



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Snímání 3D vertikálního jasového profilu pomocí duálního  
akomodometru**

**3D vertical brightness profile sensing via dual accomodometer**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika  
Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

**Sadullo Vakhobov**

---

**Kladno 2023**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Vakhobov** Jméno: **Sadullo** Osobní číslo: **495682**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská technika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Snímání 3D vertikálního jasového profilu pomocí duálního akomodometru**

Název bakalářské práce anglicky:

**3D vertical brightness profile sensing via dual accomodometer**

Pokyny pro vypracování:

Realizujte experimenty na soustavě, která je tvořena haploskopem a autorefraktorem Shin-Nippon, tzv. duálním akomodometrem, pro snímání video sekvencí očí skupiny pacientů. Ze získaného vertikálního jasového profilu oka určete sklon střední části během přehození fixačního obrazu z jednoho monitoru na druhý za současného záznamu strojového času. Vytvořte skript pro komunikaci a synchronizaci s autorefraktorem Shin-Nippon. Proveďte kalibraci dle sady záznamů na autorefraktoru Shin-Nippon a výsledky dokumentujte a diskutujte.

Seznam doporučené literatury:

- [1] SCHEIMAN, Mitchell, Bruce WICK, Clinical management of binocular vision: heterophoric, accommodative, and eye movement disorders, ed. 4th, Philadelphia: Wolters Kluwer, 2013, 722 s., ISBN 978-1-4511-7525-7
- [2] Teledyne Digital Imaging Inc., Genie Nano-1GigE, 1.1.2022, [Revidováno 1.1.2022], [Citováno 28.1.2022], Model DALSA G3-GM10-M0700, <https://www.teledynedalsa.com/en/products/imaging/cameras/genie-nano-1gige/>
- [3] Hozman, J., Dostálek, M., Hejda, J., Haploskop, 19.6.2013, [Revidováno 18.2.2020], [Citováno 28.1.2022], Užiténý vzor č. 25479, <https://isdv.upv.cz/doc/FullFiles/UtilityModels/FullDocuments/FDUM0025/uv025479.pdf>

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**MUDr. Miroslav Dostálek, Ph.D. (Binocular, s.r.o. Litomyšl)**

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Snímání 3D vertikálního jasového profilu pomocí duálního akomodometru“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 18.05.2023

.....

Sadullo Vakhobov

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval vedoucímu projektu doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D za odborné a trpělivé vedení projektu, díky kterému bylo možné vypracování této práce. Dále bych rád poděkoval konzultantu své práce MUDr. Miroslavu Dostálkovi, Ph.D. za cenné rady.

## **ABSTRAKT**

Akomodace je jedním z nejdůležitějších schopností oka, umožňující vidět ostře předměty nacházející se v různé vzdálenosti před okem. Měření jeho charakteristik je základem pro vyšetření očí v klinické praxi. Cílem této bakalářské práce bylo realizovat experimentální měření očí pomocí duálního akomodometru, který se skládá z haploskopu a autorefraktoru Shin-Nippon, umožňující měření jak statických, tak i dynamických vlastností akomodace. Dále bylo nutné provést synchronizaci mezi přístroji a následně vypočítat vertikální jasový profil ze získaných snímků oka. Na základě toho, bylo možné získat sklon střední části a provést kalibraci dle výsledku z autorefraktoru Shin-Nippon. Synchronní snímání bylo realizované pomocí spojení přístrojů přes sériové rozhraní RS-232 a předem vytvořeného Matlab skriptu. Pro analýzu snímků byl vytvořen Matlab skript umožňující definovat oblast zájmu obrázku, výpočet vertikálního jasového profilu a následný výpočet sklonu střední části. Výsledkem byl graf změny akomodace během přehození fixačního obrázku z dalekého monitoru na blízký v rámci pilotních experimentů pro několik probandů, což je velmi důležitý ukazatel pro dětské, ale i dospělé pacienty.

### **Klíčová slova**

Duální akomodometr, akomodace, haploskop, autorefraktor, vertikální jasový profil

## **ABSTRACT**

Accommodation is one of the most important abilities of the eye, allowing to see clearly objects located at different distances in front of the eye. Measuring its characteristics is the basis for eye examination in clinical practice. The goal of this bachelor's thesis was to implement experimental measurements of the eyes using a dual accomodometer, which consists of a haploscope and a Shin-Nippon autorefractor, enabling the measurement of both static and dynamic properties of accommodation. Furthermore, it was necessary to perform synchronization between the devices and then calculate the vertical brightness profile from the obtained eye images. Based on this, it was possible to obtain the inclination of the middle part and perform calibration according to the result from the Shin-Nippon autorefractor. Synchronous sensing was realized using the connection of devices via the RS-232 serial interface and a pre-created Matlab script. A Matlab script was created for the analysis of the images, enabling the definition of the area of interest of the image, the calculation of the vertical brightness profile and the subsequent calculation of the slope of the central part. The result was a graph of the change of accommodation during the transfer of the fixation image from the distant monitor to the near one in the framework of pilot experiments for several probands, which is a very important indicator for pediatric as well as adult patients.

### **Keywords**

Dual accomodometer, accommodation, haploscope, autorefractor, vertical brightness profile

# Obsah

<b>Seznam zkratk</b> .....	<b>8</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>9</b>
<b>2 Přehled současného stavu</b> .....	<b>10</b>
2.1 Akomodace.....	10
2.1.1 Purkyňovy obrazy.....	10
2.1.2 Daleký bod.....	11
2.1.3 Blízký bod .....	11
2.1.4 Akomodační šíře.....	12
2.1.5 Excentrická fotorefrakce .....	12
2.2 Haploskop.....	14
2.2.1 Vyvoj haploskopu.....	14
2.2.2 Schéma a princip haploskopu.....	14
2.3 Autorefraktometr .....	17
2.3.1 Autorefraktometr Shin-Nippon NVision-K 5001.....	18
<b>3 Cíle práce</b> .....	<b>20</b>
<b>4 Metody</b> .....	<b>21</b>
4.1 Použitý materiál, zařízení a pomůcky .....	21
4.2 Hardware .....	22
4.2.1 Stimulační část.....	22
4.2.2 Měřicí část .....	22
4.2.3 Ovládací část .....	27
4.3 Software .....	27
4.3.1 Nastavení síťové karty.....	27
4.3.2 Nastavení softwaru .....	28
4.3.3 Jasový profil .....	28
<b>5 Výsledky</b> .....	<b>35</b>
<b>6 Diskuse</b> .....	<b>39</b>
<b>7 Závěr</b> .....	<b>41</b>
<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>42</b>

## Seznam zkratek

---

Zkratka	Význam
ROI	Oblast zájmu ( <i>Region of interest</i> )
PO	Purkyňův obraz
FPS	Počet snímků za vteřinu ( <i>frames per second</i> )
FRL	Limit snímkové frekvence ( <i>frame rate limit</i> )
LED	Elektroluminiscenční dioda ( <i>light emitting diode</i> )
NIR	Blízké infračervené záření ( <i>near infrared</i> )
USG	Ultrasonografie
CT	Výpočetní tomografie
MRI	Magnetická rezonance
AR	Rozšířená realita ( <i>augmented reality</i> )
LCD	Displej z tekutých krystalů ( <i>liquid crystal display</i> )

