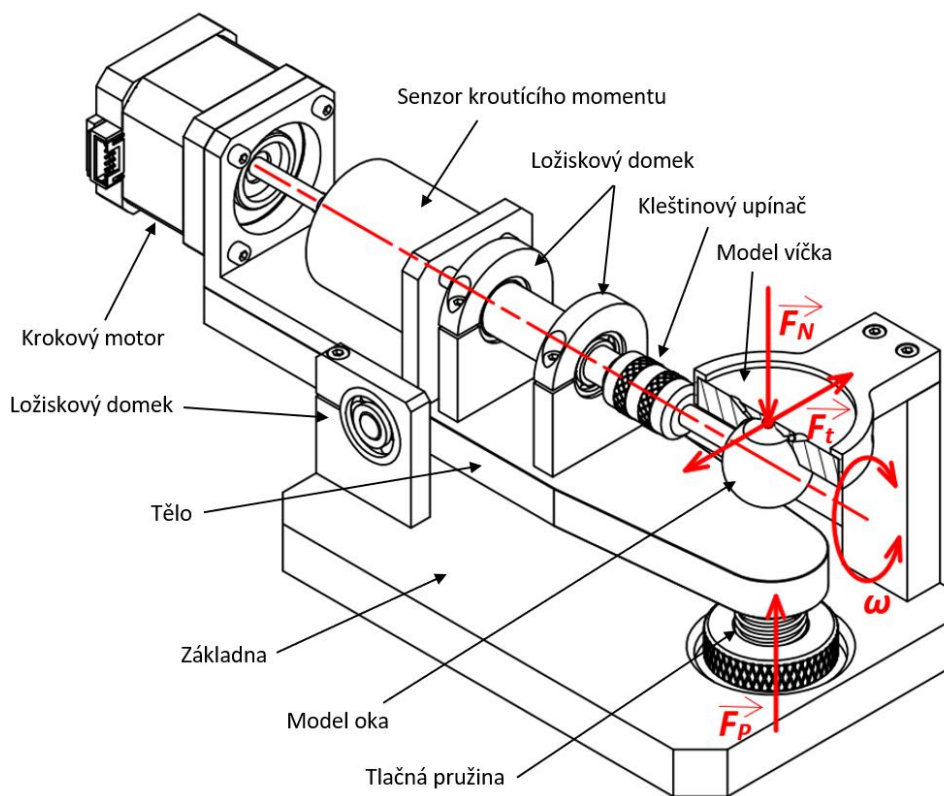
Zásadní výhodou tohoto řešení je velmi přesné, a přesto jednoduché měření tření které sebou nese i nízké výrobní náklady. Díky vyměnitelným závažím a nastavitelnosti polohy modelu oka lze efektivně měnit zatížení a úhlovou rychlost. Měření tření může ovlivnit jediné odpor vzduchu při pohybu kyvadla, na druhou stranu využití obručí zvyšuje aerodynamické vlastnosti celé sestavy, a tak je ovlivnitelnost výsledku velmi nízká. Na druhou stranu kvůli postupnému utlumování kyvů dochází také ke snižování obvodové rychlosti a tak i k postupnému vzdalování od požadovaných podmínek experimentu. Další zásadním nedostatkem je samotný princip měření, který neumožňuje dlouhodobé měření tření. Menším nedostatkem je poloha fluorescence nacházející se pod modelem víčka díky čemuž je zapotřebí většího rámu simulátoru. Princip měření lze uplatnit pouze pro tribologické dvojice tvořené kulovou, případně válcovou geometrií s nízkou průměrovou vůlí, proto nelze považovat za modul univerzální. Bodové hodnocení konceptu je zobrazeno v tabulce níže.

Tabulka 4-2 Hodnocení modulu Athos

<b>Kritéria</b>	<b>Dosažený počet bodů</b>
Přesnost měření tření	10 (10)
Dosažitelnost vhodných podmínek experimentu	7 (10)
Spolehlivost výsledků	7 (10)
Nastavitelnost modulu	3 (7)
Výrobní náklady	7 (7)
Jednoduchost konstrukce	5 (5)
Výhodná poloha fluorescence	0 (3)
Univerzálnost	0 (3)
<b>Celkem</b>	<b>39 (55)</b>

#### 4.4.3 Modul Porthos

Dalším alternativním řešením je modul Porthos zobrazený na obrázku 4-5. Tento modul k vytvoření relativního pohybu využívá krokového motoru, který je přes senzor kroučícího momentu a kleštinového upínače spojen s modelem oka. Tyto komponenty jsou společně připevněny tělu modulu, uloženého přes ložiskové domky k základně modulu. Tyto ložiskové domky zde slouží pro vytvoření páky, na kterou ze spodní části tlačeno tlačnou pružinou. Funkcí této pružiny je vytvoření požadovaného zatížení na model oka, a tak k vytvoření požadovaného kontaktního tlaku. Model oka je k modelu víčka tlačěn zespod a vlivem vytvářeného pohybu vzniká v místě kontaktu třecí síla. Ta vyvíjí na model oka třecí moment, který je dále zaznamenáván senzorem kroučícího momentu. Aby na senzor působil pouze kroučící moment je kleštinový upínač uložen ve dvou ložiskových domkách. K zajištění promazávání kontaktu mazivem, jsou v modelu víčka vyvrtány otvory, které představují slzné kanálky. Modul byl navržen pro pozorování kontaktu z hora.



Obrázek 4-5 Modul Porthos s principem měření tření pomocí senzoru kroučícího momentu.

Modul Porthos na rozdíl od předchozího řešení umožňuje motorem řízený pohyb, díky čemuž můžeme lépe simulovat proces mrkání, a tak i docílit vhodným podmínkám experimentu. Výhodou je i možnost dlouhodobého pozorování a poloha fluorescenční mikroskopie. Pomocí senzoru kroutícího momentu lze velmi snadno měřit součinitel tření a s relativně velkou přesností. Na druhou stranu díky ložiskovým domkům, v nichž je uložen kleštinový upínač, je do měření přivedena chyba v podobě třecího momentu samotných ložisek. Tento moment by byl nutný před každým měřením odečíst. Nelze však se stoprocentní jistotou uvažovat že při dlouhodobém měření nezačnou ložiska měnit hodnotu třecího momentu, a proto je spolehlivost výsledků při dlouhodobém měření nízká. Dalším nedostatkem modulu Porthos je výrobní cena. Samotný senzor kroutícího momentu s požadovanou rozlišitelností a měřícím rozsahem je velmi nákladný. Totéž platí i pro model víčka, jelikož z důvodu stálého promazávání musí obsahovat vývrty, jejíž výroba je náročná a cenově nákladná. Stejně jako v předchozím řešení nelze modul považovat za univerzální. Celkový bodový zisk je zobrazen v tabulce 4-3.

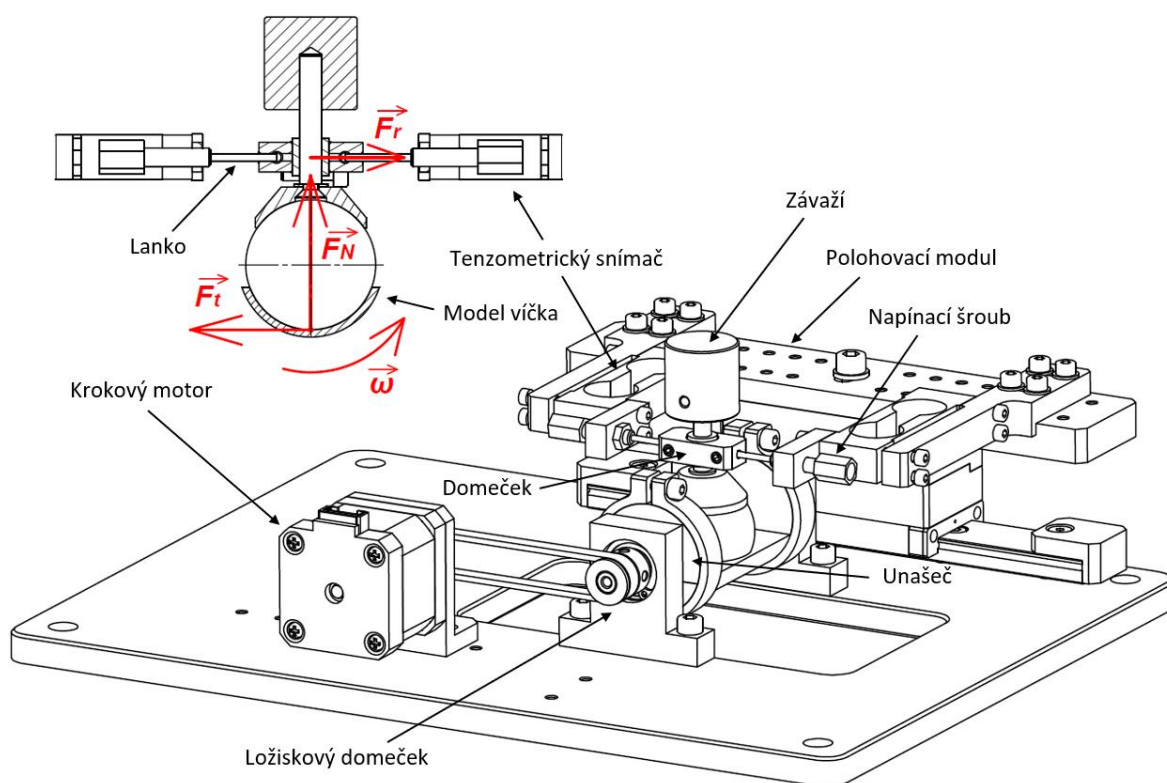
Tabulka 4-3 Hodnocení modulu Porthos.

<b>Kritéria</b>	<b>Dosažený počet bodů</b>
Přesnost měření tření	7 (10)
Dosažitelnost vhodných podmínek experimentu	10 (10)
Spolehlivost výsledků	4 (10)
Nastavitelnost modulu	7 (7)
Výrobní náklady	2 (7)
Jednoduchost konstrukce	3 (5)
Výhodná poloha fluorescence	3 (3)
Univerzálnost	0 (3)
<b>Celkem</b>	<b>36 (55)</b>

#### 4.4.4 Modul Aramis

Třetím konceptem je modul Aramis viz obrázek 4-6. V tomto modulu vykonává relativní pohyb model víčka, který se nachází pod modelem oka. Geometrie víčka byla navržena tak aby při rotačním pohybu byla poloha oka vůči optice fluorescence a tloušťka materiálu mezi povrchem oka a okolí zůstali konstantní. Pohyb je tvořen pomocí krokového motoru, který přenáší kroučící moment přes řemen do unašeče, ke kterému je model víčka připevněn sponou. Model oka je tvořen silikonovou kuličkou připevněnou na čepu uloženém v kluzném ložisku. Ložisko se nachází v domečku, který je pomocí dvou lanek, případně tyček, připevněn k tenzometrickým snímačům.

Zatížení je vytvořeno pomocí závaží připevněného na čepu modelu oka. Vzájemným působením tribologické dvojice je na model oka vyvíjen třecí moment, který je v podobě reakčních sil přenesen přes lanka do tenzometrických snímačů. Zde na základě změny elektrického odporu vzniklého jejich deformací je možné dopočítat třecí síly a následný součinitel tření. Pro zajištění přesného ustavení modelu oka ve víčku jsou tenzometry připevněny k polohovacímu modulu.



Obrázek 4-6 Modul Aramis s principem měření tření pomocí tenzometrických snímačů.

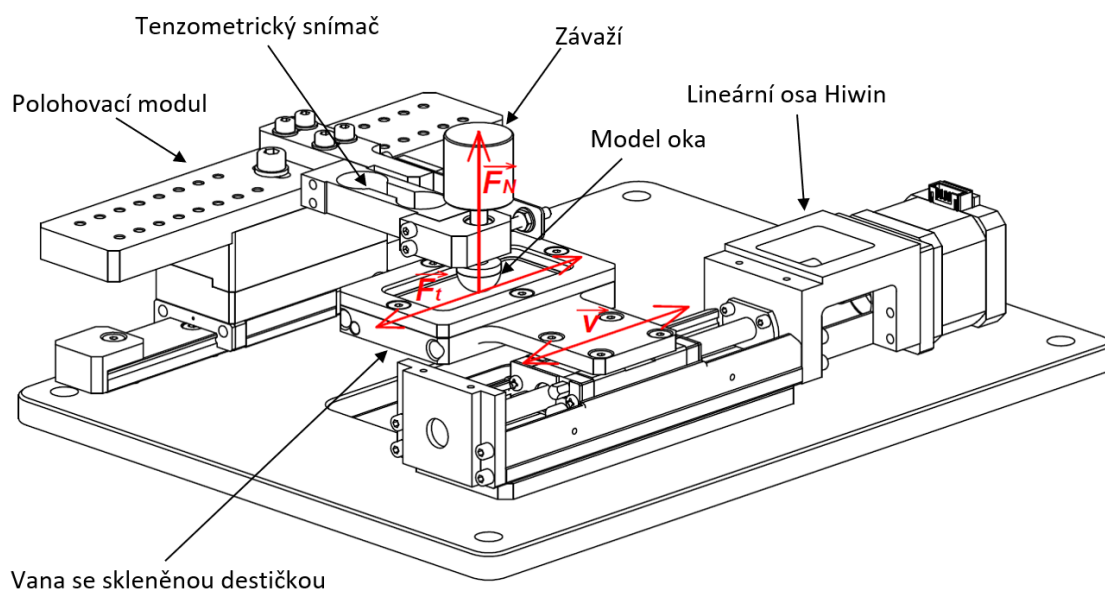
Výhodou modulu Aramis je vysoká přesnost měření tření, díky využití tenzometrických snímačů. Modul umožňuje plnou nastavitelnost vstupních parametrů, a proto lze dosáhnout vhodných podmínek experimentu. Jelikož je třecí moment přímo zaznamenáván tenzometry, nedochází k vnějšímu ovlivnění měření a lze tak považovat výsledky za spolehlivé. Pravděpodobně nejzásadnější nevýhodou konceptu je nutnost dodržení konformity. Pokud by průměrová vůle mezi koulí a kulovou jamkou byla moc velká, mohlo by dojít ke ztrátě třecího momentu a rekční síly na tenzometry by působili opačným směrem. Další nevýhodou je složitá geometrie modelu víčka, což přináší vyšší výrobní náklady. Modul byl navržen pro pozorování kontaktu zespod což se stává jeho nevýhodou. Shrnutí hodnocení jednotlivých kritérií je uvedeno níže.

Tabulka 4-4 Hodnocení modulu Aramis

Kritéria	Dosažený počet bodů
Přesnost měření tření	10 (10)
Dosažitelnost vhodných podmínek experimentu	10 (10)
Spolehlivost výsledků	9 (10)
Nastavitelnost modulu	7 (7)
Výrobní náklady	4 (7)
Jednoduchost konstrukce	3 (5)
Výhodná poloha fluorescence	0 (3)
Univerzálnost	0 (3)
Celkem	43 (55)

#### 4.4.5 Modul D'Artagnan

Posledním konceptem je modul D'Artagnan, který pracuje na standartní konfiguraci Pin-on-plate viz obr. 4-7. Zde je model víčka tvořen skleněnou destičkou umístěnou uvnitř obdelníkové vany. Ta je připevněna na ložiskový domek, kterým je recipročně pohybováno pomocí šroubu a krokového motoru. Jelikož tento modul neslouží pro testování konformních kontaktů může model oka tvořit jakákoliv geometrie která je možná připevnit k čepu. Čep je stejně jako v předchozím řešení uložen v ložisku, který je pevně spojen s tenzometrickým snímačem. Tření, které vzniká vlivem otírání skleněné destičky o povrch modelu oka, je přímo přenášeno do tenzometru v podobě reakční síly. Pro zajištění vyšší přesnosti tenzometru, při změnách pohybu vany, domek s ložiskem předeprnut pružnou lamelou. Toto předeprnutí zajistí že tenzometr bude stále zatížen jedním směrem. Pozorování místa kontaktu je prováděno ze spodní strany modulu.



Obrázek 4-7 Modul D'Artagnan s principem měření pomocí tenzometrického snímače.

Ačkoli při nekonformním kontaktu nelze docílit vhodným podmínkám experimentu, konkrétně kontaktnímu tlaku, umožňuje toto řešení velmi přesný a spolehlivý způsob měření tření s širokou škálou nastavitelností pohybu a zatížení. Další výhodou je univerzálnost modulu, jelikož lze použít modely očí s různorodou geometrií, případně pro studii jiných problematik. Zároveň se jedná o relativně jednoduché a levné řešení. Nevýhodou tohoto řešení je poloha fluorescence a nedosažitelnost požadovaných podmínek experimentu. Bodové shrnutí je zobrazeno v tabulce 4-5.

Tabulka 4-5 Hodnocení modulu D'Artagnan

Kritéria	Dosažený počet bodů
Přesnost měření tření	10 (10)
Dosažitelnost vhodných podmínek experimentu	3 (10)
Spolehlivost výsledků	10 (10)
Nastavitelnost modulu	6 (7)
Výrobní náklady	6 (7)
Jednoduchost konstrukce	4 (5)
Výhodná poloha fluorescence	0 (3)
Univerzálnost	3 (3)
Celkem	42 (55)

## 4.5 Analýza alternativních řešení a výběr nejlepšího

V tabulce 4-6 lze vidět shrnutí hodnocení podle několika kritérií. Ačkoli kyvadlový modul Athos umožňoval velmi efektivně měřit součinitel tření mezi kontakty oka a víčka, nelze tento koncept vybrat z důvodu nízké nastavitelnosti experimentu. Oproti tomu modul Porthos s principem měření pomocí senzoru kroutícího momentu toto kritérium splňuje, jeho nízká spolehlivost a vysoká cena kriticky snižuje celkové hodnocení. Modul Aramis s využitím tenzometrů obsahuje jen drobné nedostatky, jako je nevhodná poloha fluorescence a nízká univerzálnost, na druhou stranu nejdůležitější kritéria splňuje. Proto byl modul Aramis zvolen jako nejlepší varianta. Posledním konceptem je modul D'Artagnan, pracující na principu Pin-on-plate. Přesto že modul neumožňuje dosáhnout reálných podmínek, jako jediný splňuje podmínku univerzálnost a pro případ že bude prováděno měření na modelech oka s nepravidelnou geometrií, např. králičí oko, je tento modul nejvhodnější variantou.

Tabulka 4-6 Shrnutí hodnocení konceptů: červeně – Vážné nedostatky; růžově – drobné nedostatky.

Kritéria	Athos	Porthos	Aramis	D'Artagnan
Přesnost měření tření	10	7	10	10
Dosažitelnost vhodných podmínek experimentu	7	10	10	3
Spolehlivost výsledků	7	4	9	10
Nastavitelnost modulu	3	7	7	6
Výrobní náklady	7	2	4	6
Jednoduchost konstrukce	5	3	3	4
Výhodná poloha fluorescence	0	3	0	0
Univerzálnost	0	0	0	3
Celkem	39	36	43	42

Na základě těchto poznatků bylo rozhodnuto že simulátor pro studium tření a mazání oka bude využívat dvou modulů. Modul pro měření tření s konformním kontaktem (Aramis) a modul s konfigurací Pin-on-plate (D'Artagnan).



## 5 PŘEDBĚŽNÝ NÁVRH

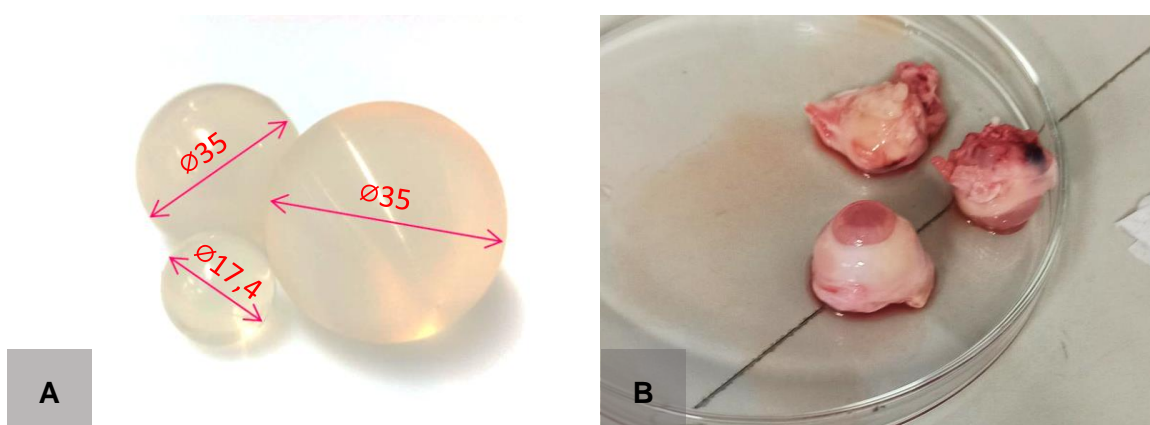
### 5.1 Matematický model

Po navržení a zvolení konceptů byl vytvořen matematický model, který sloužil pro návrh modelu očního víčka, návrhu jejich průměru a průměrové vůle. Po vytvoření modelů byl kladen důraz pro volbu tenzometrických snímačů pro měření tření. Volba tenzometru je založena na požadované rozlišitelnosti a rozsahu zatížení.

#### 5.1.1 Volba modelu oka a návrh očního víčka

##### Model oka

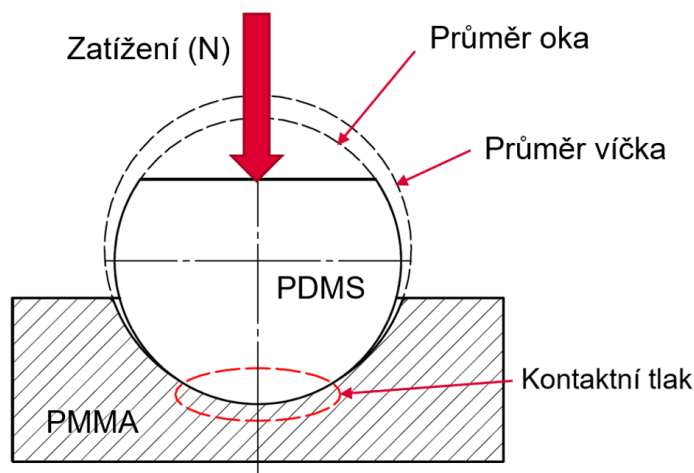
Pro model oční bulvy byly na základě rešeršní analýzy zvoleny 4 materiály: LSR, PVA, PDMS a organické materiály (králíčí nebo hovězí oční bulvy). Z materiálu LSR byl dohledán komerčně prodávané koule od společnosti SILROC CZ, a.s. Dle nabízeného sortimentu byly objednány silikonové koule s průměrem 17,4 mm, jelikož tento průměr téměř odpovídá zakřivení rohovky lidského oka, a s průměrem 35 mm, díky čemuž můžeme snáz dosáhnout požadovaného kontaktního tlaku při vyšších zatížení. Z materiálu PVA a PDMS nebyly dohledány žádné komerčně prodávané vzorky, které by svojí geometrií připomínaly tvar oční bulvy. Proto by bylo nutné zajištění výroby těchto vzorků, kde požadovaná geometrie by byla odpovídající rozměrům lidské bulvy. Posledním zvoleným modelem jsou králíčí oční bulvy jejíž fyziologie je velmi podobná lidským bulvám. Uvažujeme-li tuto bulvu jako kouli, její průměr se pohybuje v rozmezí 18-21 mm Vybrané modely očí jsou zobrazeny na obrázku 5-1.



Obrázek 5-1 A) Fotografie modelů oka od společnosti SILROC, B) fotografie používaných očí z bílých laboratorních králíků. Obrázek vznikl kompilací dvou fotografií.

## 5.1.2 Návrh modelu očního víčka

Po zvolení modelů očí bylo nutné navrhnout model víčka. Pro tento účel byla využita metoda konečných prvků, dále jen MKP. Na obrázku 5-2 lze vidět schéma vzájemného působení modelu oka na model víčka. Požadovaným výstupem této analýzy je návrh průměru a průměrové vůle mezi modely, tak aby kontaktní tlak odpovídal reálným podmínkám lidského těla, tedy v rozmezí 1-5 kPa.



Obrázek 5-2 Schéma vzájemného působení modelu oka a víčka.