---



# 1 Úvod

Zrak patří mezi nejdůležitější smysly pro člověka. Pomocí zraku člověk získává až 80 % informace z okolního světa. Díky tomuto smyslu jsme schopni vnímat barvy, světlo a jeho intenzitu, kontrast, hloubku ostrosti a také se pomocí něj můžeme adaptovat na různé světelné podmínky. Pokud dojde k jakémukoliv omezení zrakových funkcí, dojde i k omezení v běžném životě. Z tohoto důvodu je velice důležité pochopení mechanismů fungování orgánu, zodpovědného za tento vjem. Oko je složitý orgán, který není dosud dostatečně probádán, abychom znali vše o jeho mechanismech. Stále probíhající výzkumy zrakového systému jsou přínosné nejen v lékařství, ale i v dalších oblastech života. [1]

Jedním ze základních vlastností oka je jednoduché binokulární vidění. Jednoduché binokulární vidění je výsledkem spojení, tj. fúze, zrakových informací z pravého a levého oka. Zatímco na sítnicích existují dva fyzické obrazy, vnímáme pouze jeden subjektivní vjem, který vzniká spojením, tj. fúzí monokulárních signálů z obou očí. Fyziologická je rovnováha mezi podílem pravého a levého oka na vytváření subjektivního vizuálního vjemu. Další z podmínek k zachování jednoduchého binokulárního vidění je vzájemný vztah mezi akomodací a vergencí. Výsledkem nedodržení správného poměru mezi akomodací a vergencí je ohrožení jednoduchého binokulárního vidění. [2,3]

Akomodace je fyziologický proces, který umožňuje vidět předměty ostře na různých vzdálenostech. Při akomodaci dochází ke změně optické mohutnosti systému oka tak, aby pozorovaný předmět byl ostře zobrazen na sítnici. Schopnost akomodace se u člověka rozvíjí postupně po narození a ve stáří postupně dochází k jejímu úbytku. Akomodace může být ovlivněna fyziologickými i patologickými změnami, kvůli kterým následně dochází k jejím poruchám. Akomodace hraje důležitou roli při korekci refrakčních vad, a proto je nezbytné vyšetření schopnosti akomodace. Pro tento účel se využívá vyšetření velikosti akomodační šíře, které se označuje jako kvantitativní vyšetření akomodace oka. Akomodační šíře neboli akomodační amplituda je rozdíl mezi převrácenou hodnotou vzdálenosti blízkého a dalekého bodu, představuje změnu optické síly oka během akomodace. [2]

Díky své nenáročnosti jsou v klinické praxi používané subjektivní metody měření akomodační šíře, například Push-up test, Push-down test, metoda rozptylných čoček (*minus lens to blur*), měření pomocí akomodometrů. Tyto metody nepotřebují speciální vybavení, ale měření je ovlivněno subjektivním posouzením rozostření oka a neposkytují skutečnou hodnotu akomodační šíře. Objektívni měření velikosti akomodační šíře se provádí pomocí autorefraktorů a aberometrů. [4]

## 2 Přehled současného stavu

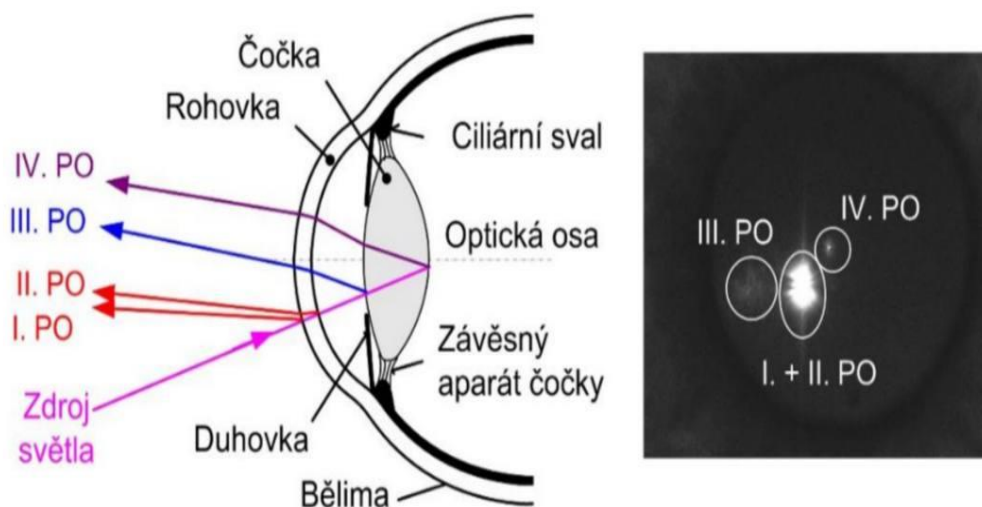
### 2.1 Akomodace

Akomodace je schopnost oka vidět ostře předměty nacházející se v různé vzdálenosti před okem v závislosti na změně optické mohutnosti optického systému oka. V praxi označujeme tímto pojmem zesílení optické lomivosti tak, aby se všechny objekty, které leží mezi blízkým a dalekým bodem zobrazovaly ostře na sítnici. Akomodace je způsobena změnou zakřivení lomivých ploch čočky a dalšími mechanismy. Jedná se o automatický reflex, který je však i ovladatelný vůlí. Neakomodované emetropické oko zobrazí na sítnici předměty nacházející se v optickém nekonečnu, prakticky ve vzdálenosti větší než 6 metrů. Pokud se pozorovaný předmět nachází ve vzdálenosti menší, musí oko pro zobrazení ostrého obrazu akomodovat. Přesný mechanismus akomodace doposud není zcela jednotně vysvětlen a je předmětem výzkumu již mnoho let. Akomodace není vrozená, ale vyvíjí se až po narození. Abychom byli schopni kvantitativně popsat akomodační schopnost, je nutné nejdříve definovat několik základních pojmů. [4,5,6,7]

#### 2.1.1 Purkyňovy obrazy

Podstatným objevem napomáhajícím k objasnění procesu akomodace byly Purkyňovy oční obrazy. Při průchodu světla rozhraním dvou optických prostředí dochází k odrazu světla. Z tohoto důvodu, v případě optických rozhraní oka na čtyřech rozhraních vznikají odrazem čtyři obrazy. Při provedení Purkyňova pokusu umístěním výraznějšího zdroje světla před vyšetřovaným okem na povrchu struktur v přední části oka se vyskytnou viditelné reflektované obrazy světelného zdroje. První obraz (I. PO na Obr. 2.1) vzniká na první ploše rohovky a je nejlépe viditelný ze všech, přímý a zdánlivý. Druhý (II. PO), na zadní ploše rohovky, je zhruba stejné velikosti jako 1. obraz, avšak mnohem méně jasný a jelikož je v těsné vzdálenosti za ním, není viditelný. Třetí obraz (III. PO) je zvětšený, zdánlivý a přímý, ale méně zřetelný a jasný v porovnání s prvním. Vzniká na přední ploše čočky. Čtvrtý (IV. PO), vznikající na zadní ploše čočky, je nejmenší a nejméně jasný. Na rozdíl od ostatních Purkyňových obrazů jde o odraz od konkávní plochy, proto je jako jediný převrácený a reálný. Během akomodace se velikost prvního a druhého nemění, u čtvrtého dochází k mírnému posunu. Největší změna je pozorovatelná na třetím obraze, který změni svou polohu a výrazně se zmenší. Z toho

vyplývá, že při akomodaci dochází především ke změně zakřivení přední plochy čočky (vyklene se), zatímco zadní plocha čočky zůstává téměř nezměněna. [8,9,10]