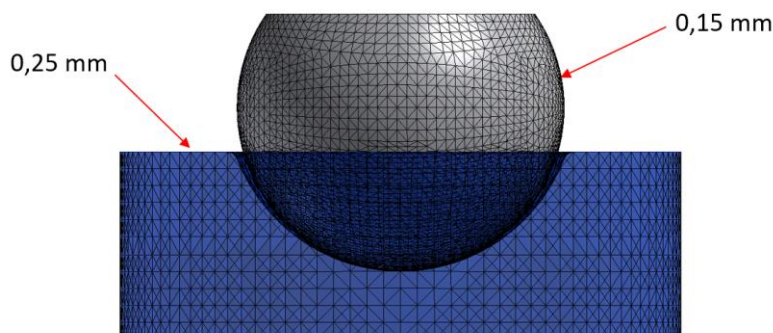
Samotná analýza byla provedena v programu Autodesk Inventor v sekci pevnostní analýza. V první řadě byly vytvořeny zjednodušené CAD modely očí a jim následně přiřazeny materiálové vlastnosti odpovídající materiálu PDMS. Následně byl vytvořený parametrický CAD model víčka, kde proměnným parametrem byl průměr konvexní kulové plochy.

### Okrajové podmínky

V další fázi byly nastaveny okrajové podmínky, mezi které se řadí: zatížení, druh kontaktu a fixace těles. Zatížení bylo zpočátku nastaveno na 1 N a teprve při samotných simulacích postupně zvyšováno, jelikož z pohledu měření tření je výhodou, pokud je normálová síla vysoká. Jako druh kontaktu byla nastavena funkce frictionless, která umožňuje vzájemný pohyb kontaktních ploch. Co se týče fixace, dolní plocha modelu víčka byla zajištěna funkcí Fix support, čímž byl omezen její pohyb ve všech osách. Aby nedošlo k protočení modelu oka v jamce víčka, byla na seříznutou plochu, nacházející se na vrcholu modelu oka, nastavena funkce displacement. Tato funkce byla specifikována pro umožnění pohybu pouze v jednom směru.

## Nastavení konečno-prvkové sítě

V neposlední části bylo nutné nastavit vhodnou velikost konečno-prvkové sítě. Pro model oka byla zvolenou velikostí sítě hodnota 0,15 mm a pro model víčka 0,25 mm. Tvar a struktura této sítě je zobrazena na obrázku 5-3.

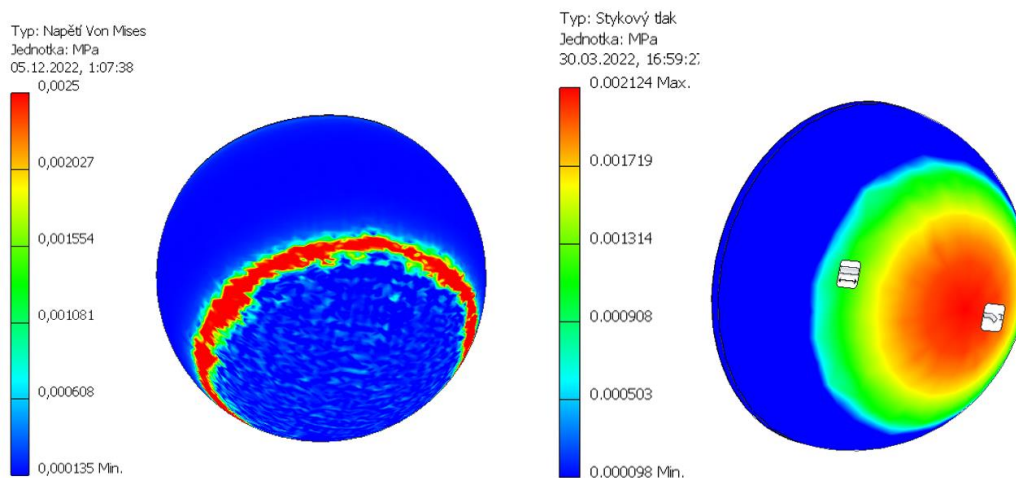


Obrázek 5-3 Nastavení konečno-prvkové sítě; model oka – 0,15 mm; model víčka – 0,25 mm.

## Analýza kontaktu

Po nastavení okrajových podmínek a konečno-prvkové sítě byla zahájena samotná simulace. Z počátku byl parametr průměru konvexní plochy modelu víčka shodný s průměrem modelu oka. Jak lze vidět na obrázku 5-4 vlevo, docházelo tak nežádoucí deformaci, která měla za následek vznik tlakového prstence v oblasti hrany konvexní plochy a rovinné plochy víčka. Tyto tlaky i při nízkých zatížení několikanásobně převyšovali požadovaný kontaktní tlak.

Postupně byl parametr průměru zvyšován po hodnotě 0,02 mm. Analýza ukázala že při zatížení 1 N a průměrové vůli (poloviční hodnota rozdílu průměru oka a víčka) 0,1 mm ke vzniku tlakového prstence nedochází, viz obrázek 5-4 vpravo. Avšak cílem analýzy bylo i zajištění vyššího zatížení. Proto byla iteračně zvyšována hodnota zatížení při současném zvětšování průměrové vůle.



Obrázek 5-4 MKP analýza tribologické dvojice; Vlevo: malá průměrová vůle = vznik tlakového prstence; Vpravo: vhodná vůle = epicentrum tlaku se nachází ve středu kontaktních ploch.

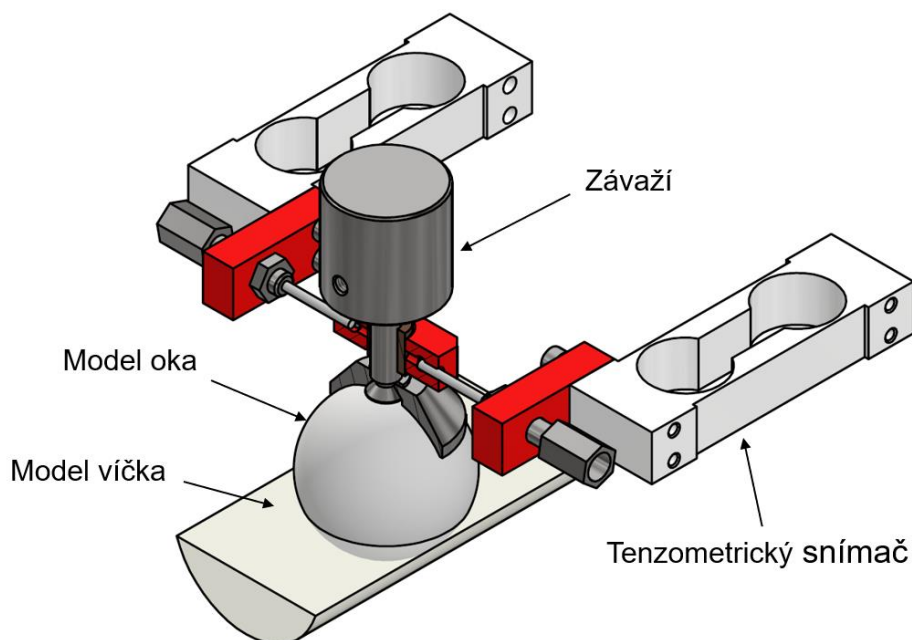
Navržené průměry konvexních ploch pro modely očí, jsou zobrazeny v tabulce 5-1. Analýza též ukázala že s rostoucím průměrem tribologické dvojice, zároveň roste potřebná průměrová vůle, zabraňující tlakovému prstenci.

Tabulka 5-1 Rozměry a materiály modulů víček.

Materiál modelu oka	Průměr modelu oka	Průměr konvexní plochy víčka	Průměrová vůle
LSR, PVA, PDMS	35 mm	35,2 mm	0,2 mm
LSR, PVA, PDMS	17,5 mm	17,6 mm	0,1 mm
Králičí oko	18-21 mm	21,2 mm	0,2 mm

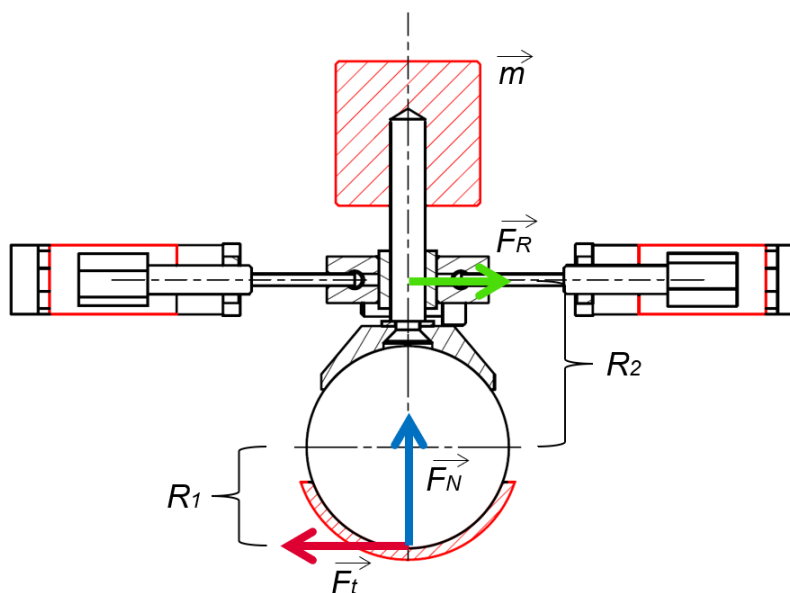
### 5.1.3 Volba tenzometrických snímačů

Pro zvolené modely očí a navržená víčka bylo následně zapotřebí zvolit vhodné senzory, které zajistí přesné měření tření. Na obrázku 5-5 lze vidět zjednodušené schéma modulu Aramis, který byl v kapitole 4 zvolen jako nejvhodnější variantou pro měření tření. Na tomto schématu lze vidět umístění hlavních komponent, jako je model oka, model víčka, závaží a tenzometrické snímače. Ačkoli bude simulátor obsahovat i modul D'Artagnan pracující na principu pin-on-plate, je proveden matematický model pouze pro modul Aramis. Důvodem je velká podobnost principu na měření tření a síly působící na tenzometr v modulu D'Artagnan jsou obdobné s modulem na obrázku.



Obrázek 5-5 Zjednodušené schéma modulu Aramis, využívající tenzometrické snímače k měření tření.

Samotný princip měření je zobrazen na obrázku 5-6. Vlivem tíhového působení od závaží vzniká v kontaktní oblasti modelu víčka a oka normálová síla  $F_N$ . Při rotačním pohybu víčka kolem osy, procházející středem modelu víčka, vzniká v místě kontaktu třecí síla  $F_t$ . Jelikož je model oka umístěn v jamce modelu víčka, chová se toto uložení jako rotační vazba, která zabraňuje pohybu modelu oka v horizontálním směru. Díky tomuto uložení a třecí síle vzniká na střed oka třecí moment, který je roven součinu třecí síly  $F_t$  a poloměru oka  $R_1$ . Pro zaznamenání tohoto momentu je na čepu umístěn domek s kluzným ložiskem, který je pomocí dvou lanek, případně tyček, spojen s dvěma tenzometrickými snímači. Samotný moment je v podobě reakční síly  $F_R$  převeden přes lanka do tenzometrů.



Obrázek 5-6 Schéma silového působení v modulu Aramis;  $m$  – hmotnost;  $F_R$  – reakční síla;  $F_N$  – normálová síla;  $F_t$  – Třecí síla;  $R_1$  – poloměr modelu oka;  $R_2$  – vzdálenost středu od lanek.

Pro vyjádření silového působení v modulu Aramis platí následující vztahy

- Normálová síla:

$$F_N = m \cdot g \quad (1)$$

Kde:  $F_N$  je normálová síla,  $m$  hmotnost a  $g$  tíhové zrychlení.

- Třecí síla:

$$F_t = CoF \cdot F_N \quad (2)$$

Kde:  $F_t$  je třecí síla,  $CoF$  součinitel tření a  $F_N$  normálová síla.

- Reakční síla působící na tenzometry:

$$F_R = \frac{F_t \cdot R_1}{R_2} \quad (3)$$

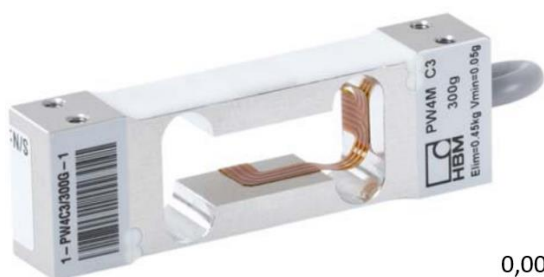
Kde:  $F_R$  je reakční silou,  $F_t$  třecí silou,  $R_1$  poloměr modelu oka a  $R_2$  vzdálenost lanek od středu rotace.

## Kritická situace

K určení vhodných tenzometrů byla vytvořena matematická simulace, která reprezentuje nejhorší (nejnáročnější) situaci, ke které může při měření dojít. V této situaci dochází tehdy, pokud je součinitel tření v kontaktu velmi nízký a zatížení male, jelikož důsledkem je velmi malá reakční síla působící na tenzometry. Pokud tedy dosadíme do předešlých vztahů nejnižší hodnoty, tedy pokud využíváme závaží tvořící sílu 1,5 N a počítáme s nejnižším dohledaným součinitelem tření (0,006), dostaneme se na hodnotu reakční síly 0,0045 N. Jelikož tuto sílu zaznamenávají 2 tenzometrické snímače, je reakční síla působící na senzor rovna 0,00225 N.

## Volba tenzometrů

Z kritické situace vyplývá že je zapotřebí tenzometrického snímače s minimální rozlišitelností 0,00225 N. Pro tento účel byly dohledány komerčně prodávané snímače třídy PW4M od společnosti HBM viz obr. 5-7. Tento tenzometr se vyrábí ve čtyř provedení s různým maximálním zatížením a rozlišitelností. Na obrázku jsou zobrazeny a přepočteny 3 vyhovující parametry rozlišitelnosti, které by umožnili změřit i nejmenší dohledanou hodnotu součinitele tření. Ačkoli by bylo možné využít tenzometry s nejnižší rozlišitelností 0,00049 N (0,05 g) a kapacitou 300 g, z důvodu bezpečnosti při přípravě experimentu budou využívány primárně tenzometry s rozlišitelností 0,00196 N (0,2 g) s kapacitou 2 kg.



## Specifications

Type	PW4MC3...					
Order-No.	1-PW4C3/300G-1	1-PW4C3/500G-1	1-PW4C3/2KG-1	1-PW4C3/3KG-1		
Accuracy class <sup>1)</sup>	C3					
Maximum number of load cell intervals	n <sub>LC</sub>	3000				
Maximum capacity <sup>2)</sup>	E <sub>max</sub>	kg	0.300	0.500	2	3
Minimum LC verification interval	v <sub>min</sub>	g	0.05	0.1	0.2	0.5
Temperature effect on zero balance	TK <sub>0</sub>	% of C <sub>n</sub> / 10 K	0.0233	0.0280	0.0140	0.0233

0,00049 N

0,00098 N

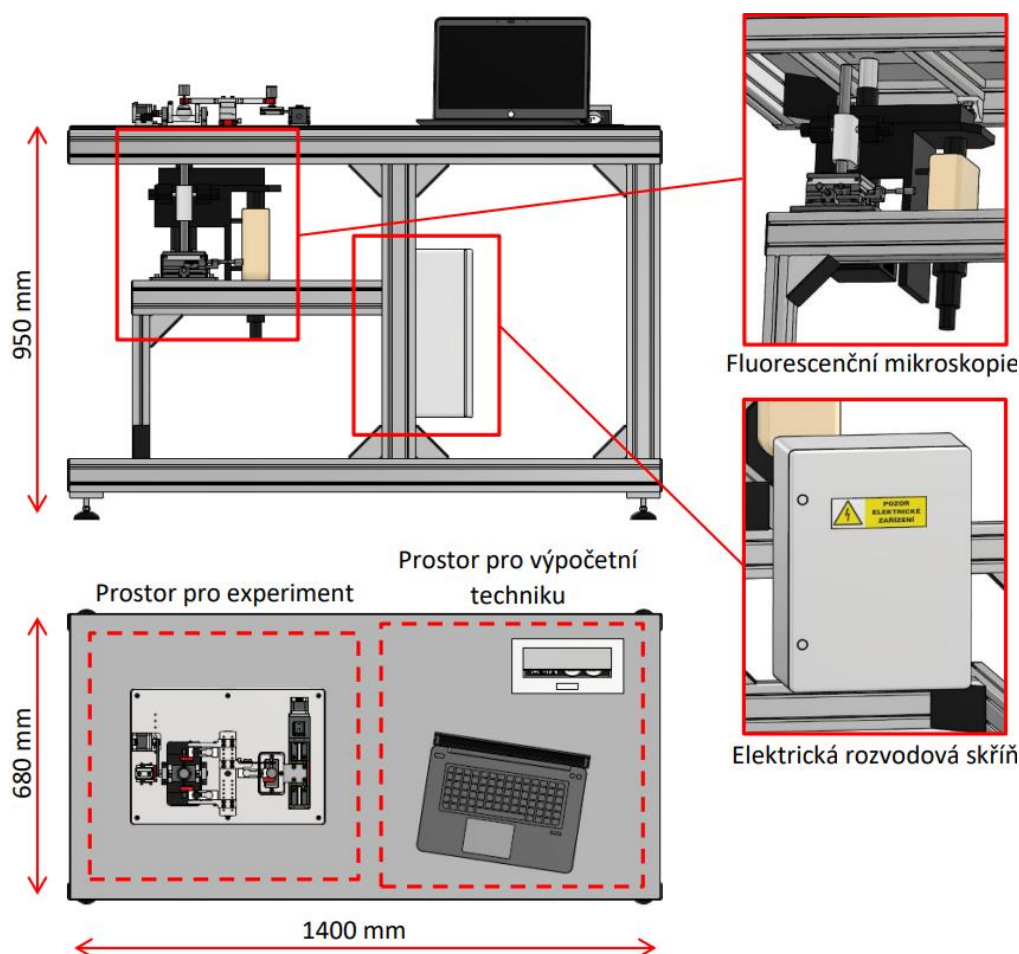
0,00196 N

Obrázek 5-7 Fotografie tenzometru třídy PW4M a tabulka specifikací.

## 5.2 Určení tvarů, rozměrů a materiálů

Z vybraných konceptů a požadavků zákazníka byl vytvořen předběžný návrh tribologického simulátoru, který je zobrazen na obrázku 5-8. Aby bylo možné pohodlně a efektivně manipulovat se zařízením byl simulátor navržen jako pracovní stůl. Ten tvoří dva prostory. Prostor pro experiment, kde se nachází modul Aramis a D'Artagnan, a prostor pro výpočetní techniku k vyhodnocení výsledků experimentu. Uvnitř prostoru s výpočetní technikou se dále nachází dvě zásuvky pro zajištění dodávky elektrické energie pro výpočetní techniku a další zařízení. Dále se pod pracovní deskou nachází modul s připevněnou fluorescenční mikroskopií. Tento modul slouží pro přesné polohování optiky fluorescence a pro snadnou montáž. Pod prostorem výpočetní techniky se nachází elektrická rozvodná krabice, jejíž obsahem jsou například transformátory (zdroje), pohonné jednotky a jističe.

Rozměry simulátoru byly navrženy s ohledem na požadované rozměry zákazníka a rozměrů laboratoře. Výška stolu odpovídá výšce pracovních stolu pro práci vestoje. Rám simulátoru je tvořen konstrukčními hliníkovými profily od firmy Marek.eu z důvodu snadné montáže a nízkých výrobních nákladů. Díly modulů pro měření tření budou vyrobeny převážně z korozivzdorných ocelí a slitin hliníku, kvůli chemické nezávadnosti a hygieně.



Obrázek 5-8 Schéma simulátoru, jeho rozměrů a důležitých prvků.

## 5.3 Odhad výrobních nákladů a objemu výroby

Předpokládaným výsledkem této práce je jeden funkční vzorek, který bude následně využíván pro výzkum v oblasti oftalmologie a biotribologie. Pro tento účel se tedy bude jednat o kusovou výrobu, specifickou pro laboratorní zařízení. Předpokládané ceny vyráběných komponent a komerčně prodávaných dílů jsou zobrazeny v tabulce 5-2. Pro zhotovení komponent se odhaduje na 4–5 měsíců.

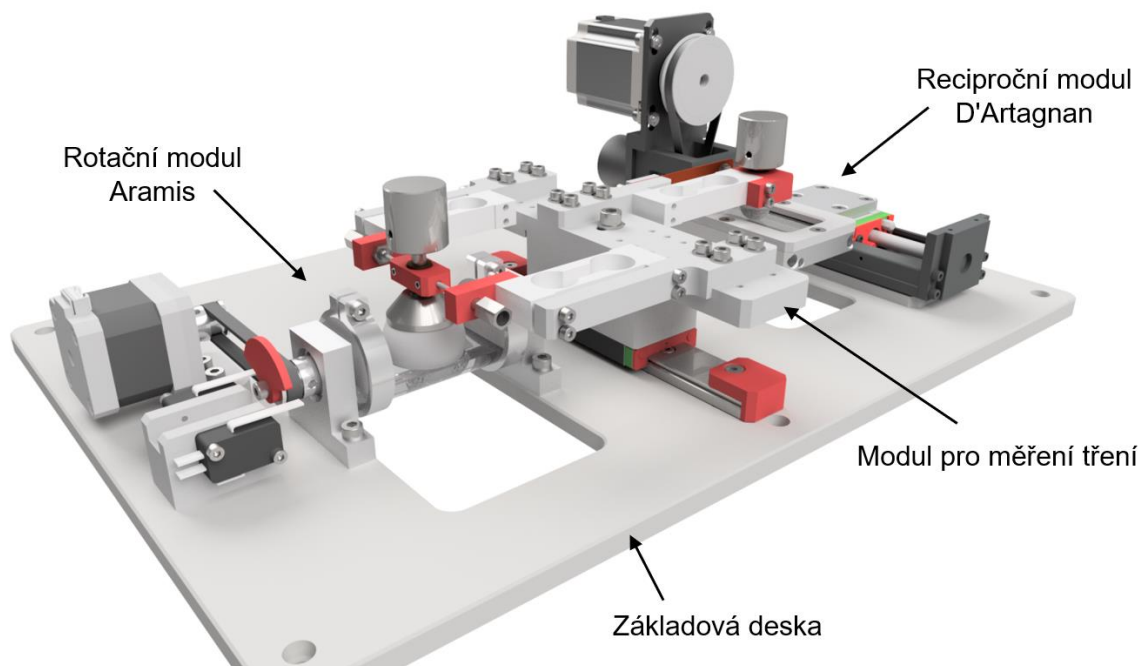
Tabulka 5-2 Souhrn předpokládaných cen za vyráběné a nakupované díly.

<b>Skupina</b>	<b>Součásti</b>	<b>Předpokládaná cena</b>
Vyráběné díly	Modely oka a modely víčka	50 500 Kč
	Díly modulu pro měření tření	56 000 Kč
	Díly pro polohovací modul fluorescenční mikroskopie	12 500 Kč
	Stolová deska	17 000 Kč
Nakupované díly	Hliníkové prvky a profily (Marek.eu)	43 000 Kč
	Ložiskové domky a XY stolek (Misumi.eu)	25 000 Kč
	Elektronika: transformátory, jističe, kabely atd.	10 000 Kč
	Řídicí systém (Arduino)	800 Kč
	Senzorika (tenzometrické snímače, koncové spínače)	25 000 Kč
	Lineární posuv (Hiwin.eu)	13 000 Kč
	Krokové motory NEMA 17	500 Kč
<b>Celkem</b>		<b>253 300 Kč</b>



## 6 DETAILNÍ NÁVRH

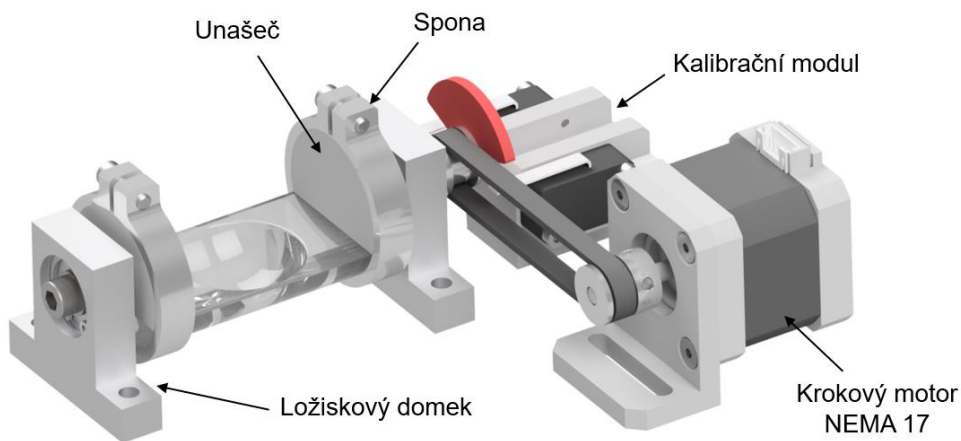
Tato kapitola se zabývá detailním návrhem tribologického simulátoru oka, který lze vidět na obrázku 6-1. Kapitola se blíže zabývá konstrukčními uzly rotačního a recipročního modulu, jako jsou mechanické prvky, pohonné prvky, způsob vyhřívání a kalibrace. Dále je zde popsán modul pro měření tření a jeho konfigurace, modul fluorescenční mikroskopie a rámová konstrukce. Následně se kapitola zabývá výrobou nenormalizovaných komponent, montáží, zapojením elektroniky, a nakonec validačními experimenty.