Obrázek 2.1: Purkyňovy obrazy a jejich zobrazení (vpravo) [7]

### 2.1.2 Daleký bod

Daleký bod (*punctum remotum*) je bod ležící na optické ose a je zobrazován ostře na sítnici oka při minimální akomodaci. Vzdálenost dalekého bodu od předmetové hlavní roviny oka se označuje jako  $a_R$  a uvádí se v metrech. Převrácenou hodnotu této vzdálenosti nazýváme axiální refrakce a označujeme  $A_R$ . Pomocí tohoto údaje se definuje momentální refrakční stav oka. Axiální refrakce se měří v dioptriích a platí: [9]

$$A_R = \frac{1}{a_R} [D] \quad (2.1)$$

### 2.1.3 Blízký bod

Blízký bod (*punctum proximum*) je nejbližší bod ležící na optické ose, který se zobrazí na sítnici ostře při maximální akomodaci. Vzdálenost blízkého bodu od předmetové hlavní roviny se označuje jako  $a_P$  a uvádí se v metrech. S přibývajícím věkem se poloha blízkého bodu mění a vzdaluje se od oka, až nakonec splyne s dalekým bodem (tab. 1). Blízký bod má zásadní význam při posuzování momentálního akomodačního výkonu oka  $A_P$  a spolu s dalekým bodem ohraničuje akomodační oblast. Pro výpočet tohoto výkonu platí: [9]

$$A_P = \frac{1}{a_P} [D] \quad (2.2)$$

## 2.1.4 Akomodační šíře

Akomodační šíře (amplituda) je určena rozdílem statické (klidové) a dynamické (maximální) akomodace. Jde o maximální nárůst optické mohutnosti oka, kterého je možno dosáhnout procesem akomodace. Akomodační šíře se uvádí v dioptriích a definujeme s její pomocí momentální akomodační výkon. Je možné ji vypočítat jako rozdíl převrácených hodnot předmětových vzdáleností dalekého a blízkého bodu od předmětové hlavní roviny oka. [11]

Vyšetření velikosti akomodační šíře se označuje jako kvantitativní vyšetření akomodace oka. K měření akomodační šíře, tedy změny optické síly oka během akomodace, jsou v praxi nejčastěji, díky své nenáročnosti, používány subjektivní metody, tj. Push-up test, Push-down test, metoda rozptylných čoček (*minus lens to blur*), měření pomocí fokometru či akomodometry. Akomodační amplitudu lze však měřit i objektivními metodami, a to pomocí Hartingerova koincidenčního refraktometru či autorefraktometru. [13,14]

Je důležité zmínit, že subjektivní metody používané v klinické praxi ve většině případů měření akomodace neposkytují skutečnou hodnotu akomodační šíře, která není ovlivněna hloubkou ostrosti oka či samotným subjektivním posouzením rozostření vyšetřovaným. Proto je potřeba nalézt objektivní metody vyšetření akomodační šíře. [4]

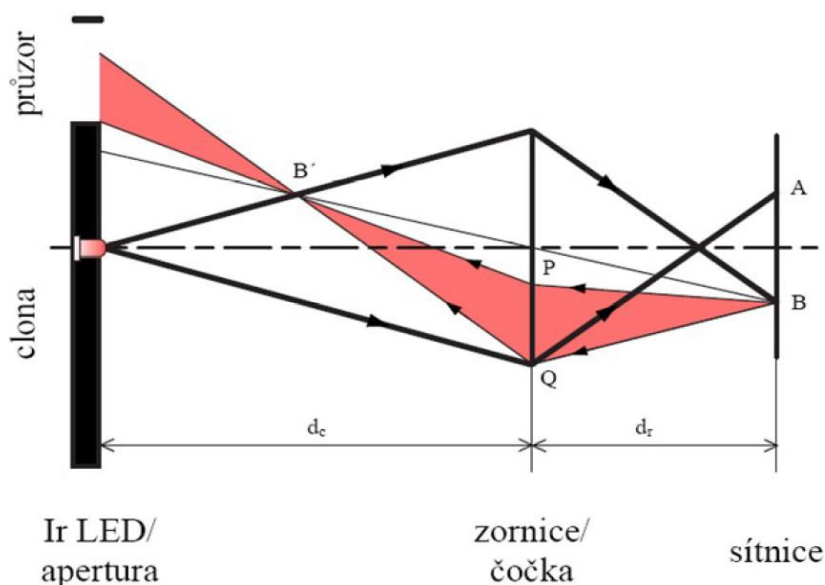
## 2.1.5 Excentrická fotorefrakce

Pro měření akomodační šíře pomocí haploskopu se používá princip excentrické fotorefrakce.

Měřicí metody pro zjištění dynamických parametrů akomodace jsou založeny na sledování změn geometrických vlastností optického aparátu oka nebo refrakční síly optického aparátu. První skupina může být rozdělena na optické metody (keratometrie, oftalmofakometrie), zobrazovací metody (USG, CT, MRI) a metody výpočetní. Druhá skupina metod je založena na analýze vlivu refrakční síly optického aparátu na procházejícím světle. Zásadním jevem u těchto metod je také reflexe měřicího paprsku od sítnice, tzv. sekundární zdroj světla. Z používaných subjektivních metod lze uvést Youngův optometr, Badalův optometr nebo Scheinerův disk. K objektivním metodám se řadí automatická objektivní refrakce (princip největšího zaostření, knife - edge, princip detekce paprsků, princip velikosti obrazů), skiaskopie, fotorefrakce a videorefrakce. Poslední uvedená metoda je použita v navržené měřicí aparatuře.

Společným aspektem fotorefrakčních metod je specifická úprava zdroje měřicího světla a analogové nebo digitální zpracování výstupní obrazové informace. Jednou z

fotorefrakčních skiaskopických metod je metoda excentrické fotorefrakce s vícebodovým zdrojem měřicího světla navržená v roce 1987. Před objektiv kamery je umístěna řada LED diod vyzařujících v blízké infračervené oblasti. Tato spektrální oblast není pro lidské oko viditelná, nezpůsobuje fyziologickou miózu a neruší tak pozornost pacienta. Průchod paprsku optickým systémem je na obrázku 2.2. [7]



Obrázek 2.2: Schéma principu excentrické fotorefrakce. [15]

Paprsek emitovaný NIR zdrojem měřicího světla prochází rohovkou a oční čočkou. Optickým systémem je modifikován a dopadá na sítnici, kde vytvoří ozářenou plošku, jejíž velikost a tvar odpovídá aktuálnímu akomodačnímu stavu. Ozářená ploška odráží dopadající paprsky a stává se tak sekundárním zdrojem světla. Odražený paprsek prochází podruhé oční čočkou a je tak modifikován podruhé. Excentricky umístěná clona před objektivem odstiňuje část dopadajících paprsků. V objektivu kamery se tak vytváří typický obraz zornice s proměnlivým jasem. Experimentálně bylo dokázáno, že sklon jasového profilu je lineárně závislý na refrakčním stavu oční čočky, resp. optického aparátu oka. [7]