Obrázek 6-1 Schéma detailního návrhu simulátoru.

### 6.1 Rotační modul Aramis

Vývoj zařízení byl započat konstrukčním návrhem rotačního modulu, vycházejícího z koncepčního návrhu Aramis, viz kapitola 4.4.4. Tento modul je určen pro simulování interakce oka a víčka s využitím konvexní kulové jamky představující model víčka. Díky tomu lze experiment provádět za konformního kontaktu, a tedy i měřit tření za reálného kontaktní tlaku, jak dokazuje matematický model viz kapitola 5.1.3. Tento modul je tvořen dvěma unášeči, k nimž je pomocí spon zařazován model víčka. Jedním unášečem je díky krokovému motoru NEMA 17 a řemenovému převodu GT2 kyvadlově pohybováno, a tím simulováno mrkání.

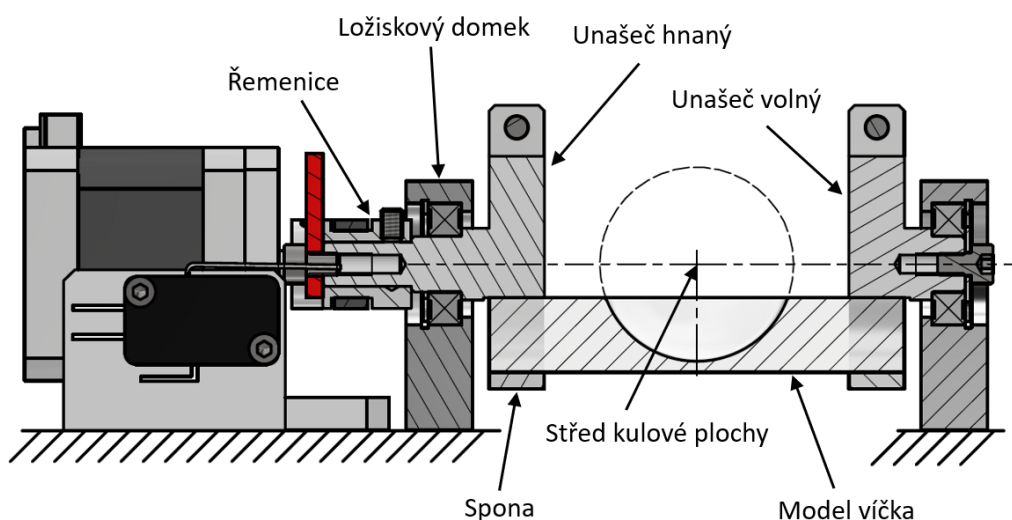


Obrázek 6-2 Rotační modul Aramis.

### 6.1.1 Mechanické prvky

Jak lze vidět na obrázku 6-3, tvar modelu byl navržen jako válcová (rotační) součást, ze které byl následně odfrézován materiál tak, aby jeho profil odpovídal kruhové úseči. Do vzniklé rovinné plochy byla následně vyfrézována kulová jamka. Jelikož je místo kontaktu pozorováno optickým zařízením, bylo nutné navrhnout takový model, při jehož kyvadlovém pohybu nedochází ke změně polohy kontaktní plochy. Proto se střed kulové plochy nachází v ose válcové plochy.

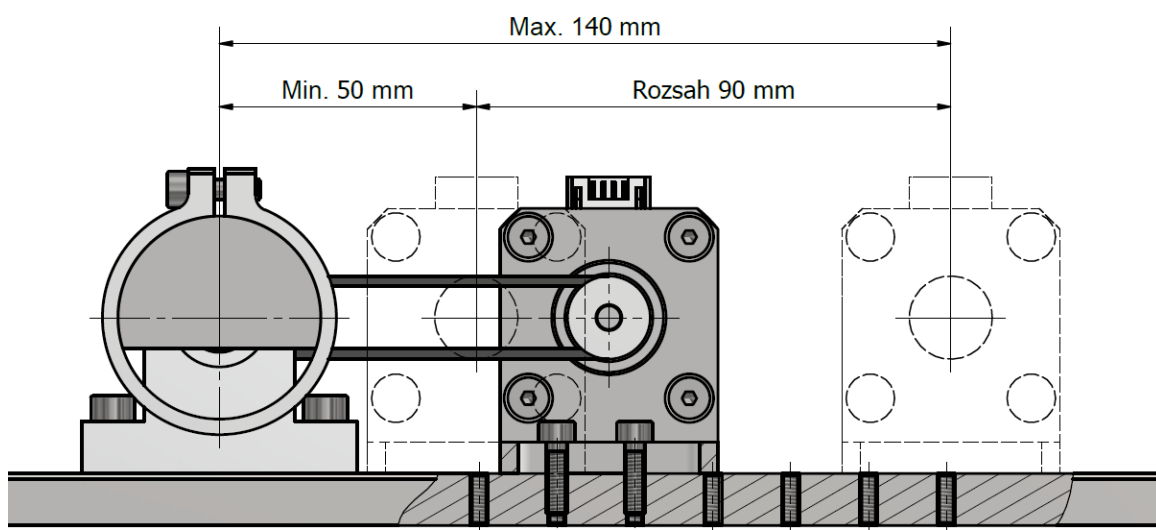
Unašeče, k nimž je model víčka upevněn, má takový tvar, aby po přiložení modelu víčka, jejich společný průřez tvořil kruh. Díky tomu se střed kulové plochy nachází na ose rotace a je tak zajištěna stabilní poloha kontaktního místa. Unašeče jsou poté nalisovány v ložiskách v ložiskových domech. Unašeče jsou dvou typů, unašeč hnaný, kterým je pomocí řemene a řemenice otáčeno, a unašeč volný, který společně s hnaným zajišťuje stabilní polohu kontaktu.



Obrázek 6-3 Schéma řezu mechanické části rotačního modulu Aramis

## 6.1.2 Pohonné prvky

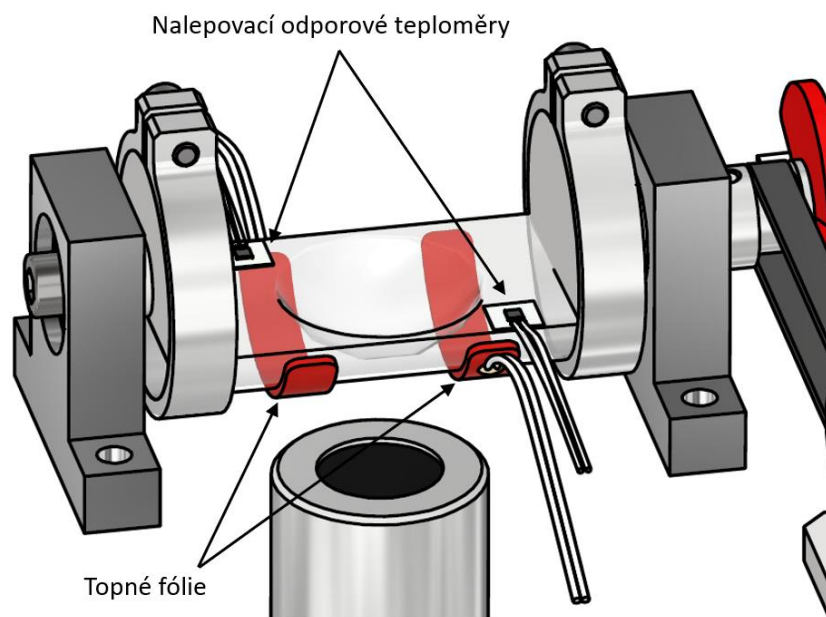
Pro zajištění pohybu byl zvolen krokový motor NEMA 17. Jedná se o pohon, který je běžně využíván v zařízeních vyžadující přesný a programovatelný pohyb a zároveň nevyžadují vysoký krouticí moment, například 3D tiskárny. Aby bylo možné v simulátoru měnit nejvyšší dosažitelnou rychlost a maximální krouticí moment, je rotační pohyb unašeče ovlivněn řemenovým převodem. Aby bylo možné použít různé sady řemenic, pro zajištění maximální rychlosti nebo maximálního krouticího momentu, byl držák motoru navržen polohovatelný, viz obrázek 6-4. Důvodem je rozdílná osová vzdálenost při požití různých velikostí řemenic a řemenů. Taktéž je tato vlastnost nutná pro napínání řemene. Motor lze polohovat v rozsahu 90 mm s maximální osovou vzdáleností hřídele motoru a unašeče 140 mm.



Obrázek 6-4 Polohovatelnost krokového motoru NEMA 17.

## 6.1.3 Vyhřívání

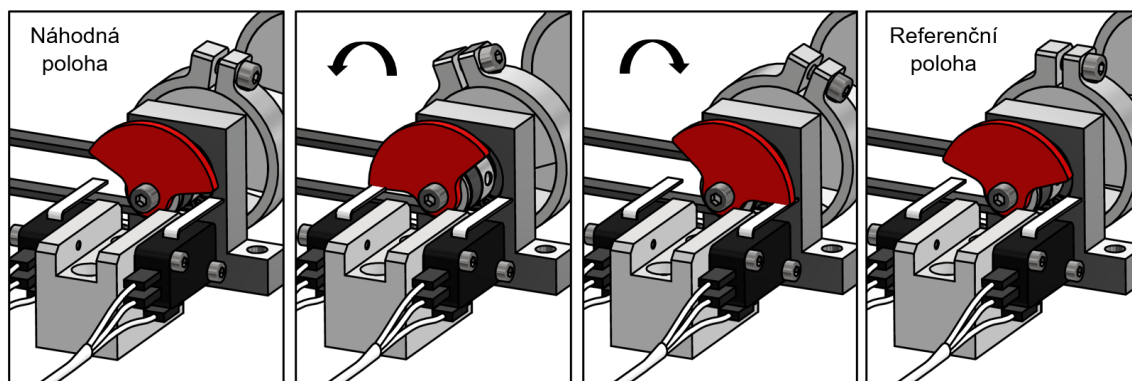
Důležitým parametrem experimentu je teplota kontaktní oblasti. V této konfiguraci pro tento účel byly vybrány topné folie, které se zespod nalepují na model víčka, jak je tomu na obrázku 6-5. Jedná se o fóliové od společnosti Thermo TECH s výkonem 3,7 W a provozním napětím 24 V. Rozměr fólie byl zvolen takový, aby umožňoval montáž i demontáž modelu víčka ze zařízení a zároveň nepřekrývali pozorovaný kontakt. K zajištění požadované teploty jsou na povrchu víčka ještě nalepeny odporové teploměry. Ty jsou dále připojeny do vývojové desky Arduino a pomocí příslušného softwaru řídí dodávku proudu do topných fólií. Aby nedocházelo k nežádoucím deformacím, vlivem tepelné roztažnosti, je maximální nastavitelná teplota určena na 40 °C.



Obrázek 6-5 Vyhřívání modelu víčka topnými fóliemi a snímání teploty nalepovacími odporovými teploměry.

#### 6.1.4 Kalibrační a bezpečnostní prvky

Jelikož se jedná o vývoj zařízení pro vědecké laboratorní účely, byl kladen důraz pro opakovatelnost měření. Z tohoto důvodu je před každým experimentem nutné zajistit, aby tribologické modely vycházely ze stejných referenčních pozic. Proto byla navržena jednoduchá Arduinem řízená kalibrace. K samotnému procesu byly navrženy dvě součásti. Kalibrační vějíř, který je pevně připevněn k hnacímu unašeči, a kalibrační kostka, jejíž součásti jsou dva koncové spínače. Jak lze vidět na obrázku 6-6, spínače jsou umístěny tak, aby při pootočení vějíře došlo ke stisknutí levého nebo pravého spínače.



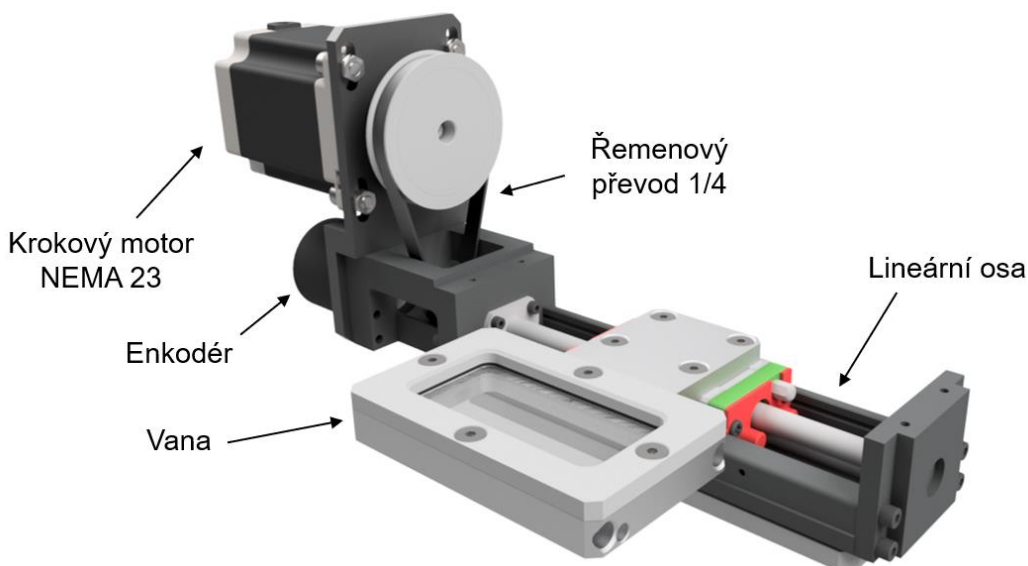
Obrázek 6-6 Kalibrace polohy modelu víčka.

Na obrázku lze též vidět samotný proces kalibrace. Po spuštění experimentu, kdy se poloha víčka nachází v náhodné pozici, dochází k otáčení víčka, a tedy i vějíře proti směru hodinových ručiček. Po stisknutí snímače, je směr otáčení zaměněn do té doby, než dojde ke stisknutí druhého snímače. Arduino poté vyhodnotí úhel pootočení, který víčko mezi spínači urazí a poté pootočí modelem víčka do poloviční úhlové polohy, tzn. do referenční polohy.

Tyto koncové spínače taktéž slouží jako bezpečnostní prvek. Pokud by během experimentu docházelo ke ztrátě kroku krokového motoru, mohlo by následně dojít k nárazu modelu víčka do upínače modelu oka. To by mělo za následek přenesení velkého zatížení do tenzometrických snímačů a mohlo by tak dojít k jejich zničení. Dojde-li tedy ke stisknutí jednoho ze snímačů v průběhu experimentu, bude následně zamezen pohyb krokového motoru a přerušen experiment.

## 6.2 Reciproční modul D'Artagnan

Druhým modul tribologického simulátoru je reciproční modul, vycházející z koncepčního řešení D'Artagnan. Render tohoto zařízení je vyobrazen na obrázku 6-7. Tento modul byl navržen pro případ, že testovaným vzorkem budou kontaktní čočky nebo zvířecí oční bulvy. Tyto vzorky totiž disponují složitou geometrií, pro které by bylo náročné navrhnout a vyrobit model víčka, jenž by umožnil simulovat konformní kontakt. Z tohoto důvodu tento modul pracuje na konfiguraci pin on plate, kde model víčka představuje PMMA transparentní destička umístěná ve vyhřívané vaně.



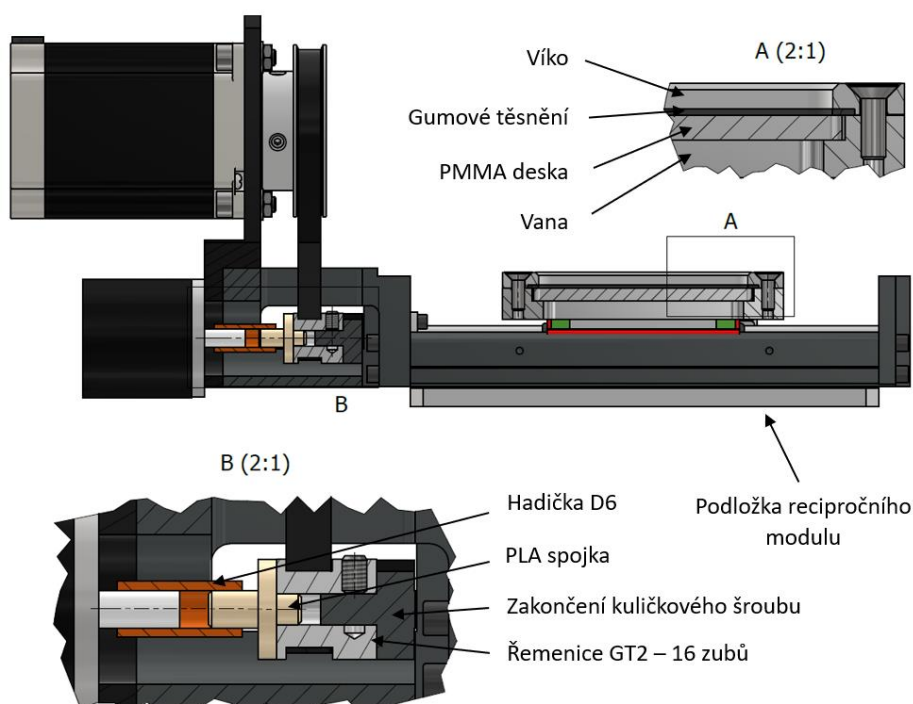
Obrázek 6-7 Schéma recipročního modulu D'Artagnan.

## 6.2.1 Mechanické prvky

Hlavní částí recipročního modulu je komerčně prodávaná lineární osa s kuličkovým šroubem od společnosti Hiwin. Aby bylo možné tuto osu využít pro návrh recipročního modulu, byly zapotřebí vyřešit dva konstrukční uzly. Jedním je konstrukce vyhřívané vany, v níž je uložena transparentní destička, viz obr. 6-8 detail A. Druhým uzlem byl způsob pohánění kuličkového šroubu a jeho spojení s enkodérem pro záznam aktuální polohy vany v daném čase, viz obr. 6-8 detail B.

Vana byla navržena tak aby bylo možné snadno a rychle vyměnit a vyčistit transparentní desku. Proto byl do vany vyfrézován rámeček, do kterého se deska vkládá. Poté je na spáře mezi deskou a rámečkem vany umístěno těsnění. To je následně přitlačeno víkem pomocí čtyř šroubů s kuželovou hlavou. Díky těsnění a víka lze povrch zalít mazivem a simulovat tak slzný film. Vanu lze naplnit maximálně 4,3 ml maziva. Celá sestava vany je poté čtyřmi šrouby připevněna k vozíku lineární osy.

Jelikož krokový motor neumožňuje rychlost otáčení dostačující pro vygenerování požadované rychlosti vany, bylo nutné motor zpřevodovat na vyšší rychlost pomocí řemenového převodu. Z tohoto důvodu nebylo možné mít motor ve společné ose s kuličkovým šroubem, a proto byl do osy šroubu umístěn enkodér. Kvůli řemenici, která je nasazena na válcovém zakončení kuličkového šroubu nebylo možné propojit šroub s enkodérem běžnou spojkou, a z toho důvodu byla navržena jednoduchá 3D tištěná spojka, která je nalepena na řemenici a pomocí nasunuté hadičky spojena s hřídelí enkodéru.

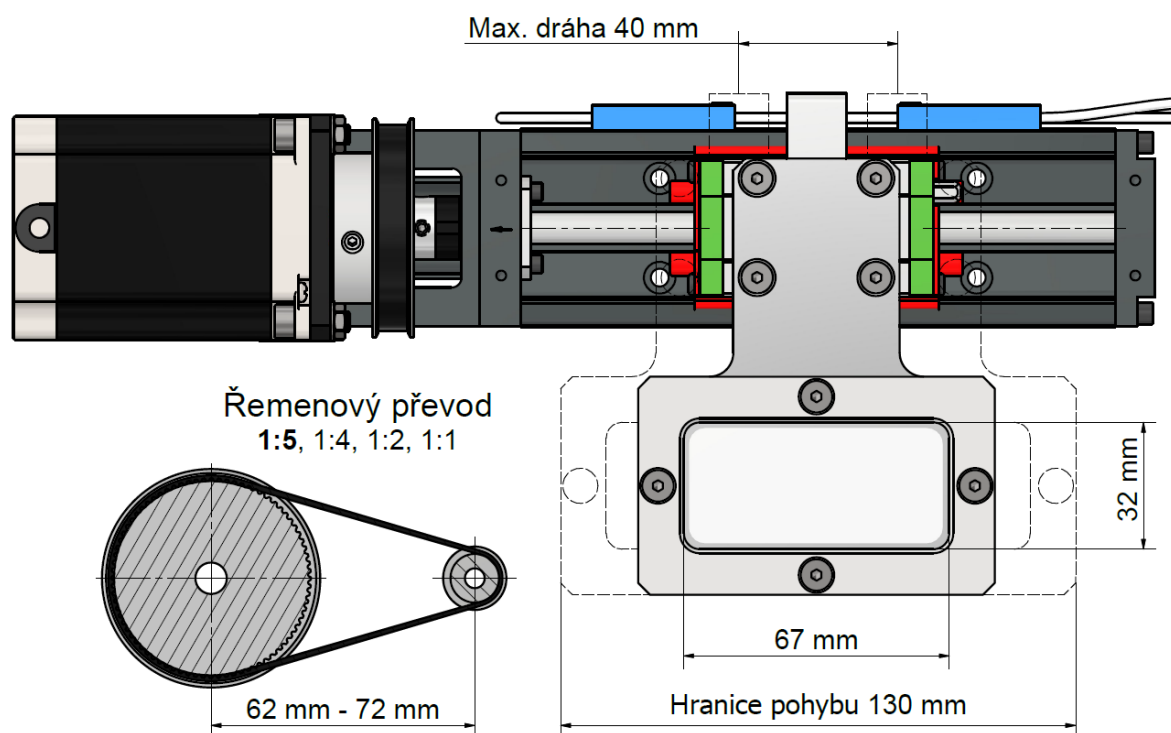


Obrázek 6-8 (A) Detail složení vany, (B) Detail zapojení enkodéru ke kuličkovému šroubu (B).

## 6.2.2 Pohonné prvky

Pro zajištění rotace kuličkového šroubu byl zvolen krokový motor NEMA 23 dosahující kroutícího momentu  $1,8 \text{ N}\cdot\text{m}$  a maximální rychlostí  $1500 \text{ min}^{-1}$ . Jelikož má kuličkový šroub stoupání  $2 \text{ mm}$  byla by maximální dosažitelná rychlost vany pouhých  $50 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-2}$ . Proto bylo nutné do návrhu implementovat řemenový převod, který by zvýšil hodnotu relativního pohybu na  $160 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ . Jak lze vidět na obrázku 6-9, pro převod byla zvolena sada 4 řemenových převodů od poměru 1:5 do 1:1. Pro tento účel byly zvoleny řemeny a řemenice typu GT2 s šířkou řemene  $6 \text{ mm}$ . Délka osové vzdálenosti byla navržena jako nastavitelná v rozmezí od  $62 \text{ mm}$  do  $72 \text{ mm}$ .