## 2.2 Haploskop

Experimentální výzkum binokulárního vidění je založen na přístrojích, které předkládají pravému a levému oku obrazové podněty odděleně, tzv. haploskopický princip. Haploskop je přístroj určený pro experimentální klinický výzkum binokulárního vidění. [2]

### 2.2.1 Vyvoj haploskopu

Haploskop Mark III byl využíván NASA k testování vize astronautů během kosmického letu. Pomocí haploskopu se měřila zraková ostrost, stereopsie, forie, fixační disparita, akomodace a konvergence. V současné době jsou haploskop jako přístroj a haploskopický princip využívány v laboratořích za účelem experimentálních studií. Příkladem experimentální studie, ve které byl použit haploskopický princip, ale i samotný přístroj PC-haploskop, je studie supresních mechanismů oka. Na základě uspořádání haploskopu bylo umožněno souběžné promítání fixačních obrazů na dva LCD displeje opticky zcela oddělené pro každé oko. Díky tomu bylo možné studovat sílu senzorické fúze prostřednictvím supresního dichoptického maskování. Dalším příkladem využití haploskopu za účelem experimentálních klinických výzkumů je měření prahu suprese rozdílu rozostření (SRR) pomocí umělé vytvořené zátěže využitím haploskopu. [13,14,16]

Ve výše uvedených studiích byl používán počítačový haploskop (PC-haploskop), který představuje prototypové zařízení podle užitého vzoru registrovaného Úřadem průmyslového vlastnictví České republiky [2]. V současnosti přístroj haploskop není vyráběn a distribuován žádnou firmou. Každá univerzita nebo laboratoř využívá haploskop podle vlastních potřeb pro výzkum a experimentální měření. Proto má každý haploskop specifické nastavení podle toho, na jaké účely se využívá. V jedné z posledních studií byl haploskop využit jako základ pro rozvoj pupilometru pro parametrizaci pupilárního světelného reflexu [17]. Dalším příkladem využití haploskopu pro rozvoj jiných systémů může být studie zaměřená na vývoj rozšířené reality (AR). V sérii percepčních měření se používal haploskop rozšířené reality, který umožňuje prohlížení virtuálních objektů překrývajících se s reálným světem [18].

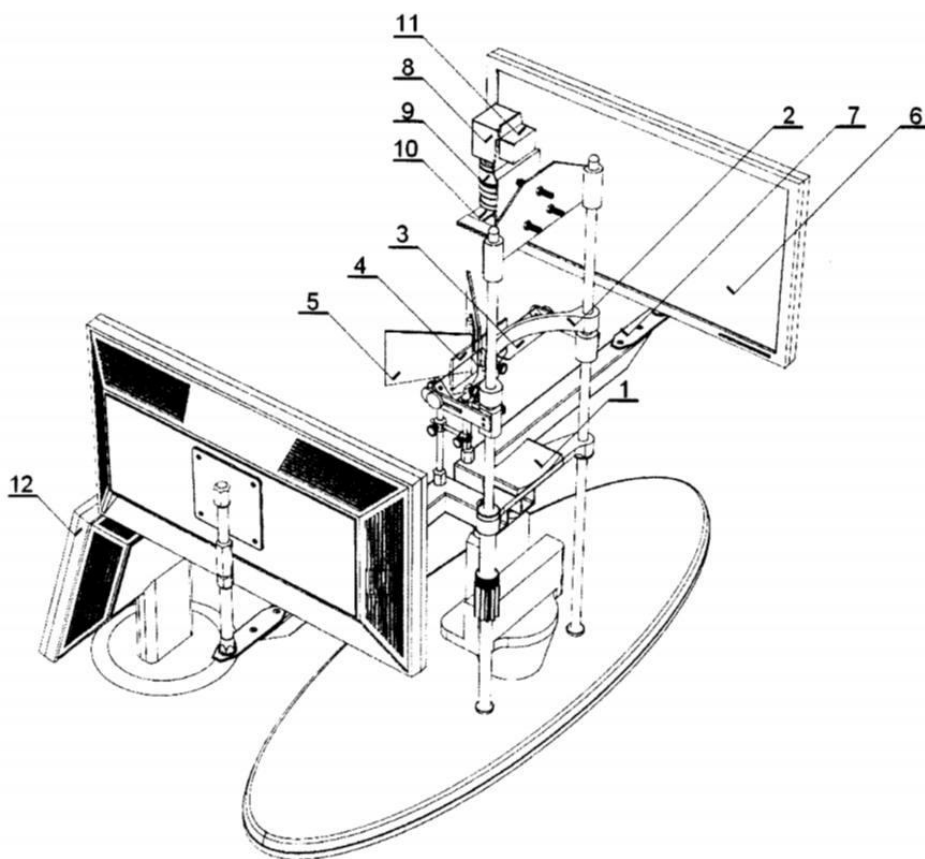
### 2.2.2 Schéma a princip haploskopu

Od prvního popisu zrcadlového haploskopu K.E.K. Heringem k dnešnímu dnu došlo jen k technickým vylepšením konvenčního konstrukčního principu, který měl některá omezení pro experimentální práci [19]. Tato omezení jsou odstraněna pomocí sestavy haploskopu, která v sobě zahrnuje spojné čočky, planární zrcátka a fixační obrázek pro vytvoření stimulačního podnětu. Podstatou tohoto technického řešení je to, že haploskop

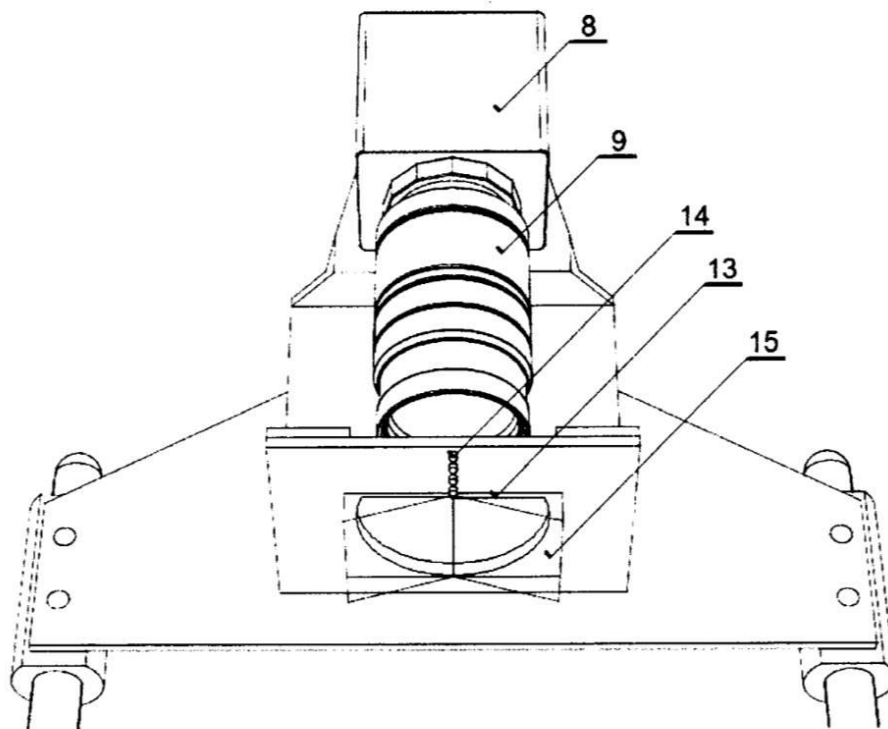
je opatřen dvěma standardními LCD monitory, které jsou umístěny společně s planárním zrcátkem a spojnou čočkou na otočném ramenu. [2]