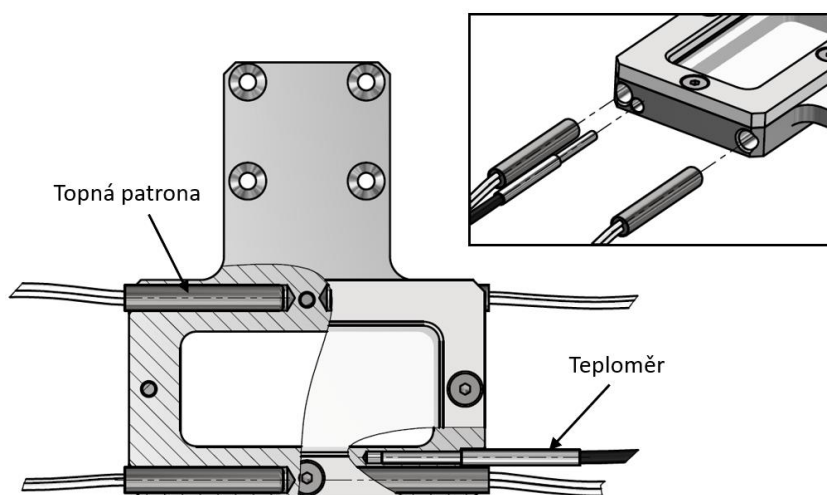
Co se týče maximální vzdálenosti, kterou může vana při recipročním pohybu vykonat, ta byla stanovena na  $40 \text{ mm}$ , s ohledem na požadavky zákazníka a taktéž z důvodu snížení velikosti objemu vany. V případě že by byla dráha pohybu větší, bylo by zapotřebí širší vany, a tak i většího množství maziva pro zaplavení kontaktu.



Obrázek 6-9 Schéma pohonných prvků, rozsahu recipročního pohybu a řemenového převodu.

### 6.2.3 Vyhřívání

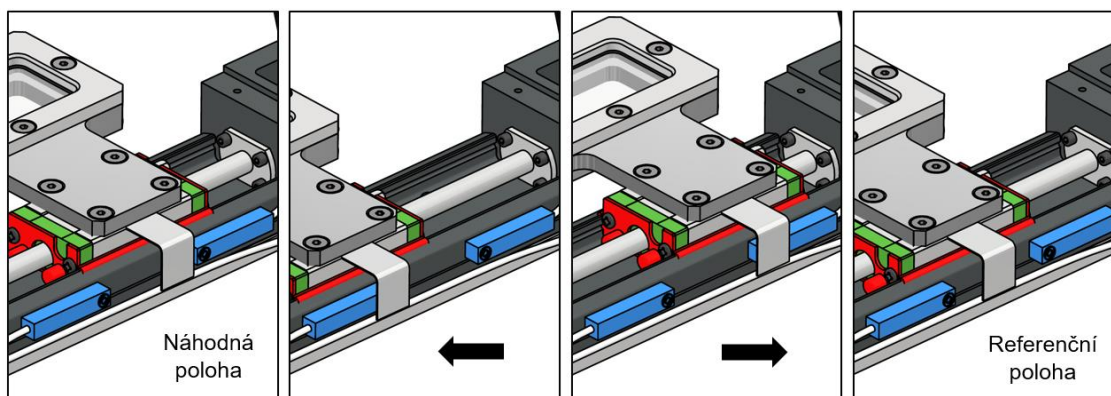
Pro vyhřívání vany byly zvoleny topné patrony, které lze vidět na obrázku 6-10. Jelikož jsou tyto patrony běžně využívány v laboratoři, kde bude umístěn i tento simulátor, bylo jejich zvolení nejvýhodnějším řešením. Aby bylo možné je implementovat byly do stěn vany vyvrtány a vystruženy otvory o průměru 6,5 H7. Taktéž ještě byl v blízkosti jedné patrony vyroben otvor, pro implementaci odporového teploměru. Ten složí k zajištění požadované teploty a regulaci elektrického proudu dodávaného do topných patron.



Obrázek 6-10 Instalace topných patron a teploměru.

### 6.2.4 Kalibrační a bezpečnostní prvky

Pro nastavení referenční polohy modelu víčka (vany), byl využit stejný princip kalibrace jako u rotačního modulu, s tím rozdílem, že zde byly zvoleny bezkontaktní koncové spínače. Jedná se o indukční snímače napájené 12 V, které jsou součástí komerční lineární osy. Aby došlo k registraci pohybu vany při průjezdu kolem snímače, je k vaně připevněn ocelový plechový díl, viz obrázek 6-11. Výstupem těchto snímačů je poté digitální signál, přiváděný do vývojové desky Arduino. I zde slouží spínače jako bezpečnostní pojistka před kolizí.



Obrázek 6-11 Kalibrace polohy vany.

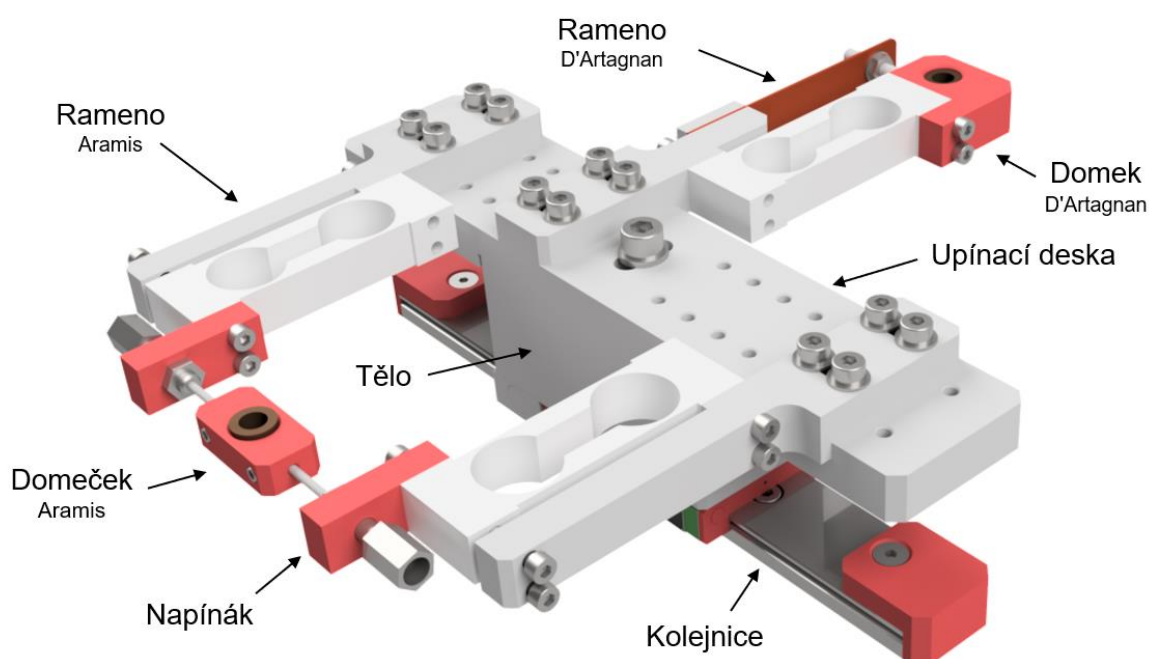


## 6.3 Sensorika pro měření tření

Hlavní funkcí tribologického simulátoru je měření součinitele tření ve studovaném kontaktu. Pro tento účel byl navržen modul tření, jehož schéma je zobrazeno na obrázku 6-12. Při návrhu modulu byl kladen důraz na univerzálnost a snadnou rozebíratelnost. Proto je dominantní částí tohoto modulu upínací deska, k níž lze upínat různé typy konfigurací pro měření. Konfiguraci pro měření tření na rotačním modulu Aramis tvoří dvě ramena, k nimž jsou přišroubovány tenzometrické snímače. K volným koncům snímačů jsou dále připevněny napínáky, mezi nimiž je pomocí lanek nebo tyček zavěšen domeček s kluzným ložiskem.

Druhá konfigurace byla navržena pro modul reciproční, a ta se skládá z ramene, k němuž je z jedné strany připevněn tenzometrický váhový snímač a z druhé strany listová pružina. Na konci tenzometrického snímače se nachází domeček s ložiskem, který je pomocí listové pružiny a šroubu předepjatý.

Upínací deska je společně se zvolenou konfigurací umístěna na tuhém těle, na jehož spodní části je připevněn kuličkový vozík a brzda. Vozík, společně s brzdou je pohyblivě uložen v kolejnici. Ta je z obou stran zatarasena hliníkovými dorazy, aby nedošlo k vyjetí modulu z kolejnice.

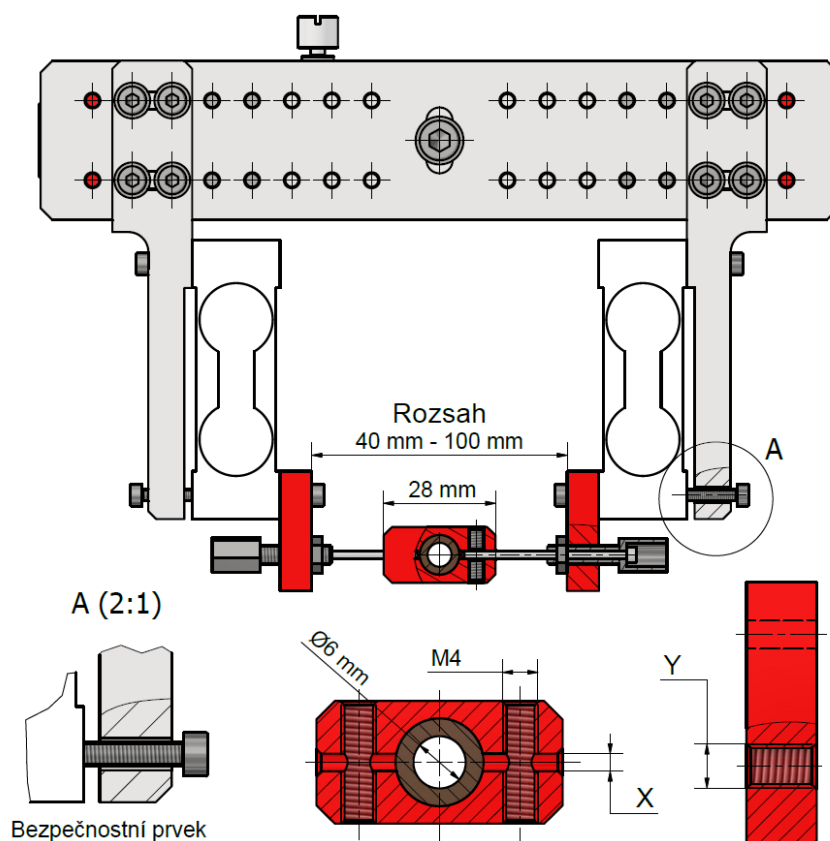


Obrázek 6-12 Schéma modulu tření a popis jeho hlavních částí.

### 6.3.1 Modul tření konfigurovaný pro rotační modul

Pro měření tření v rotačním modulu byla navržena konfigurace využívající dvou tenzometrických snímačů, mezi nimiž je zavěšený a napnutý ložiskový domeček, viz obrázek 6-13. Součástí domečku je kluzné ložisko, do kterého je později uložen čep s modelem oka a závažím. Princip měření tření je takový, že třecí moment, který bude při experimentu působit na model oka a tím pádem i na čep bude v podobě reakční síly přenesen do ložiskového domečku. Domeček, který je pomocí tyček, případně lanek zavěšen mezi napínači, následně přeneše reakční sílu na tenzometrické snímače. Tento princip je detailněji popsán v kapitole 5.1.3.

Aby bylo možné použít různých typů tyček nebo lanek k přenesení reakční síly do tenzometrů, bylo navrženo několik sad domečků a napínačů. Důvodem je možnost otestování a možný výběr nejlepšího řešení pro přenesení reakčních sil. Na obrázku 6-13 je vidět že v případě domečku se vyráběné kusy liší průměrem bočních otvorů a v případě napínačů se jednotlivé kusy liší velikostí závitů pro napínací šroub. Pro napínání tyček (lanek) byly zvoleny napínací šrouby, běžně používané k napínání brzdných lanek cyklistických kol. Pro přehlednost byla k obrázku 6-13 vytvořena tabulka 6-1, na které jsou vypsány rozměry otvorů domků a velikosti závitů napínačů. Dále lze na obrázku 6-13 v detailu A vidět otvor v rameni, jehož účelem je za pomoci šroubu v tenzometru, zamezit většího předepjetí tenzometru, než je doporučováno, a tak i zamezit jeho zničení.



Obrázek 6-13 Modul tření konfigurovaný pro rotační modulu.

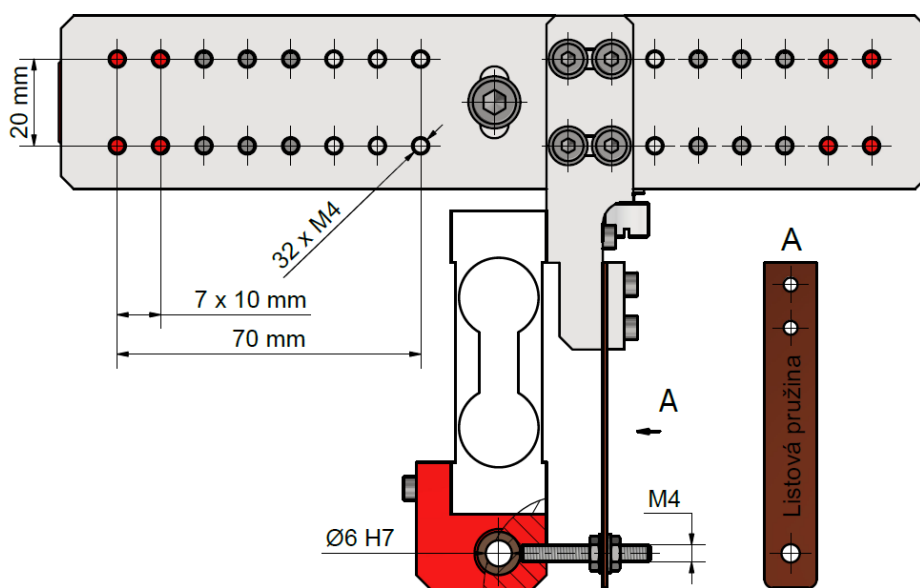
Tabulka 6-1 Rozměry pro obrázek 6-13.

Rozměr X Domek Aramis	Počet vyráběných kusů	Rozměr Y Napínák	Počet vyráběných kusů
1 H12	2	M4	4
1,5 H12	2	M5	4
2 H12	2	M6	4
2,5 H12	2	M8	4
3 H12	2	-	-

### 6.3.2 Modul tření konfigurovaný pro reciproční modul

Na rozdíl od předchozí konfigurace, pro měření tření v recipročním modulu je využíváno pouze jednoho váhového tenzometru. Důvodem je zvýšení citlivosti a přesnosti, kterého je zapotřebí pro měření tření s nízkým zatížením. Zároveň by využití předchozí konfigurace pro měření tření v recipročním modulu nebylo vhodné, jelikož lanka ani tyčky nejsou dostatečně tuhá, což by mělo za následek pohyb kontaktního místa během experimentu. U rotačního modulu toto riziko nehrozí, jelikož je model oka uložen v kulové jamce díky čemuž je pohyb modelu oka omezen.

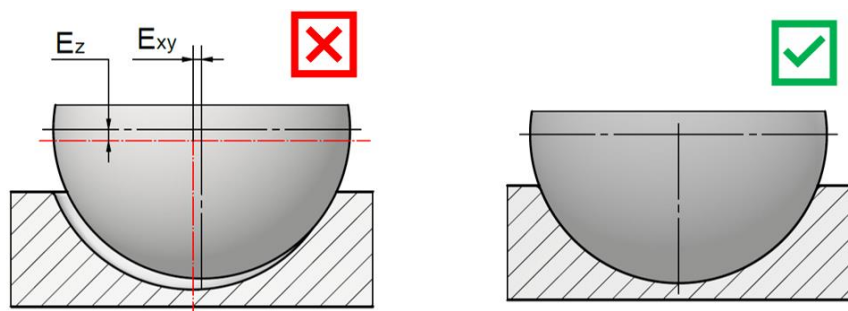
Jak lze vidět na obrázku 6-14, ke konstrukci ramene je připevněna navíc listová pružina, která má za cíl, předepjat tenzometrický snímač. Důvod je ten, že tyto typy snímačů jsou vyráběny pro jeden směr zatížení a v případě, že by při recipročním pohybu byl zatěžován oběma směry, mohli by výsledné hodnoty COF být chybné. Proto je tenzometr díky listové pružině předepjat, aby výsledná reakční síla na tenzometru mířila neustále jedním směrem.



Obrázek 6-14 Modul tření konfigurovaný pro reciproční modul, včetně rozměrů děr v upínací desce.

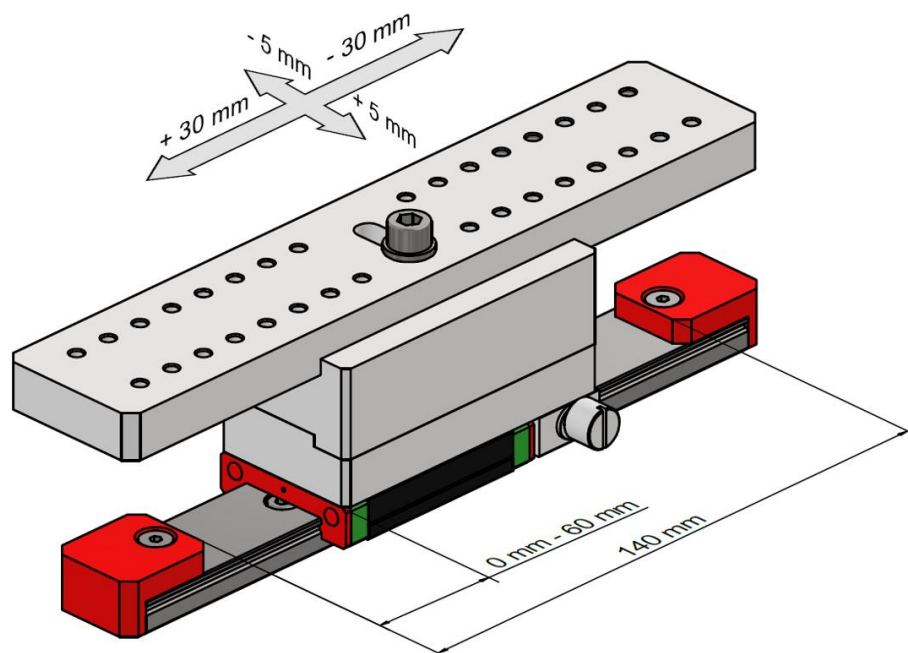
### 6.3.3 Polohování modulu pro měření tření

Pro simulování konformního kontaktu je velmi důležité i jeho ustavení, tzn. aby dosedací kulové plochy byly soustředné a kontaktní tlak rozložený po celém kontaktním povrchu, jak je to zobrazeno na obrázku 6-15. Pokud by model oka nebyl vhodně uložen do jamky modelu víčka, mohlo by dojít k nárůstu kontaktního tlaku v nevhodném místě, což by mohlo mít za následek znehodnocení výsledku COF a TFT.



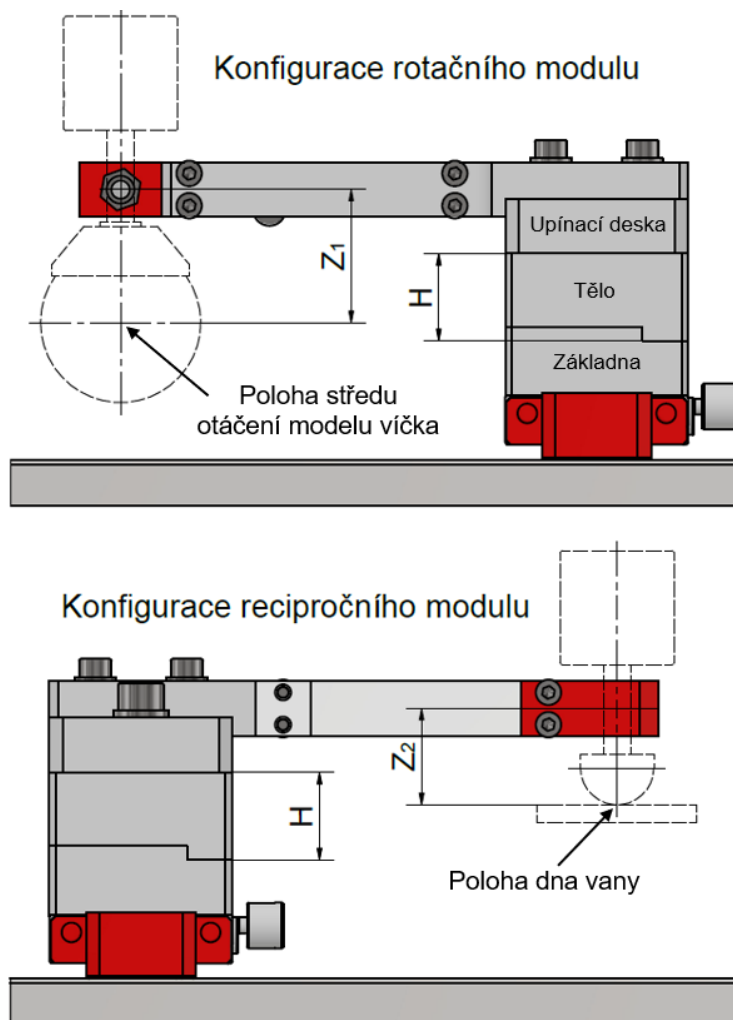
Obrázek 6-15 ustavení kontaktu, nevyhovující a žádoucí.

Z tohoto důvodu musel být modul pro měření tření polohovatelný ve všech horizontálních směrech. Pro tento byl modul umístěn na lineární vedení s využitím kuličkové kolejničky a vozíku od společnosti Hiwin, viz obr. 6-16. Tento způsob vedení byl zvolen kvůli vysokým nárokům na přesnost a tuhosti uložení. Pro zafixování polohy ve směru kolejničky je k modulu připevněna brzda. Na ose kolejničky lze modulem polohovat o 30 mm na obě strany. Pro polohování v kolmém směru vůči kolejničce byl tvar upínací desky uzpůsoben tak, aby tělo modulu vytvářelo efekt kolejničky. Otvor pro fixační šroub má tvar drážky o délce 10 mm aby bylo možné polohovat upínací deskou o 5 mm do obou směrů.



Obrázek 6-16 Polohování modulu pro měření tření ve dvou osách.

Jelikož je jednou z požadavků univerzálnost zařízení, bylo nutné navrhnout modul tak, aby bylo možné měnit jeho vertikální polohu, a tak i zaměřovat různé velikosti modelů očí. Z tohoto důvodu byl modul rozložen do tří segmentů. Upínací deska, tělo a základna, přičemž tělo bylo navrženo jako vyměnitelný díl s deseti různými výškami viz obrázek 6-17 a tabulka 6-2. Pro změnu vertikální polohy by bylo sice možné využít lineárního vedení, na druhou stranu by tím byla snížena tuhost celého modulu.



Obrázek 6-17 Schéma výškové nastavitelnosti modulu pro měření tření.

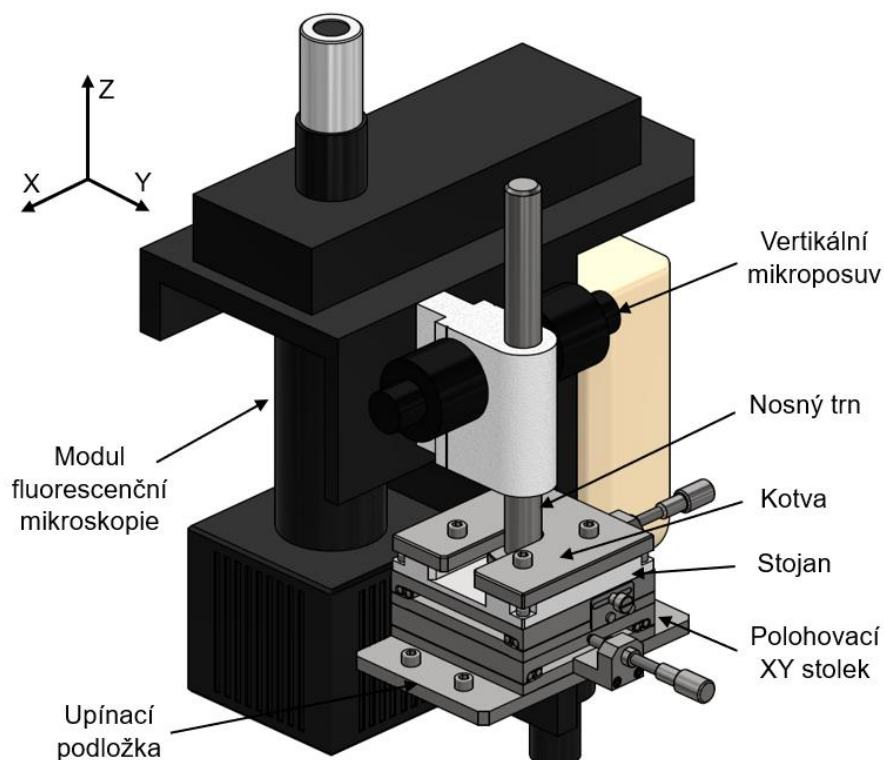
Tabulka 6-2 Rozměry pro obrázek 6-16.