Haploskop je ve výhodném provedení opatřen měřicí kamerou a zdrojem měřicího světla, tvořeným skupinou LED diod vyzářujících v infračerveném spektru. Do optické soustavy měřicí kamery je s výhodou vloženo dichroické zrcátko, umístěné bezprostředně před očima vyšetřované osoby. Haploskop může být opatřen třetím standardním LCD monitorem pro obsluhu. [2]

Haploskop podle tohoto technického řešení je sestaven z několika vzájemně propojených a spolupracujících částí. Smyslem opěrky hlavy je stabilizovat polohu očí vyšetřované osoby. Stimulační část je založena na použití běžného velkoplošného LCD monitoru a jejím účelem je předkládat vizuální podněty za striktně haploskopických podmínek. Měřicí část souběžně registruje objektivní parametry očních pohybů a akomodace se zaznamená pomocí videozáznamu pořízeného průmyslovou kamerou. Ovládací část PC haploskopu slouží pro řízení experimentů, analýze naměřených dat a jejich archivaci.[2] Obsluha PC haploskopu má k dispozici centrální počítač, klávesnici, myš a samostatný LCD monitor. [2]



Obrázek 2.3: PC haploskop. [2]



Obrázek 2.4: Měřicí část PC haploskopu.[2]

Na obrázku 2.3 je v axonometrickém pohledu schematicky znázorněna celá sestava PC haploskopu. Na obrázku 2.4 je detailně znázorněna měřicí část PC haploskopu. Opěrka hlavy PC haploskopu je tvořena výškově nastavitelnou opěrkou brady (1) a pevnou opěrkou čela (2). [2]

Stimulační část haploskopu je zkonstruovaná tak, aby proband viděl dva stimulační velkoplošné LCD monitory (6). Spojná čočka (4), která je umístěna do pohledové osy před každým okem, slouží pro umístění stimulačního monitoru do optického nekonečna. Stejně jako u konvenčních haploskopů, planární zrcátko (5) řeší problém prostorové kolize LCD monitoru. Všechny tři součásti jsou uloženy na společném rameni (7). Všechny mechanické komponenty stimulační části jsou připevněny k otočnému rameni modifikovatelným systémem tyčinkových držáků s aretačními šrouby. [2]

Měřicí část PC haploskopu se skládá z měřicí CMOS kamery (8), která současně snímá obě oči vyšetřované osoby pomocí tele-makro-objektivu (9) a dichroických zrcátek (3) s vlastnostmi hot mirror. Tato zrcátka propouští paprsky viditelného záření a odráží paprsky infračervené. Fotorefrakční předsádka (10) sestavená z poloměščitě clony (13) před objektivem a na ní jsou umístěné čtyři LED diody (14), které umožňují měření aktuálního refrakčního stavu obou očí. Diody vyzařující IR záření jsou sestaveny do řady kolmé na hranu clony (13) a umožňují měření refrakce očí metodou sklonu jasového



profilu. Řídicí jednotka (11) a zdroj elektrického proudu LED diod (14) komunikuje protokolem USB s řídicím počítačem a řízeně rozsvěcuje LED diody. Před nezakrytou částí vstupní apertury objektivu jsou umístěna dvě biprizma (15) proti sobě. Jejich funkce je posunout obrazy obou očí blíže k sobě, částečně eliminovat nadbytečnou část obrazu a umožnit co největší zvětšení oblasti zornic. [2]

Ovládací část PC haploskopu je založena na standardním PC s třetím monitorem pro obsluhu haploskopu. [2]

## 2.3 Autorefraktometr

Autorefraktometrie představuje rychlý a snadný způsob objektivního měření vyšetřované osoby. První autorefraktometr Dioptron byl zkounstruován v roce 1970 Charlesem Munnerlynem. Od ty doby došlo k fyzikálně-optickému, elektronickému i optometristickému pokroku. V podstatě všechny autorefraktometry spojuje jedno, a to vlnová délka v infračervené oblasti 800-900 nm, která se používá především z důvodu vyloučení oslnění. Díky této vlnové délce se odráží světlo i z hlubších vrstev oka jako je cévnatka a skléra a spolu s účinky podélné chromatické aberace zaznamenávají chyby pouze v řádu  $\pm 0,5D$ . [20]

Princip většiny autorefraktometrů je založen na vysílání infračerveného paprsku. Paprsek se odrazí od sítnice a tak projde dvakrát okem. Potom opto-elektrický detektor zachytí obraz tohoto paprsku. Následně je obraz paprsku zpracován a analyzován počítačovým programem, který vypočítá hodnotu refrakce. Různé autorefraktometry využívají různé optické principy. Infračervený zdroj je zaveden v přístroji z hlediska transmise a lepších reflexních vlastnostech hlavně v hlubších vrstvách očních médií. V podobě jednoduchých obrázků je zobrazena v přístroji fixační značka, která je sledována monokulárně, a která se před vlastním měřením, i při měření, střídavě zaostřuje a zaostřuje na principu zamlžovací techniky. Názory na přesnost této techniky se různí, protože tato technika patrně vyvolává přístrojovou myopii, kterou můžeme zkompenzovat zprůměrováním hodnot několika měření. [20]

V dnešní době autorefraktometry mají výhodu z hlediska přesnosti, časové nenáročnosti a opakovatelnosti dat, zejména pro možnost sledování progresu a vývoje refrakční vady, ale také z hlediska minimálních nároků na zkušenosti vyšetřujícího. Poskytují základní objektivní refrakci, která poskytuje cenný základ pro subjektivní dodatečnou korekci. [20]

### 2.3.1 Autorefraktometr Shin-Nippon NVISION-K 5001

Binokulárně fixovat značku umožňuje přístroj Shin Nippon NVISION-K 5001, který tak neutralizuje přístrojovou myopii. Měření probíhá tak, že zatímco jedno oko fixuje vzdálenou testovou značku, autorefraktometr vyměřuje druhé oko. [20]

Před vlastním měřením je třeba správně usadit pacienta, tak že si musí opřít hlavu o čelo příslušné opěrky autorefraktometru. Pacient musí zůstat v klidu, vyšetřující zhruba vycentruje měřící systém na vyšetřované oko (zpravidla se začíná na pravém oku) a pacienta upozorní, že má sledovat fixační značku. Následně přístroj provede měření automaticky tak, že s použitím odrazů na rohovce přesně ztotožní optickou osu přístroje s pohledovou osou oka. K zobrazení na sítnici dojde pouze tehdy, pokud se vytvoří přesný obrazu předmětového bodu. Následně dojde k zaznamenání autorefraktometrem, jehož dva úzké měřící svazky infračerveného zdroje světla pocházejí ze dvou protilehlých kvadrantů zdroje vstupující do oka (jeden středem, druhý pod středem zornice) a lomí se na sítnici. Refraktometr následně sám vykoriguje refrakční vadu a zjistí potřebnou hodnotu pro její vykorigování, kterou uloží do paměti. Pokud se jedná o astigmatismus, detektor přístroje sleduje dva svazky v různých meridiánech, do té doby, než najde řez s největší nebo nejmenší refrakční vadou. Potom kolmo na tento řez změří refrakci v druhém meridiánu, a tím dostane i velikost astigmatismu. [20]