Rozměr H Tělo [mm]	Rozměr Z <sub>1</sub> Rotační [mm]	Rozměr Z <sub>2</sub> Reciproční [mm]	Rozměr H Tělo [mm]	Rozměr Z <sub>1</sub> Rotační [mm]	Rozměr Z <sub>2</sub> Reciproční [mm]
11	17	-	26	32	24
14	20	-	29	35	27
17	23	15	32	38	30
20	26	18	35	41	33
23	29	21	39	45	37

## 6.4 Fluorescenční mikroskopie

Jedním z cílů práce byla implementace modulu fluorescenční mikroskopie do simulátoru. Pro tento účel bylo nutné navrhnout způsob upínání fluorescenčního modulu, který by umožnil polohování ve všech směrech. Navržené řešení je zobrazeno na obrázku 6-18. Nejprve je k modulu fluorescenční mikroskopie připevněn vertikální posuv, který je následně nasunut a zafixován k nosnému trnu. Ten je poté vsunut do drážky stojanu a přitlačen na rovnou plochu drážky stojanu pomocí kotvy. Aby bylo možné takto trn uchytit, je k jeho dolní části přivařen disk, jehož průměr zapadá do drážky stojanu. V kotvě je taktéž vyfrézována drážka, avšak s rozměrem totožným s průměrem trnu. Kotva je přitlačována ke stejné pomoci 4 šroubů M5 s válcovou hlavou. Stojna je dále přišroubována k polohovacímu XY stolku od společnosti Misumi. Tento stůl umožňuje pomocí dvou polohovacích šroubů s malým stoupáním pohybovat fluorescencí o 10 mm v ose X a Y. Pohyb v ose Z zajišťuje vertikální mikroposuv.

Důvodem, proč byl trn navržen jako výsuvný, je bezpečnost při instalaci fluorescence. U dalších simulátorů využívaných zákazníkem se fluorescenční mikroskopie nasazuje na trn ze spodní polohy, a proto je jejich trn na pevně spojen s polohovacím stolkem. Rizikem těchto simulátorů ovšem je, že při nasazování fluorescence na trn, může při špatné manipulaci dojít k vysunutí modulu z trnu, a tedy k pádu modulu na podlahu. Z tohoto důvodu byl trn navržen jako násuvný, aby v případě že se modul na trnu uvolní došlo pouze k sesunutí modulu k polohovacímu stolku a následně k jeho zastavení.

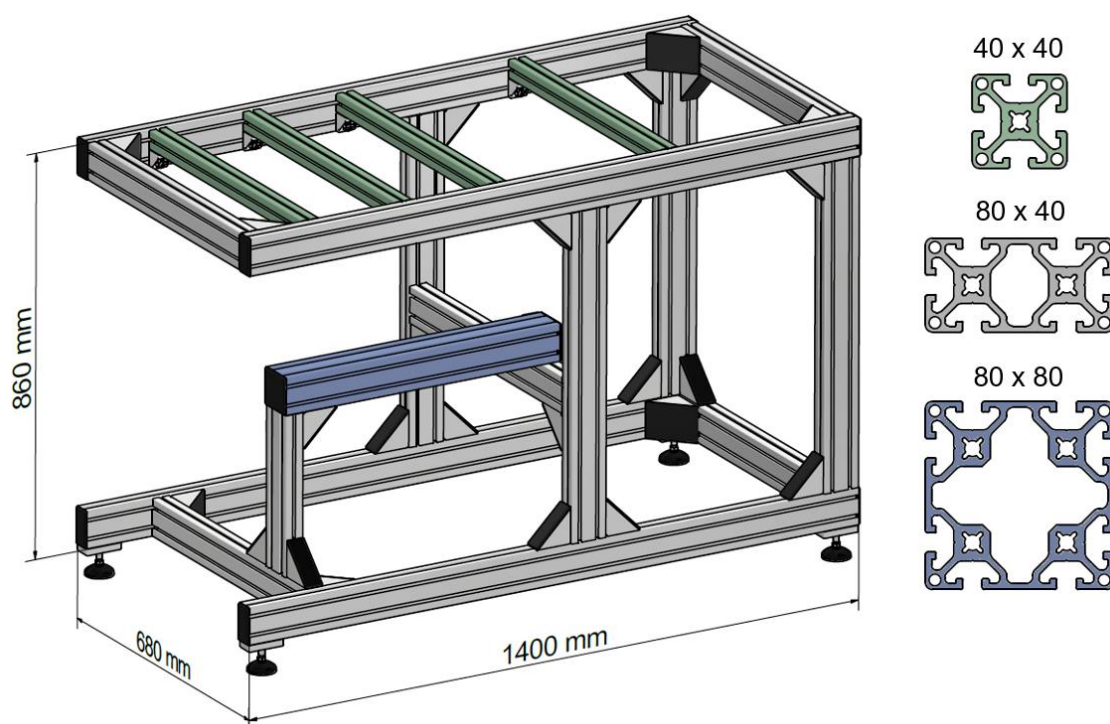


Obrázek 6-18 Sestava fluorescenční mikroskopie.

## 6.5 Rám a pracovní deska

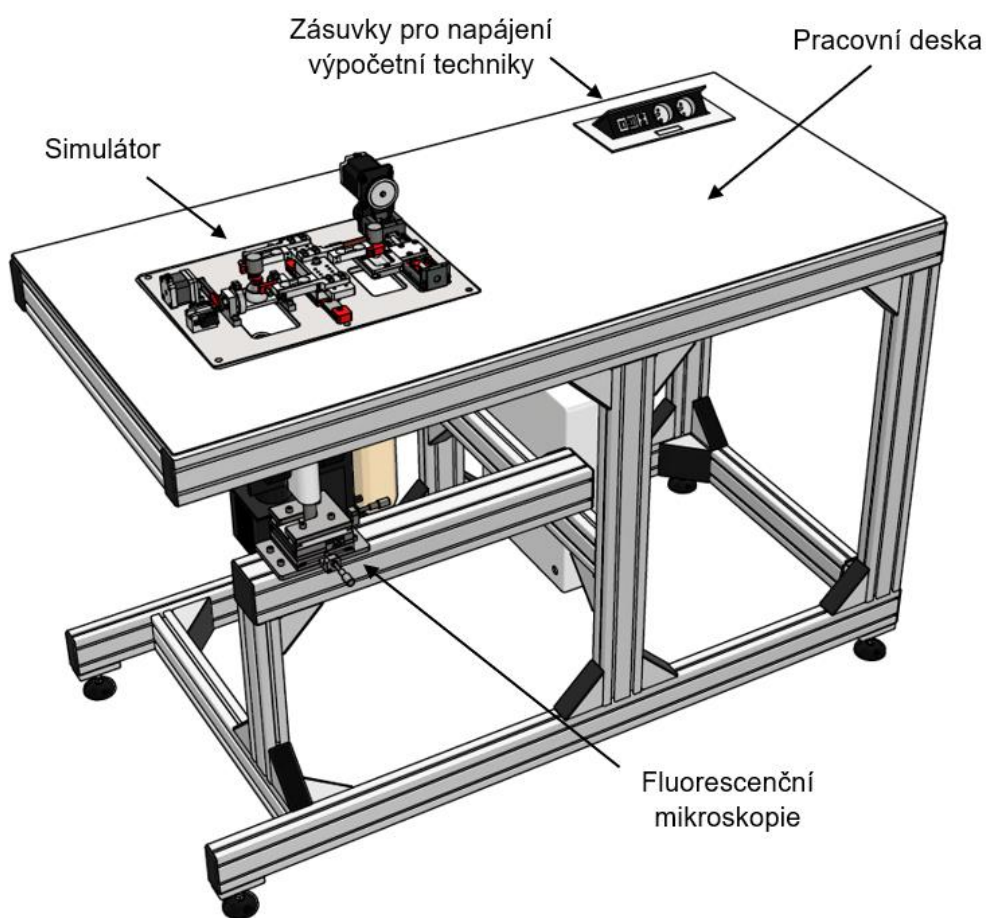
Dalším konstrukčním uzlem byl návrh rámu simulátoru. Pro stavbu rámu byly zvoleny konstrukční hliníkové profily od společnosti Marek, které za pomoci úhelníků umožňují rám sestavit jako stavebnici. Byly zvoleny 3 sady profilů, se šířkou 40x40 mm, 80x40 mm a 80x80 mm, viz obrázek 6-19. Aby bylo zajištěno vysoké tuhosti rámu simulátoru, byl hlavní skelet navržen z plochých profilů 80x40. Pro podložení simulátoru byly zvoleny 3 profily 40x40 a pro uchycení polohovacího XY stolku s fluorescencí byl zvolen profil 80x80. Důvodem volby těchto relativně masivních profilů bylo zajištění tuhé konstrukce, která by eliminovala vznik vibrací.

Tvar rámu byl navržen tak, aby bylo možné snadno a bezpečně instalovat fluorescenční modul. Z tohoto důvodu připomíná rám převráceného písmene C. Pokud by tvar rámu představoval krychli, disponoval by sice lepšími mechanickými vlastnostmi a lepší odolností proti vibracím, avšak přístupnost k polohovacímu stolku, by byla značně omezená.



Obrázek 6-19 Rám simulátoru vyrobený z hliníkových konstrukčních profilů a úhelníků.

Na obrázku 6-20 lze vidět schéma kompletního návrhu simulátoru pro studium tření a mazání oka. K rámové konstrukci byl z vrchní části připevněn simulátor a ke spodnímu profilu (80x80) modul fluorescenční mikroskopie. Simulátor je dále obehnán pracovní deskou, který kopíruje šířkou a délkou rám zařízení. Deska byla navržena z bílého materiálu PE500. Tento materiál byl zvolen, jelikož je běžně využíván v potravinářském a farmaceutickém průmyslu kvůli své odolnosti proti poškrábání a chemické nezávadnosti. Do desky stolu byla dále zapuštěna elektrická zásuvka pro napájení výpočetní techniky a monitoru.



Obrázek 6-20 Simulátor pro studium tření a mazání oka.



## 6.6 Výroba a nákup komponent

Na základě vytvořené výkresové dokumentace, viz příloha, byla zajištěna výroba nenormalizovaných komponent. Pro výrobu mechanických prvků z korozivzdorných materiálů byla poptána společnost Stránský a Petržík spol. s r.o. Volba této společnosti byla založena na dobrých zkušenostech z předchozích projektů. Modely víček se nechaly vyrobit ve Výzkumném centru speciální optiky a optoelektronických systému TOPTECH. Konstrukční hliníkové profily byly nařezány přímo dodavatelem Marek.eu. Pro nákup normalizovaných a komerčních dílů byly poptávány obchody a e-shopy Hiwin, Drátek, Conrad, Farnell a TME.

### 6.6.1 Shrnutí výrobních nákladů a objemu výroby

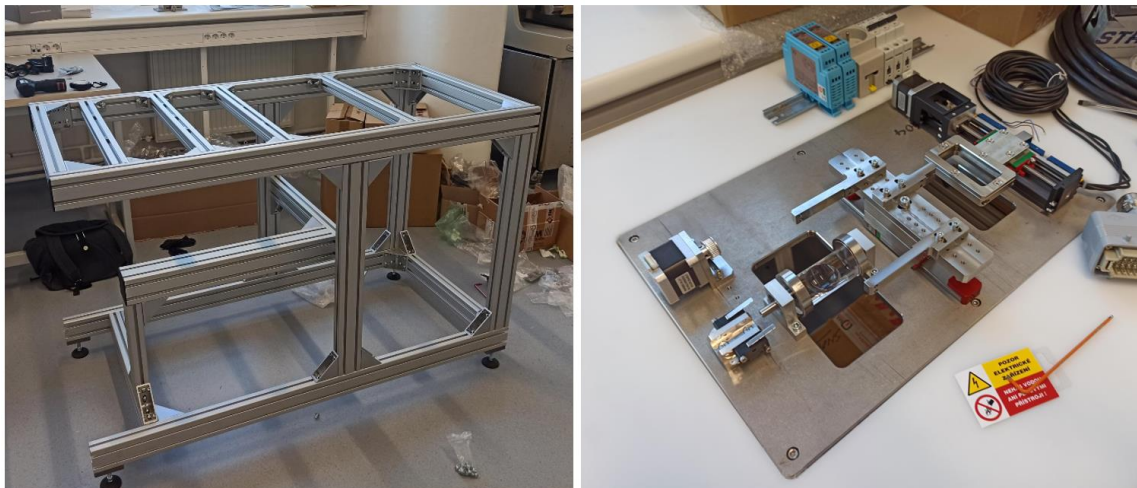
Celkové náklady za vyráběné a nakupované díly jsou shrnuty v tabulce 6-3. V případě výroby obráběných komponent se jednalo o výrobu specifickou pro laboratorní zařízení. Vyrobený a nakoupený počet dílů odpovídal objemu výroby pro 1 kus.

Tabulka 6-3 Shrnutí cenových nákladů za výrobu a nákup komponent.

Skupina	Součásti	Cena bez DPH
Vyráběné díly	Modely oka a modely víčka	50 500 Kč
	Díly modulu pro měření tření	56 000 Kč
	Díly pro polohovací modul fluorescenční mikroskopie	12 500 Kč
	Stolová deska	17 000 Kč
Nakupované díly	Hliníkové prvky a profily (Marek.eu)	43 000 Kč
	Ložiskové domky a XY stolek (Misumi.eu)	19 914 Kč
	Elektronika: transformátory, jističe, kabely atd.	15 000 Kč
	Řídící systém (Arduino)	520 Kč
	Senzorika (tenzometrické snímače, koncové spínače)	40 000 Kč
	Lineární posuv (Hiwin.eu)	13 600 Kč
	Topné fólie, ventilátory, svorkovnice (Conrad.eu)	4 377 Kč
	Počítač ASUS Expert Center E5	20 683 Kč
	Krokové motory NEMA 17	681 Kč
Celkem		293 775 Kč

## 6.7 Montáž

Montáž zařízení započala 22. září 2022. Ta začala stavbou rámové konstrukce v laboratoři výzkumné skupiny Biotribology Research Group, viz obrázek 6-21. Po sestavení rámu stroje byla na její vrchní část připevněna pracovní deska, po níž následovala montáž simulátoru. Ta obnášela jak sestavení všech mechanických prvků, tak i jejich důkladnou kontrolu. Kontrolovány byly rozměrové tolerance a kvalita povrchu, především u eloxovaných součástí. Jako spojovací materiál byly zvoleny převážně šrouby s vnitřním šestihranem (imbusové). Montáž mechanických prvků byla dokončena 25. října 2022.



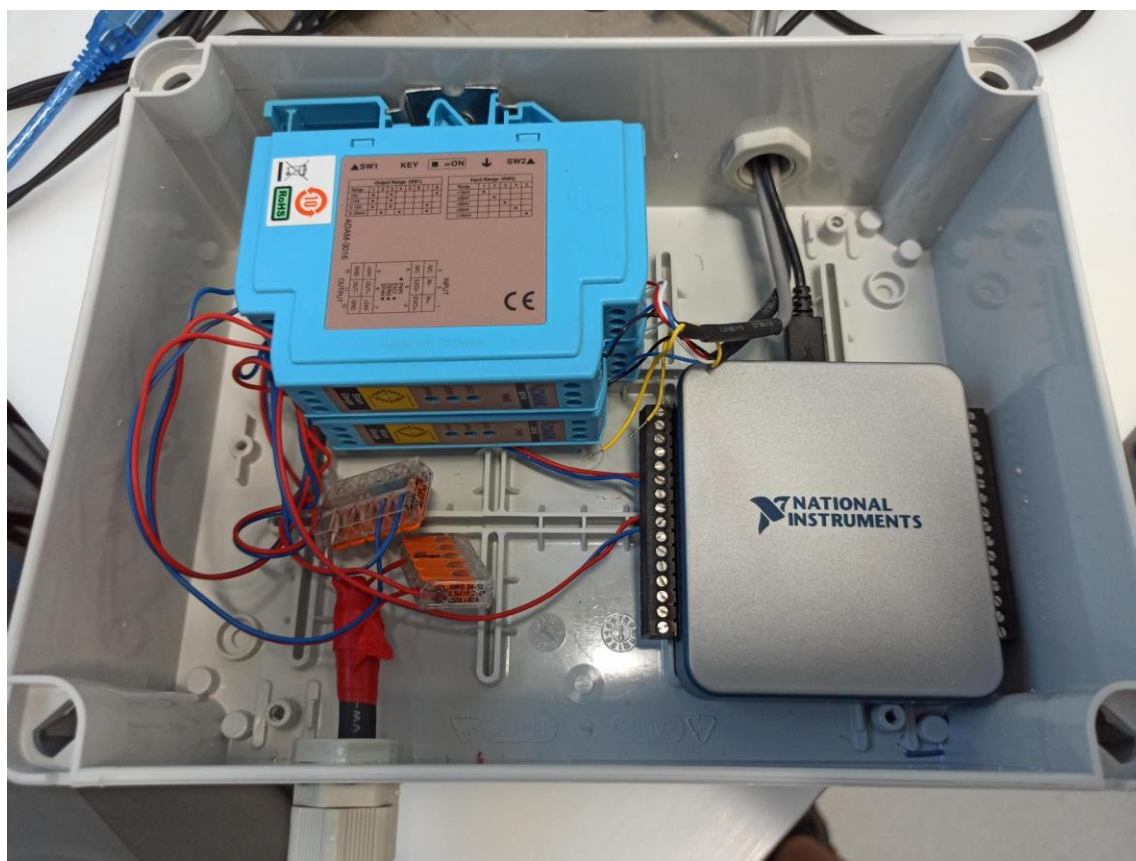
Obrázek 6-21 Fotografie montáže rámu simulátoru.

## 6.8 Elektrotechnika

Jelikož se primární vývoj zabýval konstrukčními prvky, bylo nutné po dokončení montáže započít návrh elektrotechniky. Tento návrh obnášel zapojení tenzometrických snímačů pro záznam silových účinků, návrh řídicího systému pro zajištění pohybu a návrh ovladače simulátoru.

### 6.8.1 Zapojení tenzometrů

Pro vyčítání silových účinků v tenzometrických snímačů byla zakoupena měřící karta NI USB – 6001, s vzorkovací frekvencí 20 kSPS. Pro zesílení signálu z tenzometrů byly do obvodu zapojeny ještě zesilovače ADAM-3016-AE, díky nimž bylo možné efektivněji měřit změnu napětí, při silovém působení na tenzometru. Fotografie zapojení je zobrazena na obrázku 6-22.



Obrázek 6-22 Zapojení tenzometrů, zesilovačů a měřící karty National Instruments.

Aby bylo zamezeno vzniku elektrického šumu, byla tato elektronika vyseparována od zbylých elektrických zařízení a uschována v samostatném elektrickém boxu. K napájení zesilovačů byl využit LED průmyslový zdroj s výstupním napětím 12 V. Jelikož je u zesilovačů požadované napětí 24 V, byl do elektrického obvodu přidán step-up měnič. Přívod elektrické energie do elektrického boxu byl veden stíněným kabelem.

## 6.8.2 Řízení

Pro řízení krokových motorů byla zvolena vývojová deska Arduino Mega, která disponuje 16 analogovými a 54 digitálními piny. Tato deska je běžně využívána při vývoji jednoduchých i složitých elektrických zařízení, požadujících velké množství vstupních a výstupních připojení, a proto byla zvolena i pro řízení simulátoru. Do digitálních vstupů této desky byly zapojeny koncové spínače určené pro kalibraci modulů. Dále byly přes drivery TB6600 zapojeny krokové motory NEMA 17 a NEMA 23. Jeden krok těchto motorů odpovídá rotaci hřídele motoru o  $1,8^\circ$ . Aby byla zlepšena plynulost pohybu byly drivery nastaveny na mikro-krokování 1/16. To znamená že jeden krok krokového motoru byl následně rozdělen na 16 kroků, díky čemuž lze plynuleji měnit rychlost otáčení a taktéž polohovat hřídel motoru po  $0,11^\circ$ .

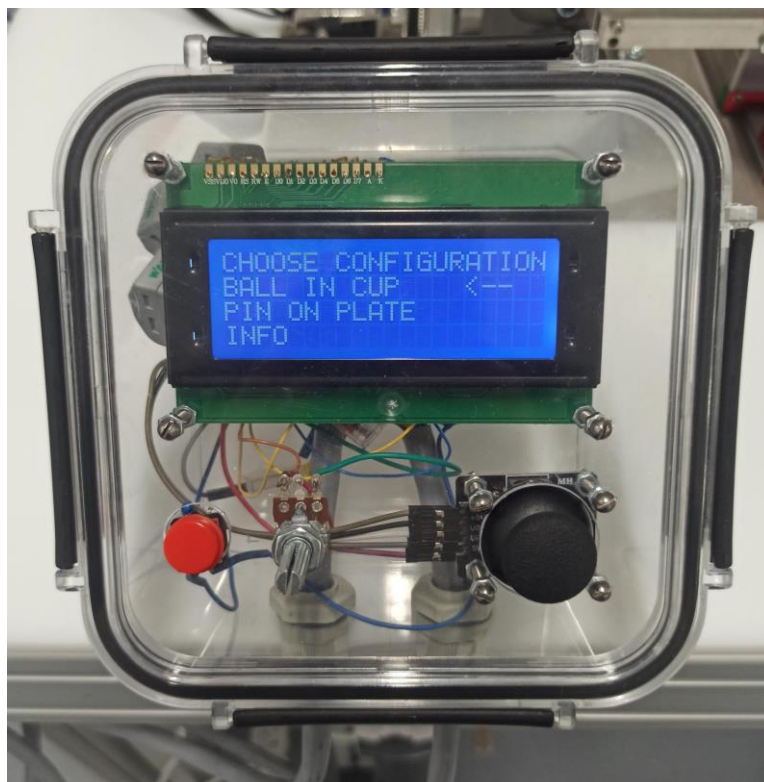
Co se týče dodávky elektrické energie, k napájení driverů krokových motorů byl využit 12 V průmyslový zdroj. Tento zdroj dále napájí vývojovou desku Arduino a ventilátory, sloužící k chlazení driverů a zdrojů. Veškerá tato elektronika byla umístěna do elektrické skříně, která je zobrazena na obrázku 6-23. Na boku skříně se nachází bezpečnostní tlačítko, které, v případě zmáčknutí, odpojí veškerou elektroniku od dodávky elektrického proudu. Tato skříň je dále vybavena jednofázovým jističem s charakteristikou zátěže B a maximálním proudem 6 A. Důvodem umístění jističe je ochrana elektrických zařízení před přepjetím a taktéž k zabránění vyhození hlavních jističů v prostorách laboratoře.



Obrázek 6-23 Elektrická skříň obsahující průmyslové zdroje, jističe, drivery a vývojovou desku Arduino.