Přístroj nejdříve proměří sférickou hodnotu, potom cylindrickou hodnotu korekce a nakonec osu astigmatismu. Automaticky provede několik měření za sebou, které probíhají kolem 3 až 5 vteřin, z nichž se vypočítá průměrná hodnota. V některých případech přístroj může zaznamenat i chybu, a to při špatné fixaci hlavy, ptóze nebo zkalení optických medií. Postup měření je třeba zopakovat i pro druhé oko a následně se vytisknou výsledky. [20]



Obrázek 2.5: Autorefraktor Shin-Nippon NVISION-K 5001

Výhodou autorefraktometru Shin-Nippon NVision-K 5001 je to, že přístroj je standardizovaný, kalibrovaný a jeho měření jsou reprodukovatelná. Nicméně, velkou nevýhodou je pomalá frekvence snímání, cca 5 snímků za sekundu. V současné době se v klinické praxi pracuje pouze se statickými měřítky, které autorefraktometr Shin-Nippon dokáže změřit. Semidynamické měření je měření akomodační facility flipprem, ale tato metoda je subjektivní, a proto neposkytuje číselnou hodnotu dynamických vlastností akomodační reakce. Proto je potřeba minimální snímací frekvence alespoň 100 fps pro měření explicitních dynamických parametrů, které se měří v milisekundách.

### 3 Cíle práce

Pro měření statických a dynamických vlastností akomodační reakce je potřeba sestavit tzv. duální akomodometr, který se skládá z haploskopu a autorefraktometru Shin-Nippon. Pro synchronní snímání očí pacientu je potřeba vytvořit skript pro komunikaci a synchronizaci obou přístrojů. Pro zaznamenání dynamické změny akomodace musí být použita snímací frekvence haploskopu 200 snímků za sekundu. Takto nasnímanou sekvenci je potřeba zpracovat a odstranit zbytečné okolí od zornice. Z výsledných "očistěných" snímků se musí spočítat vertikální jasový profil a určit sklon střední části. Získané hodnoty sklonu střední části během přehození fixačního obrázku se musí vynést do grafu, na kterém na svislé ose bude hodnota sklonu a na vodorovnou osu bude vynesena čas v ms. Tento výstup pak bude moci sloužit pro hodnocení akomodační šíře, resp. aktivity.

## 4 Metody

Pro provedení experimentálního snímání je potřeba speciální nastavení pro laboratorní haploskop. Následující kapitoly se věnují hardwarovým a softwarovým nastavením potřebným pro řešení dané problematiky. Konkrétně kapitoly popisují potřebné technické součástky, specifické nastavení haploskopu pro řešení konkrétně této problematiky, nastavení Matlabu potřebné pro následující zpracování obrázku a samotný postup jejich zpracování.

### 4.1 Použitý materiál, zařízení a pomůcky

Tabulka 4.1: Použité přístroje, pomůcky a materiál

Přístroj	Model	Výrobce	Země původu	Sériové číslo(SČ)/Inventární číslo
Kamera	Mako G-040	Allied Vision	DEU	SČ: 536944751
PoE injektor	TPE-113GI	TRENDnet Inc.	USA	SČ: IC1G3I3001641
Síťová karta	Intel Gigabit CT Desktop Adapter	Intel Inc.	THA	SČ: EXPI9301CTBLK
Ovládací PC	Dell OptiPlex 3080	DEL	POL	SČ: D29M002
Autorefraktor	Nvision K-5001	Shin-Nippon	JAP	
STOPSOL sklo	6 mm Stopsol Supersilver Clear	AGC Your Glass	BEL	

## 4.2 Hardware

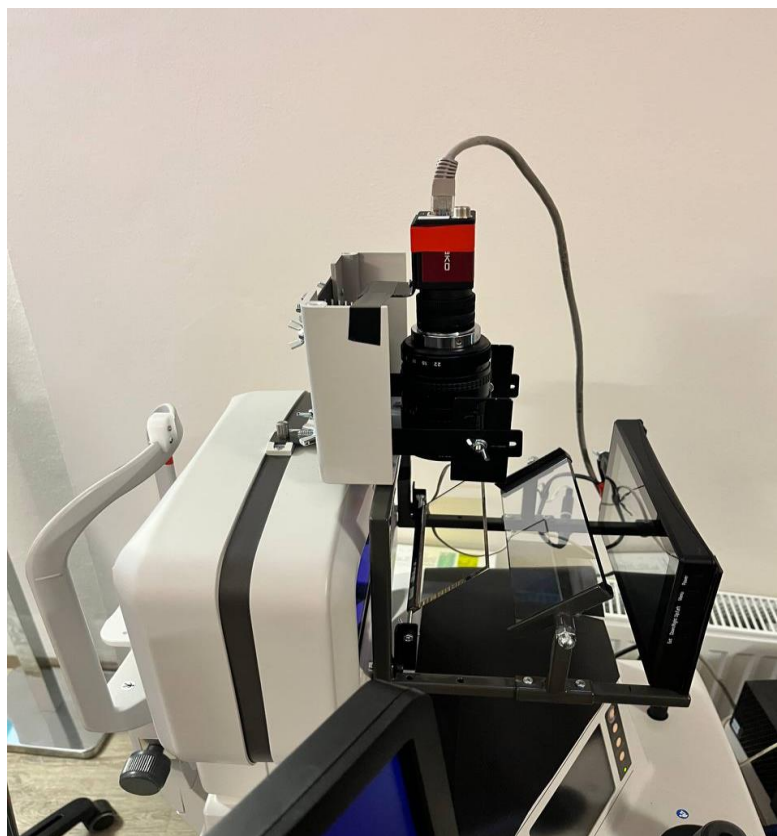
Podle speciálních potřeb našeho experimentu byly provedeny změny zejména v stimulační části a měřicí části haploskopu. Oproti konvenčnímu řešení, zásadním odlišením je to, že jsme potřebovali stimulovat a snímat každé oko zvlášť. Proto byl haploskop přizpůsoben na snímání jen jednoho oka.

### 4.2.1 Stimulační část

Hlavní funkcí stimulační části v našem experimentu bylo předkládat fixační obrázek oku tak, aby při přepnutí fixačního obrázku z jednoho monitoru na druhý, zornice zůstávala nehybná. Potřebné uspořádání již měl systém autorefraktoru Shin-Nippon. Funkční řešení se skládá ze dvou obrazovek. Pro simulaci fixačního obrázku v dalekém bodě, jeden z monitorů byl umístěn co nejdále a pomocí systému zrcadel překládal obraz přímo před subjektem na úrovni oka. Druhý monitor byl umístěn co nejbliž k tzv. stopsol sklu pro promítání fixačního obrázku v blízkém bodě. Stopsol sklo bylo umístěno před subjektem a natočeno tak, aby se fixační obrázky ze dvou monitorů překrývaly. Cílem bylo to, aby výsledný fixační obrázek byl zdánlivě na jednom místě v prostoru a měl stejnou úhlovou velikost. Takže bylo důležité, aby fixační objekt na vzdáleném a blízkém monitoru měl reálnou velikost ve stejném poměru jako je poměr vzdálenosti monitorů od pozorovatele. Vzdálenost blízkého monitoru byla třikrát menší než vzdálenost vzdáleného. Proto poměr fixačních obrázků byl nastaven na 1:3. Při takovémto designu bylo zajištěno to, že přepnutí fixace mezi monitory, bylo provázeno pouze rozostřením sítnicového obrazu (jeho poloha na sítnici i velikost se nemění). Jako fixační obraz jsme zvolili takový obraz, který má dostatek podnětů, tj. hran, které rozostří a pak stimulují akomodaci.

### 4.2.2 Měřicí část

Měřicí část autorefraktoru Shin-Nippon zůstala bez změn. Oproti autorefraktoru systém haploskopu byl přizpůsoben pro duální měření. Základ systému se skládá, stejně jako u konvenčního haploskopu, z kamery a dichroického zrcátka. Pro zvětšení oblasti zájmu, v našem experimentu oblasti zornic, mezi kamerou a objektivem byly vloženy mezikroužky s celkovou vzdáleností 21 mm. Objektiv byl překryt fotorefrakční předsádkou tak, aby hodnota excentricity byla 7 mm. Celý systém byl namontován na autorefraktometr Shin-Nippon tak, aby v případě potřeby bylo možné měnit pozice kamery jak v horizontální, tak i vertikální ose. (viz obrázek 4.1.) Celé uspořádání bylo navrhováno tak, aby zajistilo vznik excentrické fotorefrakce při odrazu NIR záření od sítnice.



Obrázek 4.1: Měřicí část duálního akomodometru.

### **Měřicí kamera**

Pro snímání jasového profilu zornic hraje významnou roli snímací kamera. Pro provedení experimentu kamera musí splňovat základní požadavky. Parametry kamery nutné pro splnění požadavku pro měřicí kameru jsou následující:

1. Významné vlastnosti snímání v IR spektru (kvantová účinnost při 830 nm 35 % a vyšší)
2. Snímkovací frekvence je 250 nebo vyšší
3. C – mount
4. 1/3" sensor
5. Monochromatické snímání
6. Rozlišení 640 x 480
7. GIGE rozhraní
8. PoE (Power over Ethernet) napájení

Body 1. a 2. přímo souvisí s experimentálním měřením a proto jsou nezbytné pro měřicí kameru. V tomto experimentu byla použita kamera Allied Vision Mako G-040, která má tyto parametry:

- Kvantová účinnost při 830nm cca 25%
- senzor Sony IMX287
- mono 1/2.9" , 728 × 544
- CMOS
- C-Mount
- 286 fps
- GigE Vision interface
- PoE

Kvantová účinnost kamery Mako G-040 při vlnové délce 830 nm je nižší, než by vyhovovalo pro provedení našeho experimentu. Tento problém následně vedl k tomu, že při měření v tmavé místnosti limit snímkové frekvence (dále FRL - frame rate limit) byl 2 snímky za sekundu, což bylo nevyhovující základním požadavkům experimentu. Řešením této limitace bylo kompenzování nižší hodnoty kvantové účinnosti pomocí hardwarových a softwarových úprav systému. Pro vysvětlení provedených úprav je potřeba vysvětlit některé souvislosti.

## Zvýšení FPS

Pro zvýšení limitace parametru FRL bylo potřeba stanovit všechny souvislosti, které ovlivňují tento limit. Zásadním problémem pro snímání o požadované frekvenci byl nedostatek světla. Z tohoto důvodu bylo prvním krokem pro zvýšení FRL zvětšení intenzity zdroje záření. Další souvislosti, které přímo ovlivňují FRL, jsou rychlost závěrky a doba expozice.

Rychlost závěrky je doba, po kterou je každý jednotlivý snímek exponován. U videa je rychlost závěrky téměř vždy ve zlomcích sekundy. Číslo použité při nastavení rychlosti závěrky se vztahuje ke jmenovateli tohoto zlomku. Pokud tedy nastavíme rychlost závěrky na 60, znamená to, že každý snímek bude exponován na 1/60 sekundy.

Maximální dosažitelná snímková frekvence ve snímcích za sekundu (fps) nemůže překročit 1 děleno dobou expozice v sekundách. Pokud je například maximální snímková frekvence fotoaparátu 30 snímků za sekundu, ale doba expozice je nastavena na 100 ms, pro získání dostatečně jasného snímku nebude možné, aby kamera pracovala s touto snímkovou frekvencí. Snížením doby expozice lze zvýšit FRL, ale čím nižší bude doba expozice, tím tmavší budou získané snímky z důvodu nedostatečného osvětlení. Tento problém se řeší použitím hardwarového sdružení pixelu (binning) a zesílením signálu



(gain). Kombinace těchto úprav může vést ke kompromisu mezi velikostí snímací frekvence a kvality získaných snímků.

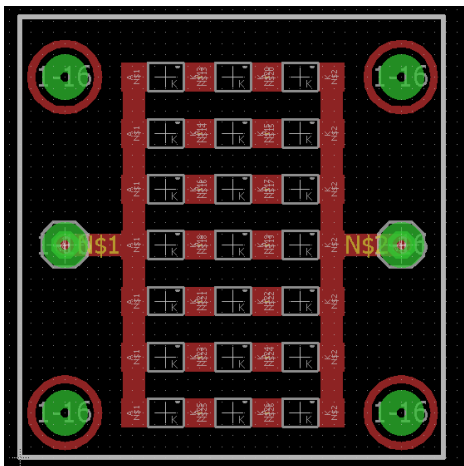
Binning znamená spojování sousedních pixelů na senzoru tak, že se chovají jako jeden pixel. Binning je funkce umožňující virtuální zvětšení velikosti pixelů, kterou lze využít u obrazových senzorů a to z více důvodů – zmenší se počet zobrazovacích elementů, tedy i rozlišení, ale zvýší se dynamický rozsahsdružených *pixelů*, zrychlí se odečet informace (vyšší frame rate). Pixely je možné spojovat v násobcích 2×2, 3×3, 4×4, 8×8 ve směru vodorovném, ale i ve směru svislém. U modernějších typů kamer je možnost asymetrického binningu, kdy si uživatel může zvolit libovolnou kombinaci vertikálního a horizontálního binningu pro zvolenou oblast čipu.

Gain, neboli zisk, označuje zesílení elektronického signálu z obrazového snímače kamery, což umožňuje kameře zachytit více světla a vytvořit jasnější obraz. Zvýšení zisku může pomoci zlepšit jas obrazu za špatných světelných podmínek, ale také může způsobit šum a snížit kvalitu obrazu. Gain je často vyjádřen v decibelech (dB) a v mnoha digitálních kamerách lze nastavit ručně nebo automaticky. Obecně je nejlepší udržovat zisk na co nejnižší úrovni, aby se minimalizoval šum a zachovala se kvalita obrazu, ale v našem experimentu Gain pomáhá zvýšit jas tmavých snímků získaných kvůli nízké době expozice.