### 6.8.3 Ovládání

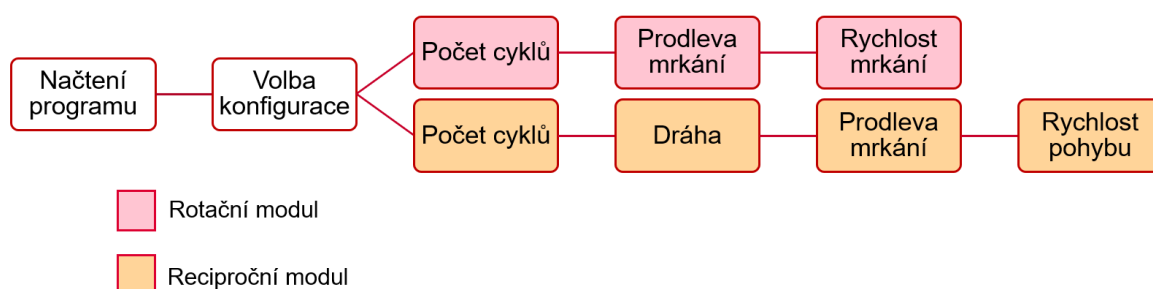
Důležitým prvkem návrhu simulátoru byl ovladač, kterým by bylo možné nastavovat parametry experimentu a volit mezi recipročním a rotačním modulem. Pro tento účel byl navržen ovladač, zobrazený na obrázku 6-24. Tělo ovladače je tvořeno transparentním boxem, v jehož vnitřní části se nachází modrý LCD display. Na přední části ovladače se nachází červené reset tlačítko, které umožňuje restartovat program a zároveň zastavit experiment v jeho průběhu. Vedle něj se nachází potenciometr k nastavení jasu displeje. V pravém dolním rohu byl umístěn joystick, jehož naklápěním je prováděno scrollování v menu a nastavování hodnot parametrů, a jeho stisknutím potvrzování výběru.



Obrázek 6-24 Ovladač simulátoru pro studium tření a mazání oka.

### Ovládací rozhraní

Na obrázku 6-25 je zobrazeno schéma, které specifikuje možnosti nastavení na ovladači. Nejprve se volí mezi typem konfigurace. Poté se nastavuje počet prováděných cyklů, rychlost pohybu v  $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , délka prodlevy mezi rotačními nebo recipročními cykly (tzn. že se nastavuje frekvence mrkání) a v případě recipročního modulu se ještě nastavuje velikost dráhy pohybu v mm. Pro zajištění nastavitelnosti všech těchto parametrů a pro řízení krokových motorů byl sepsán v počítačové aplikaci Arduino skript, jenž byl později nahrán do vývojové desky. Tento skript byl do diplomové práce přidán v podobě přílohy.



Obrázek 6-25 Nastavitelnost parametrů experimentu pomocí ovladače.

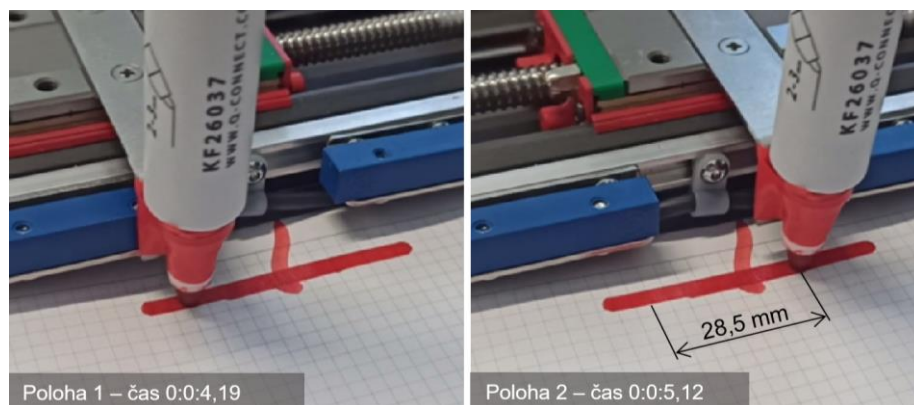
## 6.9 Validáční experimenty

Po dokončení montáže a zapojení elektrotechniky bylo provedeno několik validačních experimentů. Ty hlavní se zabývaly ověřením požadovaných dynamických parametrů simulátoru, funkčnosti měření fluorescenční mikroskopii a měřením součinitele tření mezi třecími kontakty na rotačním a recipročním modulu. Výsledky těchto měření byly následně porovnávány s výsledky právě probíhajícího výzkumu vedeným Bc. Vlastimilem Kulíškem.

### 6.9.1 Dynamické parametry simulátoru

První validační experiment se zabýval testováním dosažitelných rychlostí třecích těles. Pro tento účel byla provedena série testů, kde u recipročního i rotačního modulu byla postupně zvyšována zadaná rychlost a kontrolováno, zdali nedochází ke ztrátě kroku, případně k zasekávání motoru. V případě rotačního modulu byly experimenty prováděny se všemi typy modelů víček, přičemž bylo dosaženo maximálních obvodových rychlostí až  $400 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . Při vyšších nastavených rychlostech docházelo k zasekávání krokového motoru. Jelikož byla požadovaná obvodová rychlost  $160 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ , lze rotační modul považovat za funkční.

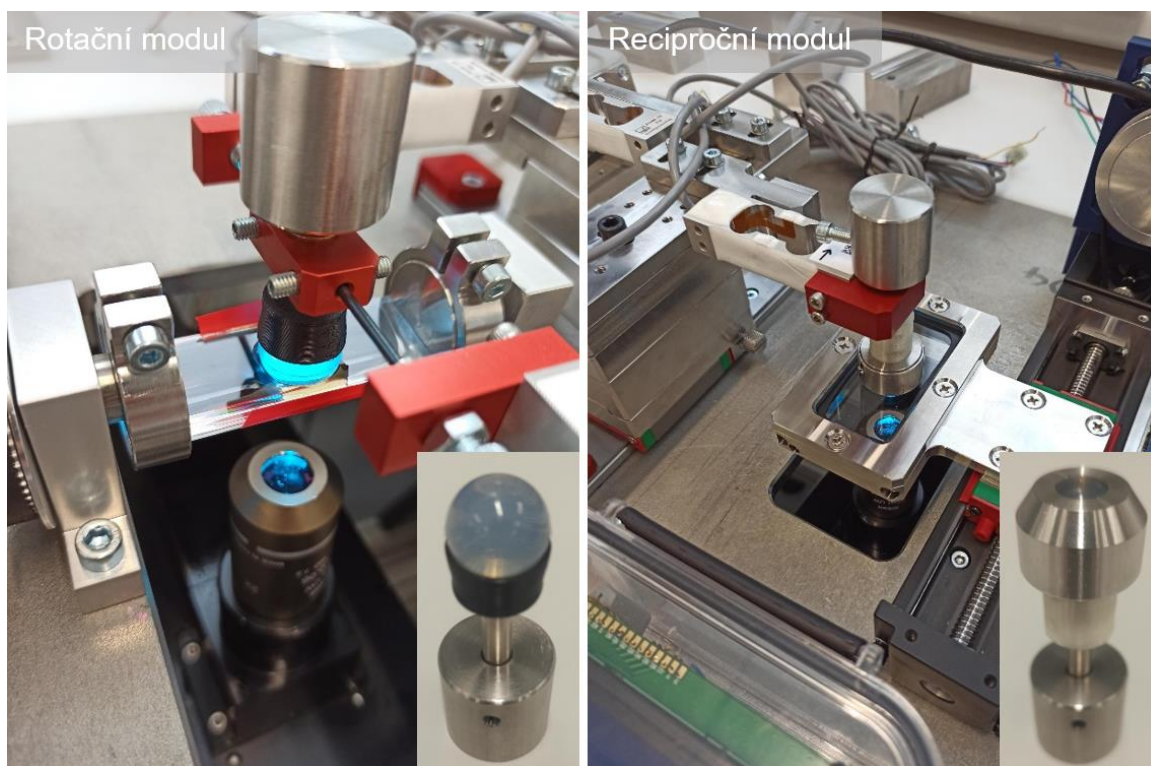
V případě recipročního modulu byla nejvyšší dosažená rychlost kontrolována principem, který je využíván u úsekových radarů. Z videozáznamu byly pořízeny dva snímky, z nichž byla následně vyčtena vzdálenost a doba přejetí, viz obr. 6-26. Vydělením vzdálenosti časem přejezdu byla vypočtena maximální rychlost pohybu pouhých  $30,64 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . Tato rychlost byla měřena při zapojení řemenového převodu v poměru 1:5. Na základě podezření, že motor neumožňuje vyšší rychlosti kvůli vysokým nárokům na kroutící moment, byl proveden test rychlosti i s převodem 1:1. Maximální rychlost otáčení hřídele motoru tato úprava nijak neovlivnila, jelikož pohyb recipročního modulu byl 5krát menší. To znamená že důvodem nízkých otáček krokového motoru není ve vysokých nárocích na kroutící moment, ale jedná se o problém v naprogramování. Pro zajištění vyšších rychlostí bude zapotřebí změny řídicího skriptu nahraného ve vývojové desce Arduino.



Obrázek 6-26 Měření maximální rychlosti recipročního modulu.

## 6.9.2 Fluorescenční mikroskopie

Pro ověření funkčnosti pozorování vývoje slzného filmu byly použity tři 3 vzorky umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové s rozdílnou molekulovou hmotností. Jedná se o vzorky značené jako HEPES 27, HEPES 28 a HEPES 29, přičemž HEPES 29 má nejvyšší molekulovou hmotnost. Modelem oka při testování byla PDMS kulička s tvrdostí 50 Sh a průměrem 17,6 mm. V případě recipročního modulu byla na povrch kuličky nasazena ještě kontaktní čočka Acuvue Oasys, stejně jako tomu bylo v experimentech Bc. Kulíška. Na obrázku 6-27 lze vidět fotografie modulu, včetně zobrazených detailů na modely očí. Celková hmotnost modelu oka včetně závaží a upínače byla u rotačního modulu 104,113 g a u recipročního modulu 134,87 g.

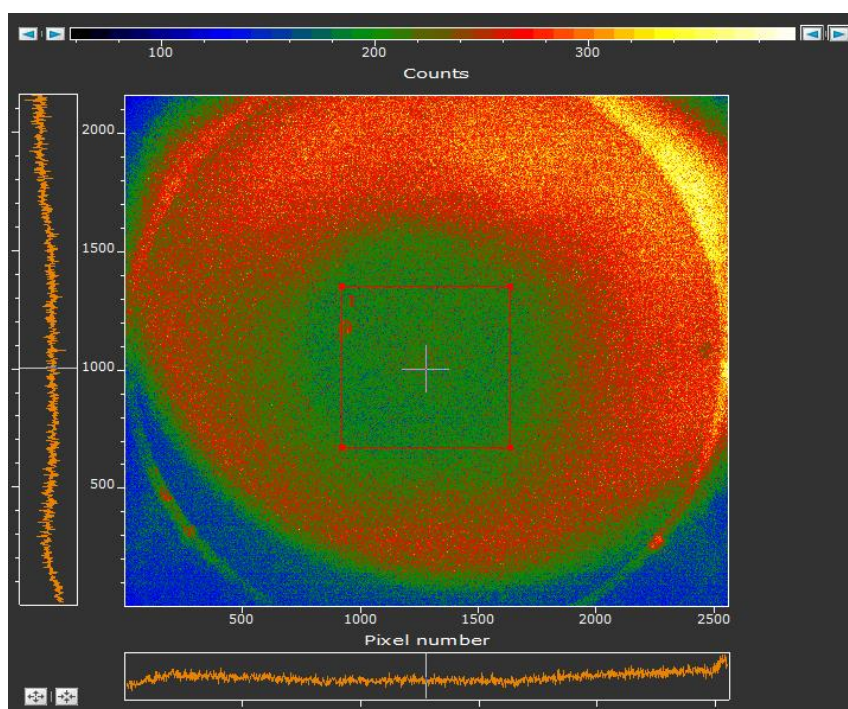


Obrázek 6-27 Fotografie validačních měření tloušťky slzného filmu metodou fluorescenční mikroskopie na rotačním a recipročním modulu.

### Reciproční modul

V případě recipročního modulu byly vstupními parametry, rychlost pohybu  $30 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ , dráha pohybu 20 mm, prodleva mezi mrknutími 0 s, a zatížení 1,32 N (vypočteno z hmotnosti modelu oka 134,87 g). Počet cyklů byl nastaven tak, aby doba experimentu přesáhla čas nahrávání fluorescenční mikroskopii, přesněji 18 sekund.

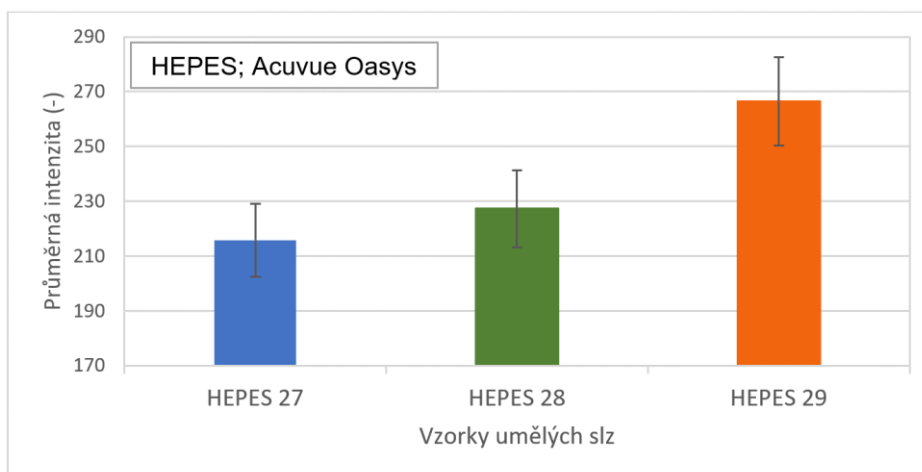
Výsledkem validačního experimentu bylo 9 měření, pro každý vzorek po třech, přičemž každé měření obsahovalo výměnu maziva a kontaktní čočky. Na obrázku 6-28 lze vidět fluorescenční snímek kontaktu při měření s HEPES 28. Na snímku jsou barevnou paletou znázorněny lokální hodnoty naměřené intenzity světla. Modrými barvami jsou zobrazeny místa s nízkou intenzitou, a tedy s tenkou vrstvou mazací vrstvy, a červeně místa s vysokou intenzitou, tedy s vysokou vrstvou mazací vrstvy. Z těchto snímků byly poté vyexportovány data, týkající se intenzity světla v označeném místě (na obrázku značeno červeným rámečkem).



Obrázek 6-28 Fluorescenční snímek kontaktu při použití HEPES 28 v recipročním modulu.

Vyexportovaná data byly převedeny do programu Excel, kde dále byla vyhodnocena průměrná hodnota intenzity světla v označeném místě (v kontaktní oblasti). Vyhodnocené data byly zaneseny do grafu, viz obrázek 6-29. Tento graf ukazuje že s rostoucí molekulovou hmotností, roste i naměřená intenzita světla, tedy roste i tloušťka mazací vrstvy. Stejným závěrům se dopracoval i Bc. Kulíšek. Průměrné hodnoty intenzity byly naměřeny sice nižší než v práci Kulíška, na druhou stranu tyto rozdíly můžou být způsobeny odlišným nastavením fluorescenčního modulu a taktéž rozdílným stářím vzorků. Z hlediska validace lze považovat fluorescenční měření tloušťky slzného filmu u recipročního modulu za úspěšnou.

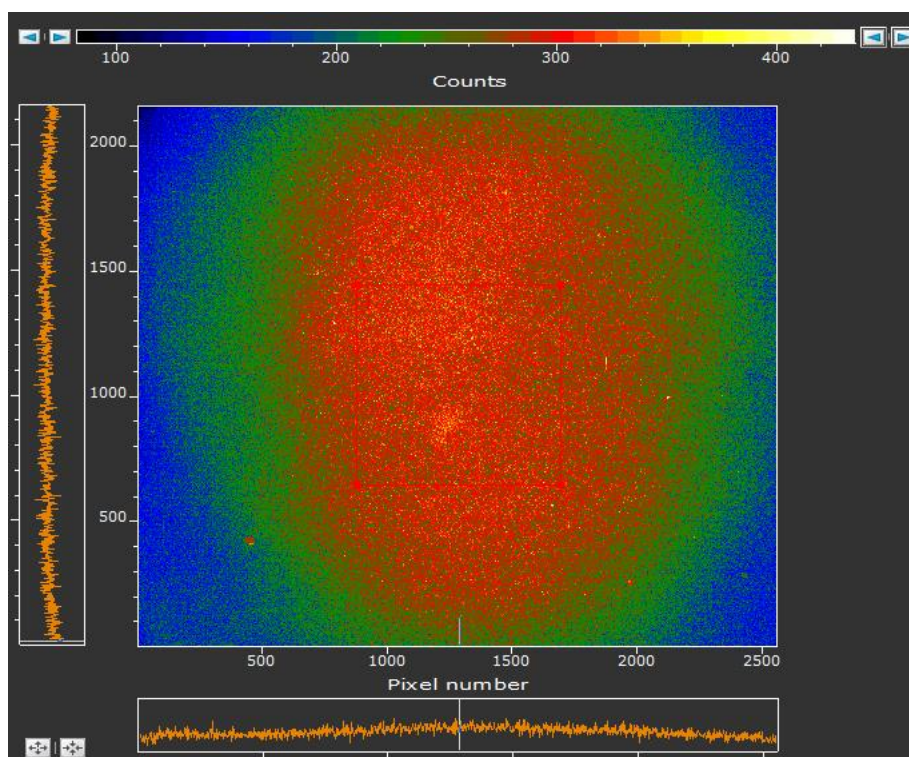




Obrázek 6-29 Graf průměrných intenzit světla pro vzorky umělých slz HEPES.

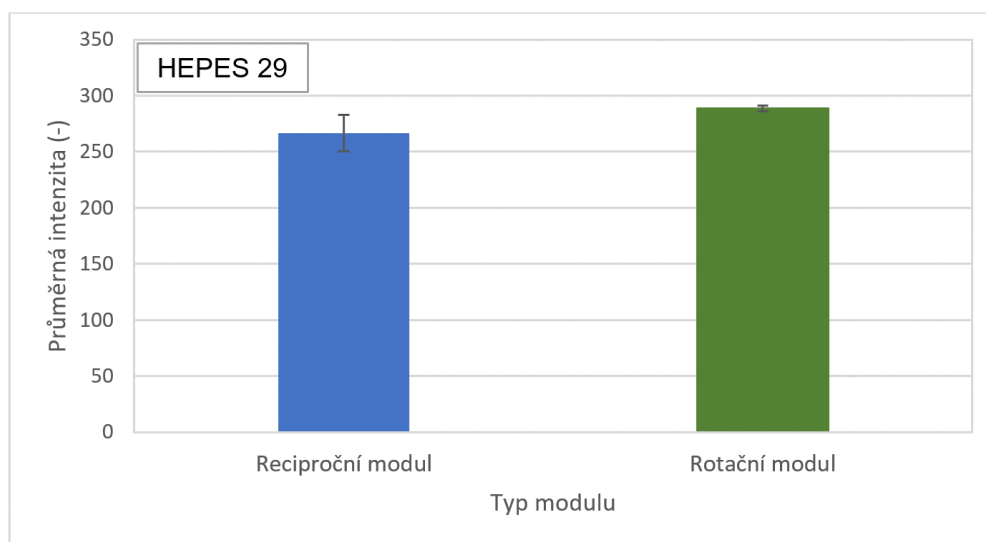
### Rotační modul

V případě rotačního modulu byly parametry (podmínky) experimentu nastaveny na obvodovou rychlost  $160 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ , prodlevou mezi mrknutími 0 s, zatížením 1,02 N a dráhou 5,4 mm (dráha odpovídá délce oblouku při úhlu pootočení víčka o  $35^\circ$  a průměru jamky 17,8 mm). Počet cyklů byl nastaven tak aby doba experimentu překročila délku nahrávání kontaktu fluorescenční mikroskopii. V případě validování měření TFT s rotačním modulem byl validační experiment založen na porovnání naměřených průměrných intenzit světla, při použití vzorku HEPES 29, získaných s recipročním a rotačním modulem. Na obrázku 6-30 lze vidět fluorescenční snímek konformního kontaktu.



Obrázek 6-30 Fluorescenční snímek kontaktu při použití HEPES 29 v rotačním modulem.

Výsledné data průměrné intenzity v konformním kontaktu ukazují, že hodnota intenzity světla je v pozorovaném místě přibližně o 8 % vyšší, viz obr. 6-31. Tento výsledek lze považovat za věrohodný, jelikož kontaktní tlak v konformním kontaktu je několikanásobně nižší následkem větší kontaktní plochy a nižšího zatížení, přibližně o 30 g. Jelikož se pravděpodobně jedná o první zařízení s možností pozorování konformního kontaktu modelu oka a víčka optickým zařízením, nebylo možné dohledat další naměřená data z cizích výzkumů, která by bylo možné brát jako verifikační. Na základě porovnání naměřených dat na recipročním a rotačním modulu, lze měření s rotačním modulem považovat za úspěšné.



Obrázek 6-31 Graf průměrných intenzit světla vzorku HEPES 29 při použití recipročního a rotačního modulu.

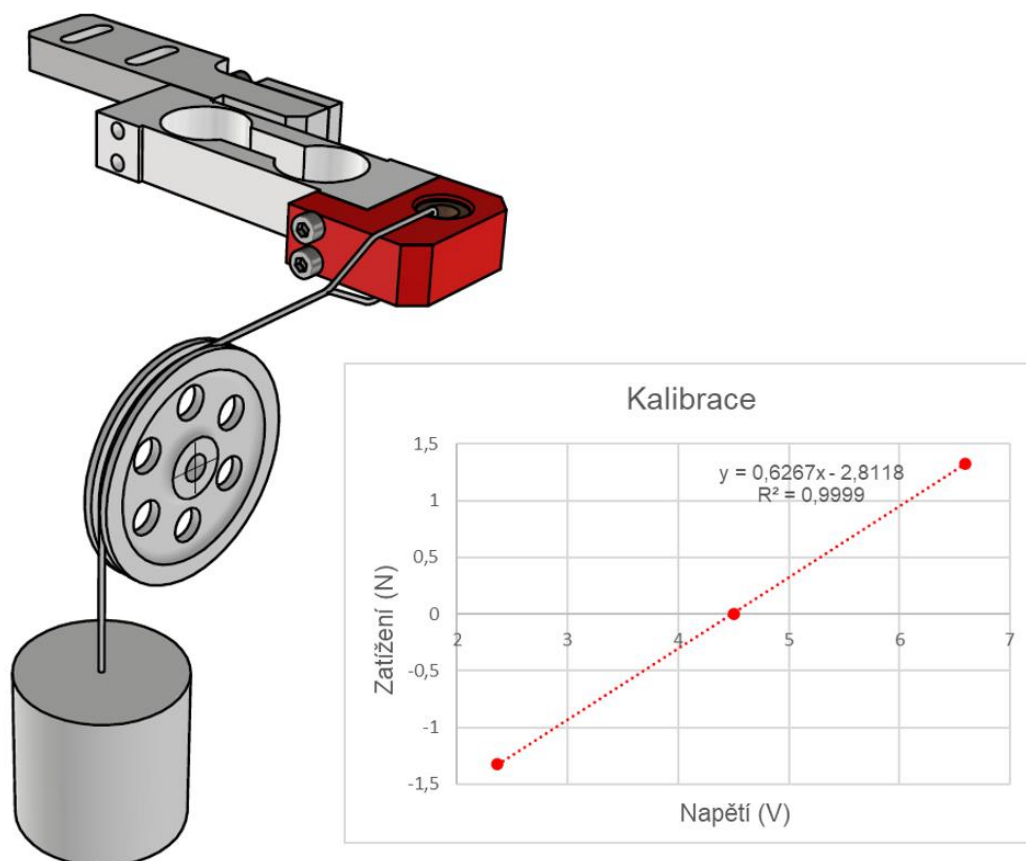
### 6.9.3 Měření součinitele tření

Po dokončení validačních experimentů fluorescenčního mikroskopu byly zahájeny validační experimenty pro ověření funkčnosti modulu pro měření tření. V těchto měření byly opět využity vzorky HEPES 27,28 a 29, a PDMS kuličky o průměru 17,6 mm jako model oka, tentokrát bez kontaktní čočky, aby bylo možné porovnat výsledky z recipročního a rotačního modulu mezi sebou. Parametry experimentu byly zanechány stejné jako u validačních experimentů fluorescence.

Pro vyhodnocení třecích sil z tenzometrických snímačů byly z měřicí karty nahrávány data do softwaru LabVIEW. Součástí softwaru byl speciální program, který byl převzat z výpočetní techniky recipročního tribometru The Beast. Pomocí tohoto programu bylo možné zaznamenávat změny napětí v tenzometrických snímačích a dále je exportovat do programu Excel, kde byly následně vyhodnoceny.

## Kalibrace

Před samotným měřením tření bylo nutné provést kalibraci tenzometrických snímačů. Pro tento účel bylo sestavené jednoduché kalibrační zařízení tvořené kladnicí a závažím viz obrázek 6-32. Proces kalibrace spočíval v naměření 3 napěťových charakteristik při třech různých zatížení. První měření bylo provedeno bez zatížení a zbylé dvě se závažím o hmotnosti 135,122 g. Výsledkem kalibrace byly naměřené 3 hodnoty napětí které byly zaneseny do grafu a proloženy lineární spojnicí trendu. Z té byla následně odvozena rovnice přímky. Následné vynásobení naměřených hodnot napětí způsobí, že se napětí přepočítá na silové působení.

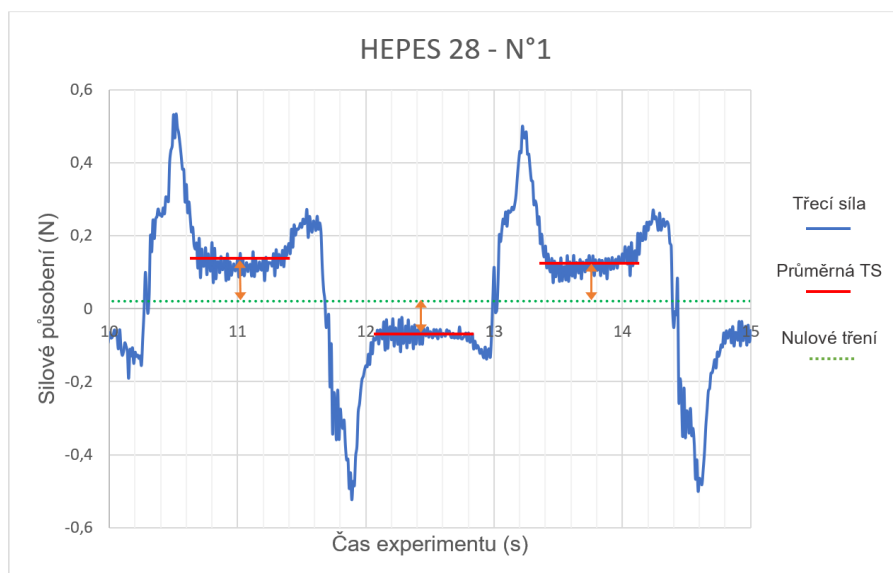


Obrázek 6-32 Kalibrace tenzometrických snímačů

## Reciproční modul

V sérii prvních validačních testů byl, v případě recipročního modulu, využit tenzometrický snímač s kapacitou 2000 g. Po provedení devíti experimentů (3 pro každý vzorek) byly z programu LabWIEV vyexportovány data do programu Excel, kde byly následně vyhodnocovány. Výsledkem bylo zjištění, že tenzometry s touto kapacitou nejsou dostatečně citlivé k zaznamenání reálných silových zatížení. Proto byly následně tyto tenzometry nahrazeny za snímače s kapacitou 300 g.

S novými snímači byla provedena stejná série měření, jejíž výsledkem byly analyzované průběhy silových působení (třecích sil) během experimentu. Na obrázku 6-34 lze vidět grafické znázornění závislosti třecí síly na průběhu experimentu. Z grafu vyplývá že při náhlé změně pohybu dochází k nárůstu třecí síly, která se ustálí ve chvíli, kdy se vana pohybuje konstantní rychlostí. Pro vypočtení průměrné hodnoty součinitele tření byly průměrována data pouze z ustálených intervalů (na grafu červeně).

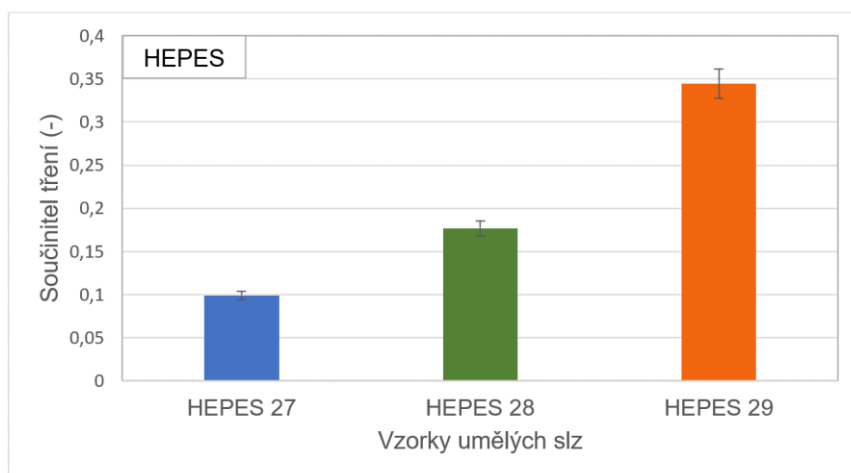


Obrázek 6-33 Graf naměřených třecích sil u vzorku HEPES 28

Naměřené třecí síly byly následně přepočteny na součinitel tření podle vzorce:

$$CoF = \frac{F_t}{F_N} \quad (4)$$

Kde: CoF je součinitel tření,  $F_t$  třecí síla a  $F_N$  normálová síla. Výsledkem experimentu byly tři průměrné hodnoty COF pro vzorky HEPES 27, 28 a 29, viz obrázek 6-34. Z grafu vyplývá že vzorky s vyšší molekulovou hmotností disponují větší hodnotou součinitele tření. Tentýž výsledkům a závěrům se dopracoval i Bc. Kulíšek. Proto lze považovat validaci za úspěšnou.



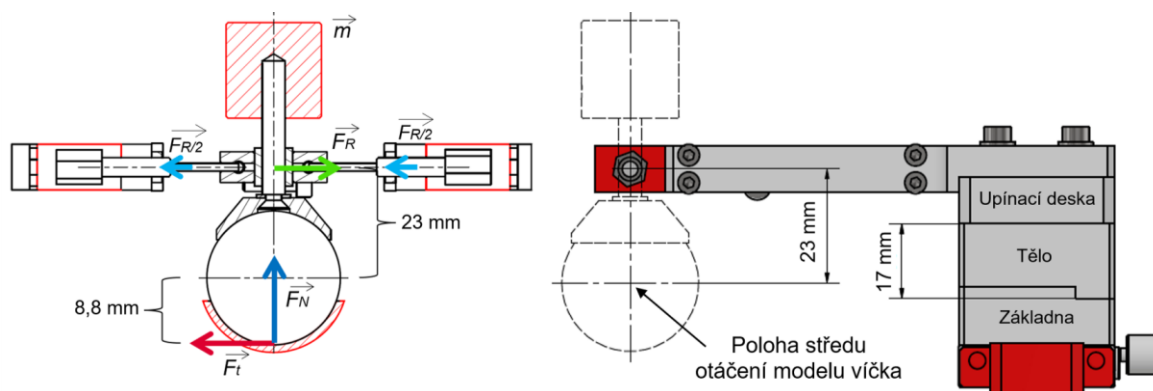
Obrázek 6-34 Graf průměrných hodnot součinitele tření pro vzorky HEPES 27,28 a 29.

## Rotační modul

V případě rotačního modulu byly opět provedeny měření na vzorku HEPES 29. I zde bylo nutné nahradit nefunkční snímače za tenzometry s kapacitou 300 g a provést novou kalibraci. Po provedení kalibrace byla provedená série 3 měření, jejíž součástí bylo vyhodnocování reakčních sil na tenzometry. Po provedení analýzy dat byly naměřené hodnoty síly přepočteny vztahem:

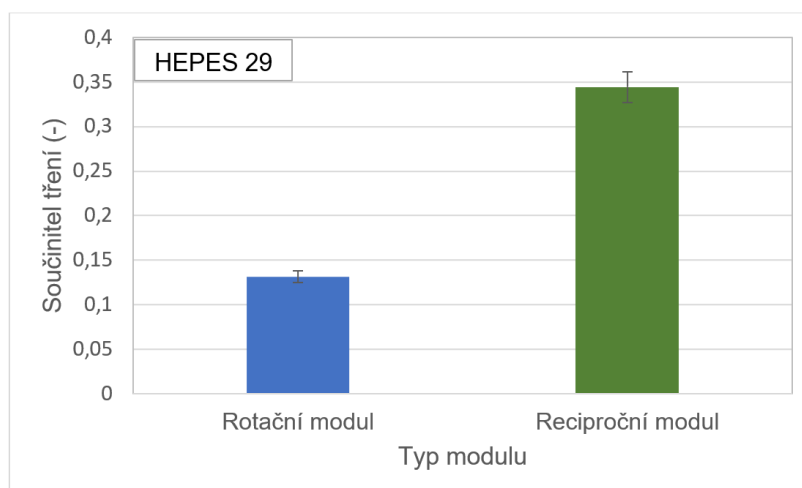
$$F_t = \frac{2 \cdot F_{R/2} \cdot 23}{8,8} \quad (5)$$

Kde:  $F_t$  je třecí síla a  $F_{R/2}$  síla působící na jeden tenzometrický snímač. Na obrázku 6-35 je znázorněno silové působení a zvolené rozměry těla modulu pro měření tření z něhož vyplývají konstanty uvedené výše. Jelikož je jsou k měření využívány dva tenzometrické snímače, jsou síly na ně působící, poloviční vůči síle působící na ložiskový domek, proto bylo nutné jej vynásobit dvěma.



Obrázek 6-35 Matematický model rotačního modulu kde:  $F_t$  je třecí síla,  $F_N$  normálová síla,  $F_R$  reakční síla a  $F_{R/2}$  reakční síla působící na jeden tenzometr.

Po odvození třecí síly a dopočítání průměrné hodnoty COF byla tato hodnota zanesena do grafu a porovnána s naměřeným COF vzorku HEPES 29 u recipročního modulu, viz obrázek 6-36. Z grafu vyplývá že naměřené hodnoty COF jsou v případě konformního kontaktu přibližně 2,6 krát menší než u nekonformního. U tohoto výsledku nelze se stoprocentní jistotou říci že je výsledná hodnota správná. Na druhou stranu pokud-li vezmeme k porovnání výsledky kyvadlového simulátoru, viz kapitola 2.2.3, kde Mabuchi testoval taktěž umělé slzy na bázy kyseliny hyaluronové, zjistíme že jeho hodnoty COF jsou téměř 6krát menší než výsledky Bc. Kulíška. Na základě tohoto zjištění lze tvrdit že u konformních kontaktů kde je docíleno několikanásobně nižších tlaku je i hodnota COF nižší. Pro validaci tohoto typu měření bude ještě zapotřebí provedení několika testů.



Obrázek 6-36 Graf průměrného COF u vzorku HEPES 29 při použití recipročního a rotačního modulu.

## 6.10 Hodnocení klíčových parametrů

V této kapitole je hodnoceno splnění klíčových parametrů a cílů vypsanych v kapitole 4.1. Tyto cíle a parametry byly sumarizovány do čtyř oblastí, návrh podmínek experimentu, návrh modelu oka a očního víčka, konstrukce simulátoru, výroba a montáž, a nakonec validace simulátoru. Shrnutí hodnocení klíčových parametrů je zobrazeno v tabulce 6-5 na konci kapitoly.

### 6.10.1 Návrh podmínek experimentu

Podmínky experimentu byly stanoveny na základě studií, zabývající se interakcí oka s očním víčkem. Zjišťovanými parametry byl kontaktní tlak povrchu oka a víčka, obvodová rychlost horního víčka při mrkání, frekvence mrkání, teplota a typ kontaktu. Navržené podmínky jsou vypsány v tabulce 6-4. Tyto podmínky byly součástí i mnoha dalších výzkumů a vědeckých experimentů v oblasti biotribologie lidského oka, a proto lze brát tento cíl za splněný.

Tabulka 6-4 Navržené podmínky experimentu.

Podmínky experimentu	Navržená hodnota
Kontaktní tlak	0,5 – 6 kPa
Relativní rychlost třecích těles	160 mm·s <sup>-1</sup>
Frekvence mrkání	0,25 Hz
Teplota povrchu	33 °C
Typ kontaktu	Konformní

## 6.10.2 Návrh modelu oka a očního víčka

Návrh modelů se skládal ze dvou částí, z návrhu materiálu a návrhu geometrie. Pro materiál modelů očí byly zvoleny 3 typy materiálů, PDMS, PVA a králičí, popřípadě hovězí bulvy. Jako nejvhodnější materiál byl vybrán materiál PVA 17,5 % w/v s molekulovou hmotností 89 až 98 kDa, který byl testován a vyvíjen ve studii doktora Phana [19]. Jedná se o hydrogel, který svou vlastností smáčivosti povrchu a obsahem vody nejlépe odpovídá skutečné oční bulvě. Materiál pro model víčka byl vybrán PMMA, který sice mechanickými vlastnostmi neodpovídá lidskému víčku, na druhou stranu se jedná o transparentní materiál, který je obrobitelný. A jelikož je jednou z cílů pozorování místa kontaktu fluorescenční mikroskopií, byla volba tohoto materiálu nejlepší volbou.

Co se týče geometrie modelů očí a očních víček, byly navrženy dva rozměry silikonových (hydrogelových) kuliček pro model oka, tři 3 průměry jamek pro model víčka. Rozměry kuliček byly zvoleny na základě jejich dostupnosti na trhu a průměry jamek na základě matematického modelu tak, aby kontaktní tlak kontaktní tlak odpovídal požadovaným podmínkám. Detailní popis návrhu geometrie oka a víčka byl popsán v kapitole 5.1. Konkrétní rozměry geometrií modelů oka a víčka jsou vypsány v tabulce 5-1 v kapitole 5.1.2. V případě recipročního modulu byl model oka navíc modifikován kontaktní čočkou, která lepe simuluje drsnost povrchu oka a taktéž simuluje reálné těleso, které je součástí řady lidí s onemocněním krátkozrakosti a dalekozrakosti. Cílem práce, kterým byl návrh materiálu a geometrie modelů oka a víčka, lze považovat za splněný, jelikož byla navržena široká škála materiálů, z níž byla vybrána ta nejvhodnější. Zároveň byla provedena MKP analýza, která zajistila návrh ideálních rozměrů pro zajištění ideálního kontaktního tlaku.

## 6.10.3 Konstrukce simulátoru, výroba a montáž

Po navržení řady koncepčních řešení a jejich analýze, byly vybrány 2 řešení, které byly následně vybrány pro konstrukční návrh. Jednalo se o rotační modul Aramis, který byl navržen pro testování konformních kontaktů, a reciproční modul D'Artagnan, určený pro testování nekonformních kontaktů, například pro měření s králičí bulvou. Tyto moduly byly navrženy tak, aby za současného měření tření mohli poskytnout výhled do kontaktu optickým zařízením, a to za požadovaných podmínek experimentu. Po dokončení CAD modelů konstrukčního návrhu simulátoru, včetně rámové konstrukce, byly vytvořeny výrobní výkresy. Na základě těchto výkresů poté byly zhotoveny nenormalizované díly a po obdržení objednaných komerčních dílů započala 22. září 2022 montáž, která byla dokončena 25. října téže roku. Cena výroby a objednaných dílů byla 293 775 Kč bez DPH. Z hlediska hodnocení parametrů, byly stanovené cíle splněny s dvouměsíčním předstihem.

## 6.10.4 Validace simulátoru

Pravděpodobně nejdůležitějším cílem byla validace zařízení, která měla ověřit 3 hlediska, dosažitelnost požadovaných podmínek experimentu, prokazatelnost měření tloušťky mazací vrstvy fluorescenční mikroskopií a prokazatelnost měření součinitele tření.

### Dosažitelnost požadovaných podmínek experimentu

Testy rotačního modulu ukázaly, že modul se dokáže pohybovat požadovanou rychlostí, a dokonce dosáhnout obvodových rychlostí o téměř trojnásobných hodnotách. Bohužel v případě recipročního modulu z důvodu nedostatečných znalostí v oblasti programování nebylo docíleno požadované rychlosti. Na druhou stranu byly provedeny konzultace s lidmi zabývající se robotikou a programování PLC, které dokázali že problém s nízkou rychlostí lze vyřešit.

Co se týče kontaktních tlaků, tak v případě rotačního modulu jich lze docílit, jak dokazuje matematický model, viz kapitola 4.1.2. U recipročního modulu, kde se jedná o nekonformní kontakt tribologické dvojice, nelze s navrženými závažími dosáhnout požadovaného tlaku. Hodnoty tlaku, kterých lze dosáhnout, jsou obdobné s tribometrem The Beast. Na druhou stranu tento modul nebyl konstruován s úmyslem zajištění kontaktního tlaku od 0,5 do 6 kPa, a proto nelze brát nedosažitelnost této podmínky za neúspěch.

Z hlediska zajištění požadované teploty 31 až 33 °C, v obou případech lze zajistit přesné vyhřívání. U rotačního modulu byly pro tento účel vybrány topné fólie a u recipročního modulu topné patrony. Pokud si shrneme dosažitelnost podmínek experimentu, minimálně rotační modul umožňuje dosáhnout všech požadovaných podmínek, díky čemuž je tento cíl splněn.

### Prokazatelnost měření tloušťky mazací vrstvy fluorescenční mikroskopií

K validaci měření tloušťky mazací vrstvy byly použity naměřené hodnoty intenzit světla pro testované fluorescenčně nasvícené vzorky obsahující kyselinu hyaluronovou s označením HEPES 27, HEPES 28 a HEPES 29, přičemž vzorky se lišili molekulovou hmotností (27 nejnižší, 29 nejvyšší). Pro modul reciproční a rotační byly naměřeny data, které odpovídali naměřeným datům Bc. Kulíška, a proto lze validaci měření TFT považovat za úspěšnou, a tedy i cíl práce za splněný.

### Prokazatelnost měření tření

Další validační experimenty se týkali ověření funkčnosti modulu pro měření tření konfigurovaných pro měření COF s rotačním i recipročním modulem. Pro ověření byly taktéž použity vzorky HEPES 27, 28 a 29. Validační experiment recipročního modulu byl tvořen třemi testy každého vzorku. Pomocí testů byly naměřeny hodnoty COF, které odpovídali naměřeným hodnotám z výzkumu Bc. Kulíška. Proto lze považovat měření tření na recipročním modulu za prokazatelný.



V případě rotačního modulu byl testován pouze vzorek HEPES 29. Naměřené hodnoty COF při použití tohoto vzorku byly zprůměrovány a následně porovnány s COF naměřeným recipročním modulem. Výsledkem porovnání bylo zjištění že při konformním kontaktu byly naměřeny hodnoty COF přibližně 2,5x menší. Ačkoli nelze na základě porovnání říct, zdali je tento výsledek relevantní, studie profesora Mabuchiho (kapitola 2.3.3) tento výsledek podporuje. Jelikož lze pouze u recipročního modulu říct, že naměřená data byly věrohodná, je dílčí cíl otestování měření tření brán jako částečně splněný.

Tabulka 6-5 Hodnocení klíčových parametrů

Cíl	Metrika	Závěr	Hodnocení
<b>Návrh podmínek experimentu</b>	Návrh proveden na základě analýzy kritické rešerše.	Kontaktní tlak: 0,5-6 kPa Rychlost: 160 mm·s <sup>-1</sup> Teplota: 31–33 °C	<b>Splněno</b>
<b>Návrh modelu oka a očního víčka</b>	Materiál: Na základě kritické rešerše. Geometrie: MKP analýza.	Materiál oka: PVA, PDMS, Králičí bulva Materiál víčka: PMMA Geometrie: koule + jamka koule + deska	Materiály: Splněno Geometrie: Splněno Globálně: <b>Splněno</b>
<b>Konstrukce simulátoru, výroba a montáž</b>	Konstrukce: Návrh čtyř koncepčních řešení, z nichž byly dvě rozpracovány pro konstrukční řešení. Výroba: Zajištění cenových nabídek. Montáž: manuálně.	Univerzální a modulární simulátor pro studium tření a mazání oka. Cenové náklady: 293 775 Kč.	Konstrukce: Splněno Výroba: Splněno Montáž: Splněno Globálně: <b>Splněno</b>
<b>Validace simulátoru</b> Dosažitelnost požadovaných podmínek experimentu	Dynamické testy: Matematickým výpočtem a analýzou videozáznamu. Kontaktní tlak: MKP analýza Teplota: Topné patry a fólie	DT rotačního modulu: max. obvodová rychlost 400 mm·s <sup>-1</sup> DT recipročního modulu: Max. rychlost 30,64 mm·s <sup>-1</sup> . Kontaktní tlak rotační modul: Vyhovující. Kontaktní tlak recipročního modulu: Vysoký (není úspěch) Teplota: nastavitelná u obou	Rychlost rotačního modulu: Splněno Rychlost recipročního modulu: Nesplněno Kontaktní tlak rotačního modulu: Splněno Teploty 31-33 °C: Splněno Globálně: <b>Částečně splněno</b>
<b>Validace simulátoru</b> Prokazatelnost měření tloušťky mazací vrstvy fluorescenční mikroskopii	Porovnání naměřených intenzit vzorků umělých slz HEPES 27, 28 a 29 s prací Bc. Vlastimila Kulíška	Reciproční modul: Zjištěné stejné závislosti. Rotační modul: Téměř identické naměřené hodnoty	Reciproční modul: Splněno Rotační modul: Splněno Globálně: <b>Splněno</b>
<b>Validace simulátoru</b> Prokazatelnost měření tření	Porovnání naměřených součinitelů tření s prací Bc. Vlastimila Kulíška pro vzorky HEPES 27, 28 a 29.	Reciproční modul: Zjištěny stejné závislosti a hodnoty COF Rotační modul: Naměřeny nižší hodnoty COF (podpořeno studií prof. Mabuchiho [11]).	Reciproční modul: Splněno Rotační modul: Splněno Globálně: <b>Splněno</b>

## 7 ZÁVĚR

Tato práce se zabývala vývojem tribometru, jehož funkcí je měření součinitele tření simulované interakci lidského oka s očním víčkem, a to za současného pozorování vývoje slzného filmu metodou fluorescenční mikroskopie. Na začátku práce byla provedena kritická rešerše, která byla v první části zaměřená na lidské oko a její interakci s očním víčkem. Po dohledání parametrů jako je kontaktní tlak, vzájemná rychlost a teplota na povrchu oka, byla provedena rešerše doposud provedených výzkumů v oblasti studie tření a mazání oka a taktéž rešerše zařízení, používaných pro provádění jejich experimentů. Důraz byl kladen na prozkoumání konstrukcí tribologických zařízení, na použité materiály modelů oka a očního víčka, a taktéž na naměřená hodnoty součinitele tření a tloušťky slzného filmu. Kritická rešerše ukázala, že současná tribologická zařízení neumožňují simulovat podmínky, které by odpovídali podmínkám v lidském těle. Proto si tato práce kladla za cíl vyvinout nové laboratorní zařízení, které by umožnilo měřit součinitel tření a taktéž pozorovat místo kontaktu fluorescenční mikroskopii za podmínek, odpovídají lidskému tělu a současně tak reflektovat nedostatky doposud používaných tribologických simulátorů a komerčních tribometrů. Dále bylo cílem navržení podmínek experimentu, návrh materiálu a geometrie modelu oka a víčka, a následně zajištění výroby navrženého konstrukčního řešení, provedení montáže a validace.

Podmínky experimentu byly, na základě kritické rešerše, nastaveny na kontaktní tlak 0,5–6 kPa, relativní rychlost  $160 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  a teplotu kontaktu 31–33 °C. Pro materiál modelu oka byly zvoleny materiály PVA, PDMS a králičí oční bulvy. Geometrie byly navrženy pomocí metody konečných prvků, aby bylo zajištěno požadovaného tlaku v řádech jednotek kPa. Byly navrženy 4 koncepční řešení, lišící se principem měření tření a konformitou. Z těchto konceptů byl pro konstrukční řešení vybrán modul Aramis s konformním kontaktem a D'Artagnan s konfigurací pin on plate, přičemž oba využívali k měření tření tenzometrických snímačů. Tyto moduly byly dále modifikovány, byla navržena rámová konstrukce, a systém polohování a upínání fluorescenční mikroskopie. Poté byly vytvořeny v programu Inventor výrobní výkresy, které byly odeslány do společnosti Stránský a Petržík spol. s r.o. Po vyrobení nenormalizovaných dílů a obdržení všech objednaných komponent započala v září 2022 montáž. Po dokončení montáže v říjnu 2022 byl zahájen vývoj elektrotechniky a sensoriky simulátoru. Nakonec byl v květnu 2023 simulátor sestaven, přičemž výrobní náklady byly celkovými náklady 293 775 Kč bez DPH.

Poté započaly první validační experimenty. Cílem těchto experimentů bylo ověření funkčnosti simulátoru, jeho dynamických vlastností a ověření správnosti naměřených dat COF a TFT. Validační experimenty prokázaly že simulátor je plně funkční s jedním nedostatkem. Tím je, že reciproční modul nedokáže vykonat požadovanou rychlost  $160 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , ale pouhých  $30,64 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ . Bylo zjištěno že důvodem nedostatečné rychlosti je chyba v naprogramování řídicí jednotky, což je nedostatek, který by odborná osoba dokázala eliminovat. Dalšími validačními experimenty bylo kladeno za cíl ověřit měření COF a TFT na recipročním a rotačním modulu. Pro tento účel byly testovány fluorescenčně nasvícené vzorky umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové značené jako HEPES 27, HEPES 28 a HEPES 29. V těchto experimentech byla věrohodnost naměřených dat ověřována na základě porovnání výsledků s výzkumem vedeným Bc. Vlastimilem Kulíškem. Experimenty prokázaly že oba moduly umožňují spolehlivě měřit COF a TFT za požadovaných podmínek. Reciproční modul sice nedokáže simulovat kontakt za dodržení reálného kontaktního tlaku, na druhou s tímto nedostatkem bylo při návrhu počítáno.

Na základě hodnocení klíčových parametru v kapitole 6.10 bylo dokázáno že byly splněny veškeré cíle této diplomové práce. Simulátor byl primárně navržen pro testování umělých slz, přesto však je možné jej využít v dalších tribologických experimentech požadující současné měření tření a pozorování vývoje mazací vrstvy fluorescenční mikroskopií. Hlavním přínosem triobologického zařízení je možnost simulace konformního kontaktu při současném pozorování kontaktu optickou metodou. Tato možnost byla doposud dohledána pouze u jednoho zařízení, avšak toto zařízení neumožňovalo měřit COF, viz kapitola 2.3.4. Proto je simulátor pro studium tření a mazání oka unikátní. Tento vývoj byl proveden ve spolupráci s farmaceutickou společností Contipro a.s. a byl financován projektem TAČR Trend (reg.č.: FW01010060).

## 8 VÝSLEDKY VÝZKUMU PODLE RIV

Typ produktu: Funkční vzorek (RIV-G/B)

Apollo ID: 183566

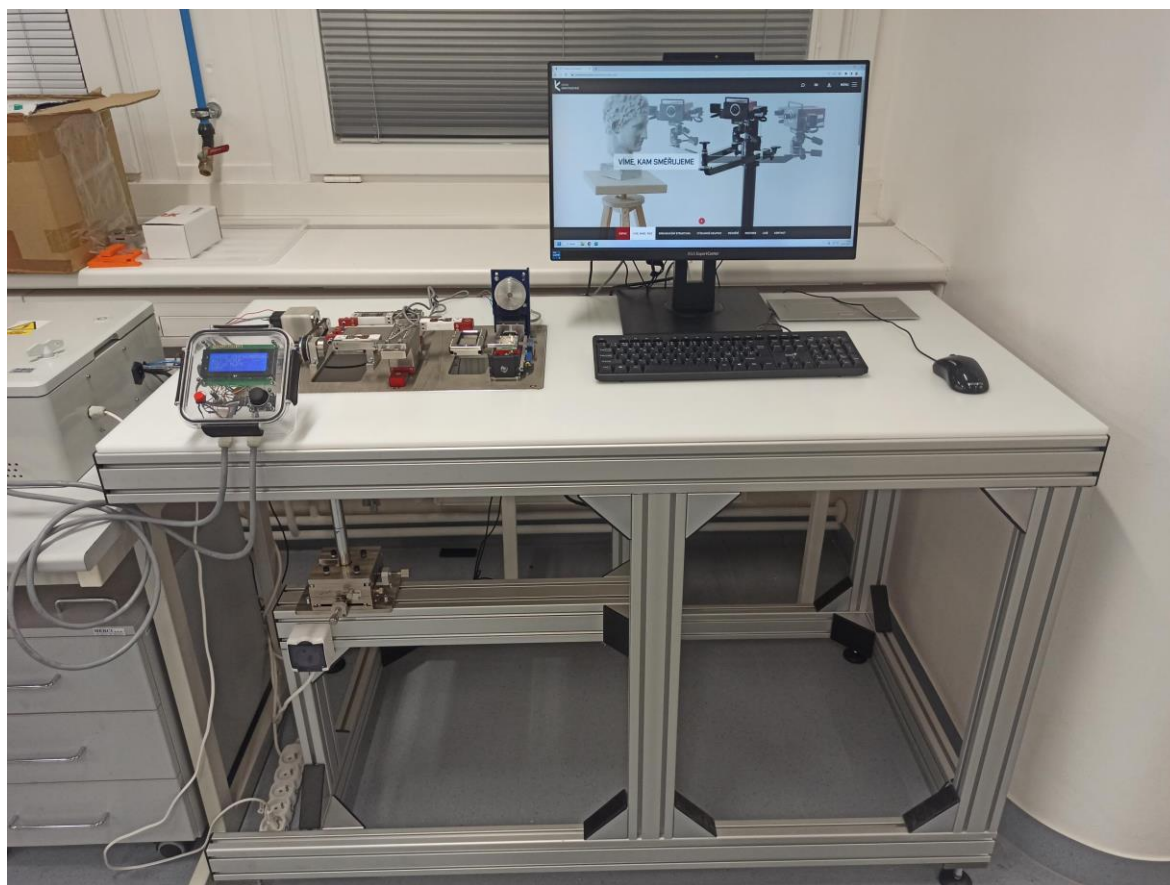
Název: Simulátor pro studium tření a mazání oka

Popis: Jedná se o experimentální laboratorní simulátor – tribometr, jehož funkcí je simulace interakce lidského oka s očním víčkem za účelem měření tribologických parametrů, součinitele tření a tloušťku slzného mazacího filmu. Tribometr je využíván pro výzkum a vývoj umělých slz na bázi kyseliny hyaluronové.

Autoři: Bc. Lukáš Snopek; prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

Místo umístění: A3/614 FSI VUT v Brně, Technická 2, 616 00 Brno – Královo Pole

Fotodokumentace:



Obrázek 8-1 Fotografie simulátoru pro studium tření a mazání oka.

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] SHAW, Alyra J., Michael J. COLLINS, Brett A. DAVIS a Leo G. CARNEY. Eyelid pressure and contact with the ocular surface. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2010, **51**(4), 1911–1917. ISSN 01460404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.09-4090
- [2] GRITZ, Rafael, Günther MESCHKE, Jost B. JONAS a J. Crawford DOWNS. Glaucoma and structure-based mechanics of the lamina cribrosa at multiple scales. *Structure-Based Mechanics of Tissues and Organs* [online]. 2016, 93–122 [vid. 2023-05-08]. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-4899-7630-7\_6
- [3] *Oko | Optika Pleyerová* [online]. [vid. 2023-05-08]. Dostupné z: <http://www.ocnioptik.eu/oko-a-videni/oko/>
- [4] VOKROJOVÁ, Mudr Magdaléna. *Syndrom suchého oka aneb když běžná lubrikancia nestačí* [online]. 2016. Dostupné z: [www.solen.cz](http://www.solen.cz)
- [5] ČERNOHLÁVEK M. *Biotribologie umělých slz pro léčbu syndromu suchého oka* [online]. 2021 [vid. 2023-05-03]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zavprace/detail/131907>
- [6] ODEHNAL, Milan a Jiří MALEC. *Problematika suchého oka* [online]. 2013. Dostupné z: [www.klinickafarmakologie.cz](http://www.klinickafarmakologie.cz)
- [7] ROSS, G.M. *Ocular biotribology and contact lens lubrication mechanisms*. 2009.
- [8] HUYNH, Alexander a Ronny PRIEFER. Hyaluronic acid applications in ophthalmology, rheumatology, and dermatology. *Carbohydrate research* [online]. 2020, **489** [vid. 2023-05-08]. ISSN 1873-426X. Dostupné z: doi:10.1016/J.CARRES.2020.107950
- [9] YAMAGUCHI, Masahiko a Atsushi SHIRAIISHI. Relationship between eyelid pressure and ocular surface disorders in patients with healthy and dry eyes. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2018, **59**(14 Special Issue), DES56–DES63. ISSN 15525783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.17-23586
- [10] HERSH. *How Many Times Do You Blink a Day — and Why?* [online]. [vid. 2023-05-03]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/how-many-times-do-you-blink-a-day>
- [11] MABUCHI, Kiyoshi, Hiroko IWASHITA, Rina SAKAI, Masanobu UJIHIRA a Yuichi HORI. Development of a pendulum machine for measuring contact lens friction. *Biosurface and Biotribology* [online]. 2021, **7**(3), 154–161. ISSN 24054518. Dostupné z: doi:10.1049/bsb2.12004

- [12] RIGGS, Lorrin A, John P KELLY, Karen A MANNING a Robert K MOORE. Blink-related eye movements. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 1987, **28**(2), 334–342. ISSN 1552-5783.
- [13] KWON, Kyung Ah, Rebecca J. SHIPLEY, Mohan EDIRISINGHE, Daniel G. EZRA, Geoff ROSE, Serena M. BEST a Ruth E. CAMERON. High-speed camera characterization of voluntary eye blinking kinematics. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2013, **10**(85) [vid. 2023-05-03]. ISSN 17425662. Dostupné z: doi:10.1098/RSIF.2013.0227
- [14] HOPPE, David, Stefan HELFMANN a Constantin A. ROTHKOPF. Humans quickly learn to blink strategically in response to environmental task demands. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* [online]. 2018, **115**(9), 2246–2251. ISSN 10916490. Dostupné z: doi:10.1073/pnas.1714220115
- [15] LESHNO, Ari, Ori STERN, Yaniv BARKANA, Noa KAPELUSHNIK, Reut SINGER, Daphna Landau PRAT, Gal COHEN, Gil BEN-DAVID, Dor ABRAHAMI, Ruth HUNA-BARON a Alon SKAAT. Ocular surface temperature differences in glaucoma. *European Journal of Ophthalmology* [online]. 2022, **32**(3), 1518–1524. ISSN 17246016. Dostupné z: doi:10.1177/11206721211023723
- [16] ČÍPEK, Ing Pavel a Martin VRBKA. *THE EFFECT OF SYNOVIAL FLUID CONSTITUENTS ON FRICTION AND LUBRICATION OF ARTICULAR CARTILAGE*. nedatováno.
- [17] ČÍPEK, P, D REBENDA, D NEČAS, M VRBKA, I KŘUPKA, M HARTL a Pavel ČÍPEK. Tribology in Industry Visualization of Lubrication Film in Model of Synovial Joint [online]. 2019, **41**(3), 387–393 [vid. 2023-05-09]. Dostupné z: doi:10.24874/ti.2019.41.03.08
- [18] BARROS, Raquel C, Theo G VAN KOOTEN, And DEEPAK a Halenahally VEEREGOWDA. *Investigation of Friction-induced Damage to the Pig Cornea* [online]. 2015. Dostupné z: www.theocularsurface.com
- [19] PHAN, Chau Minh, Hendrik WALTHER, Han QIAO, Ram SHINDE a Lyndon JONES. Development of an eye model with a physiological blink mechanism. *Translational Vision Science and Technology* [online]. 2019, **8**(5). ISSN 21642591. Dostupné z: doi:10.1167/tvst.8.5.1
- [20] 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) [vid. 2023-05-10]. ISSN 10238883. Dostupné z: doi:10.1007/S11249-016-0696-5

- [21] STERNER, Olof, Rudolf AESCHLIMANN, Stefan ZÜRCHER, Kathrine OSBORN LORENZ, Joseph KAKKASSERY, Nicholas D. SPENCER a Samuele G.P. TOSATTI. Friction measurements on contact lenses in a physiologically relevant environment: Effect of testing conditions on friction. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2016, **57**(13), 5383–5392. ISSN 15525783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.16-19713
- [22] 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
- [23] DUNN, Alison C., Jessica A. COBB, Ana N. KANTZIOS, Sung Jin LEE, Malisa SARNTINORANONT, Roger TRAN-SON-TAY a W. Gregory SAWYER. Friction coefficient measurement of hydrogel materials on living epithelial cells. *Tribology Letters* [online]. 2008, **30**(1), 13–19 [vid. 2023-05-10]. ISSN 10238883. Dostupné z: doi:10.1007/S11249-008-9306-5/METRICS
- [24] NAIRN, John A a Tong-Bi JIANG. *MEASUREMENT OF THE FRICTION AND LUBRICITY PROPERTIES OF CONTACT LENSES*. 1995.
- [25] WANG, Jianhua, Desmond FONN, Trefford L. SIMPSON a Lyndon JONES. Precorneal and pre- and postlens tear film thickness measured indirectly with optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2003, **44**(6), 2524–2528. ISSN 01460404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.02-0731
- [26] PRYDAL, Jeremy I, Pablo ARRAL, Hong WOON4 a Fergus W CAMPBELL. *Study of Human Precorneal Tear Film Thickness and Structure Using Laser Interferometry*. 1992.
- [27] DONG, Jiag, Qiang WU a Xiao Gang WANG. Measurement of central corneal thickness and precorneal tear film thickness of rabbits using the Scheimpflug system. *International Journal of Ophthalmology* [online]. 2013, **6**(5), 584–587. ISSN 22223959. Dostupné z: doi:10.3980/j.issn.2222-3959.2013.05.05
- [28] *Pacientům se syndromem suchého oka by se mohlo ulevit. Biotribologové testují lepší surovinu do umělých slz - Aktuality – VUT* [online]. [vid. 2023-05-09]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/vut/aktuality-f19528/pacientum-se-syndromem-sucheho-oka-by-se-mohlo-ulevit-biotribologove-testuji-lepsi-surovinu-do-umelych-slz-d200526>

# 10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

## 10.1 Seznam použitých zkratk

3D	tří dimenzionální
BRG	Biotribology Research Group
CNC	computer Numerical Control
COF	coefficient of friction
HA	hyaluronic acid
MKP	metoda konečných prvků
OCT	koherentní tomografie
PBS	fyziologický roztok s fosfátovým pufr
PC	personal computer
PET	polyethylentereftalát
PMMA	polymethylmetakrylát
PVA	polyvinil alkohol
TBUT	tear break-up time
TFT	tear film thickness

## 10.2 Seznam použitých veličin

$CoF$	součinitel tření
$F_N$	normálová síla
$F_R$	reakční síla působící na ložiskový domeček
$F_{R2}$	reakční síla působící na jeden tenzometr
$F_T$	třecí síla
$R_1$	poloměr modelu oka
$R_2$	vzdálenost středu rotace od středu ložiskového domečku



## 11 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obrázek 2-1 PRISMA diagram.....	18
Obrázek 2-2 Vlevo Geometrie oka (Inspirováno obrázkem v článku [2]), vpravo Popis částí [3]. .....	19
Obrázek 2-3 Fotografie instalace tlakového senzoru a schéma sestavy snímače [1]. .....	21
Obrázek 2-4 Installation of pressure sensor [9]. .....	21
Obrázek 2-5 Grafické znázornění polohy horního očního víčka v závislosti na čase [14].	22
Obrázek 2-6 Termografická mapa lidského oka pořízená kamerou Therm-App Pro [15].	22
Obrázek 2-7 Schéma konstrukce recipročního tribometru The Beast [16]. .....	23
Obrázek 2-8 Fotografie recipročního tribometru The Beast [5]. .....	24
Obrázek 2-9 Přenosný tribometr Ducom Instruments; 1) pohon krokovým motorem, 2) lineární vedení, 3) třecí modul, 4) platforma, 5) skleněná destička v upínači vzorků. [18]	26
Obrázek 2-10 Grafické znázornění součinitele tření pro fyziologický roztok s fosfátovým pufrem (PBS) a 1% glycerinový roztok (Glycerine) [18]. .....	27
Obrázek 2-11 Schéma kyvadlového simulátoru pro studium tření oka [11]. .....	28
Obrázek 2-12 Schéma modelu oka a očního víčka včetně rozměrů [11]. .....	29
Obrázek 2-13 Graf závislosti součinitele tření na rychlosti pohybu [11]. .....	30
Obrázek 2-14 (A) Plně sestavený mrkací model: 1) oční bulva, 2) oční víčko, 3) spodní víčko, 4) hadička připojená k mikrofluidní pumpě, 5) akrylová komora. (B) Oční víčko v zavřené poloze [19]. .....	31
Obrázek 2-15 (A) CNC obráběné formy pro oční bulvu. (B) 3D tištěné formy pro vytvoření očního víčka. (C) Tvarovaná oční bulva. (D) Oční víčko z PVA. Oční víčko je podepřeno 3D tištěnou nosnou konstrukcí. Otvor v membráně umožňuje proudění slzné tekutiny do očního víčka [19]. .....	33
Obrázek 2-16 Fotografie recipročního tribometru The Beast [28]. .....	39
Obrázek 4-1 Hierarchická struktura cílů a specifikace omezení. ....	46
Obrázek 4-2 Black box – Technické schéma simulátoru. ....	47
Obrázek 4-3 Glass box – Detailní technické schéma simulátoru. ....	47
Obrázek 4-4 Modul Athos s principem měření tření pomocí kyvadla. ....	49
Obrázek 4-5 Modul Porthos s principem měření tření pomocí senzoru kroutícího momentu. ....	51

Obrázek 4-6 Modul Aramis s principem měření tření pomocí tenzometrických snímačů.	53
Obrázek 4-7 Modul D'Artagnan s principem měření pomocí tenzometrického snímače.	55
Obrázek 5-1 A) Fotografie modelů oka od společnosti SILROC, B) fotografie používaných očí z bílých laboratorních králíků. Obrázek vznikl kompilací dvou fotografií.....	57
Obrázek 5-2 Schéma vzájemného působení modelu oka a víčka.	58
Obrázek 5-3 Nastavení konečno-prvkové sítě; model oka – 0,15 mm; model víčka – 0,25 mm.	59
Obrázek 5-4 MKP analýza tribologické dvojice; Vlevo: malá průměrová vůle = vznik tlakového prstence; Vpravo: vhodná vůle = epicentrum tlaku se nachází ve středu kontaktních ploch.....	59
Obrázek 5-5 Zjednodušené schéma modulu Aramis, využívající tenzometrické snímače k měření tření.	60
Obrázek 5-6 Schéma silového působení v modulu Aramis; $m$ – hmotnost; $F_R$ – reakční síla; $F_N$ – normálová síla; $F_t$ – Třecí síla; $R_l$ – poloměr modelu oka; $R_2$ – vzdálenost středu od lanek.....	61
Obrázek 5-7 Fotografie tenzometru třídy PW4M a tabulka specifikací.	62
Obrázek 5-8 Schéma simulátoru, jeho rozměrů a důležitých prvků.	63
Obrázek 6-1 Schéma detailního návrhu simulátoru.	65
Obrázek 6-2 Rotační modul Aramis.	66
Obrázek 6-3 Schéma řezu mechanické části rotačního modulu Aramis	66
Obrázek 6-4 Polohovatelnost krokového motoru NEMA 17.....	67
Obrázek 6-5 Vyhřívání modelu víčka topnými fóliemi a snímání teploty nalepovacími odporovými teploměry.....	68
Obrázek 6-6 Kalibrace polohy modelu víčka.	68
Obrázek 6-7 Schéma recipročního modulu D'Artagnan.	69
Obrázek 6-8 (A) Detail složení vany, (B) Detail zapojení enkodéru ke kuličkovému šroubu (B).....	70
Obrázek 6-9 Schéma pohonných prvků, rozsahu recipročního pohybu a řemenového převodu.....	71
Obrázek 6-10 Instalace topných patron a teploměru.	72
Obrázek 6-11 Kalibrace polohy vany.....	72
Obrázek 6-12 Schéma modulu tření a popis jeho hlavních částí.....	73
Obrázek 6-13 Modul tření konfigurovaný pro rotační modul.	74

Obrázek 6-14 Modul tření konfigurovaný pro reciproční modul, včetně rozměrů děr v upínací desce. ....	75
Obrázek 6-15 ustavení kontaktu, nevyhovující a žádoucí.....	76
Obrázek 6-16 Polohování modulu pro měření tření ve dvou osách.....	76
Obrázek 6-17 Schéma výškové nastavitelnosti modulu pro měření tření.....	77
Obrázek 6-18 Sestava fluorescenční mikroskopie. ....	78
Obrázek 6-19 Rám simulátoru vyrobený z hliníkových konstrukčních profilů a úhelníků.79	79
Obrázek 6-20 Simulátor pro studium tření a mazání oka.....	80
Obrázek 6-21 Fotografie montáže rámu simulátoru.....	82
Obrázek 6-22 Zapojení tenzometrů, zesilovačů a měřicí karty National Instruments. ....	83
Obrázek 6-23 Elektrická skříň obsahující průmyslové zdroje, jističe, drivery a vývojovou desku Arduino. ....	84
Obrázek 6-24 Ovladač simulátoru pro studium tření a mazání oka.....	85
Obrázek 6-25 Nastavitelnost parametrů experimentu pomocí ovladače. ....	85
Obrázek 6-26 Měření maximální rychlosti recipročního modulu. ....	86
Obrázek 6-27 Fotografie validačních měření tloušťky slzného filmu metodou fluorescenční mikroskopie na rotačním a recipročním modulu. ....	87
Obrázek 6-28 Fluorescenční snímek kontaktu při použití HEPES 28 v recipročním modulu. ....	88
Obrázek 6-29 Graf průměrných intenzit světla pro vzorky umělých slz HEPES. ....	89
Obrázek 6-30 Fluorescenční snímek kontaktu při použití HEPES 29 v rotačním modulu. 89	89
Obrázek 6-31 Graf průměrných intenzit světla vzorku HEPES 29 při použití recipročního a rotačního modulu. ....	90
Obrázek 6-32 Kalibrace tenzometrických snímačů ....	91
Obrázek 6-33 Graf naměřených třecích sil u vzorku HEPES 28 ....	92
Obrázek 6-34 Graf průměrných hodnot součinitele tření pro vzorky HEPES 27,28 a 29. 92	92
Obrázek 6-35 Matematický model rotačního modulu kde: $F_t$ je třecí síla, $F_N$ normálová síla, $F_R$ reakční síla a $F_{R/2}$ reakční síla působící na jeden tenzometr. ....	93
Obrázek 6-36 Graf průměrného COF u vzorku HEPES 29 při použití recipročního a rotačního modulu. ....	94
Obrázek 8-1 Fotografie simulátoru pro studium tření a mazání oka. ....	100

## 12 SEZNAM TABULEK

Tabulka 2-1 Studie v oblasti tření a mazání oka, jejich parametry a naměřená data.....	35
Tabulka 2-2 Studie v oblasti měření tloušťky slzného filmu, včetně použitých metod a naměřených průměrných hodnot. ....	36
Tabulka 3-1 Přehled atributů a cílů: C-cíle, F-funkce, O-omezení, Z-způsoby .....	43
Tabulka 4-1 Kritéria hodnocení alternativního řešení modulu pro měření tření.....	48
Tabulka 4-2 Hodnocení modulu Athos .....	50
Tabulka 4-3 Hodnocení modulu Porthos.....	52
Tabulka 4-4 Hodnocení modulu Aramis .....	54
Tabulka 4-5 Hodnocení modulu D'Artagnan.....	55
Tabulka 4-6 Shrnutí hodnocení konceptů: červeně – Vážné nedostatky; růžově – drobné nedostatky. ....	56
Tabulka 5-1 Rozměry a materiály modulů víček. ....	60
Tabulka 5-2 Souhrn předpokládaných cen za vyráběné a nakupované díly. ....	64
Tabulka 6-1 Rozměry pro obrázek 6-13. ....	75
Tabulka 6-2 Rozměry pro obrázek 6-16. ....	77
Tabulka 6-3 Shrnutí cenových nákladů za výrobu a nákup komponent. ....	81
Tabulka 6-4 Navržené podmínky experimentu. ....	94
Tabulka 6-5 Hodnocení klíčových parametrů .....	97

## 13 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Výrobní výkresy.pdf

Příloha 2: Ridici\_program\_simulatoru\_oka.txt