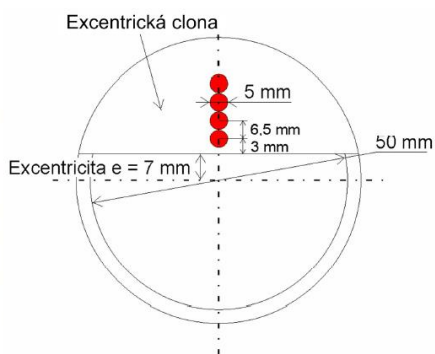
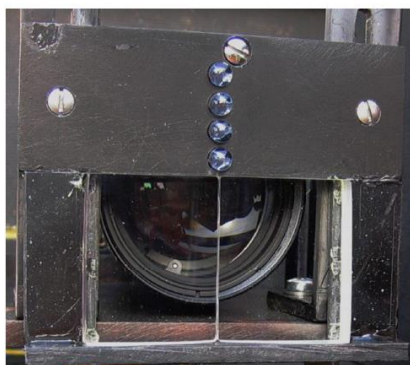
V tomto experimentu byly před zahájením snímání přednastavené parametry doby expozice, binningu a gainu pro zvýšení FRL na požadovaných 200 fps a získání snímků dostatečné kvality. Doba expozice byla nastavená na 10000  $\mu$ s, binning byl nastaven na 2×2 pixely a gain byl nastaven na hodnotu 15 dB.

## **Fotorefrakční předsádka**

Měření pomocí haploskopu používá princip excentrické fotorefrakce, která byla popsána v kapitole 2.1.5. Pro vytvoření tohoto jevu je potřeba před objektivem umístit fotorefrakční předsádku. V našem experimentu byly zdrojem měřicího světla zvoleny elektroluminiscenční diody (dále LED - light emitting diode) vyzařující na vlnové délce  $\lambda = 770$  nm. Táto vlnová délka je za hranicí viditelného spektra, a proto nezpůsobuje fyziologickou miózu a neruší pozornost pacienta. V našem systému světlo emituje diodové pole 11×18 mm tvořené 21 NIR LED na 770 nm, uspořádaných na fotorefrakční předsádce podle výkresu (viz obrázek 4.2). Tak velký počet diod oproti konvenčnímu haploskopu bylo použito z důvodu zvýšení intenzity záření a tím kompenzace nedostatku citlivosti kamery při snímání za podmínky slabého osvětlení. Celá soustava kamery a fotorefrakční předsádky umístěná tak, aby bylo možné měnit polohu fotorefrakční předsádky a tím měnit i excentricitu. NIR LED jsou napájeny z navrženého regulovatelného zdroje napětí. Tím je umožněna plynulá regulace světelného toku LED a osvětlení snímané scény. NIR LED jsou sestaveny do vertikálního pole o rozměrech 5 × 25 mm.



Obrázek 4.2: Schéma umístění diod na fotorefrakční předsádce



Obrázek 4.3: Princip realizace fotorefrakční předsádky



Obrázek 4.4: Fotorefrakční předsádka haploskopu v duálním akomodometru

### 4.2.3 Ovládací část

Pro realizaci synchronního snímání na autorefraktoru Shin-Nippon a haploskopu, bylo ovládací tlačítko autorefraktoru spojené přes sériové rozhraní RS-232 s počítačem, na kterém přes Matlab skript provádělo ovládání kamery. Výsledkem tohoto řešení bylo to, že pro synchronní snímání bylo potřeba jen nastavit systém autorefraktoru a spustit měření. Po získání signálu z tlačítka přes sériové rozhraní se spouštěl skript pro řídicí kameru haploskopu.

## 4.3 Software

Táto část v sobě zahrnuje detailní popis nastavení PC, síťové karty, Matlabu a taky popisuje postup získání vertikálního jasového profilu a dalších parametrů pro splnění cílů práce.

### 4.3.1 Nastavení síťové karty

Pro propojení kamery Mako G-040 Allied Vision s řídicím počítačem bylo potřeba provést nastavení síťové karty. Podle datového listu kamery byly zjištěny parametry a hodnoty potřebné pro provedení nastavení. Výsledky jsou ukázané v tabulce 4.2.

Tabulka 4.2: Nastavení síťové karty

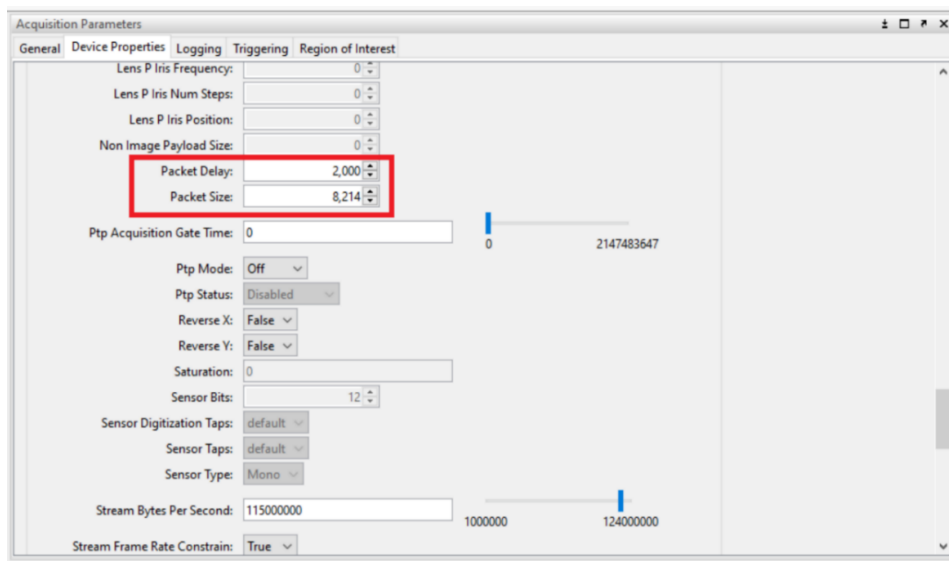
Property	Value
Packet size or maximum transmission unit	8228 bytes or larger
Interrupt moderation	Enable
Interrupt moderation rate	Extreme
Receive buffers	Maximum value configurable
Transmit buffers	256 bytes

Kromě nastavení síťové karty bylo nezbytné umožnit maximální výkon CPU počítače. Ohraničení výkonu CPU počítače vede ke snížení rychlosti síťové karty a tím ovlivňuje rychlost zpracování Ethernet datových bloků přicházejících z kamery. Pro splnění tohoto požadavku by se neměl používat firewall na portu kamery. Také by se měly deaktivovat všechny funkce C stavu z Windows a z BIOSu systému (týká se úsporných režimů).

### 4.3.2 Nastavení softwaru

Pro zpracování získaných obrazů se používal Matlab (2020a). Pro propojení kamery s tímto prostředím se musel nainstalovat Vision Acquisition Toolbox. Po správné instalaci se kamera objeví v záložce Hardware Browser. Poslední důležité parametry nastavení, které umožňují rychlé zpracování dat a kontinuální snímání kamerou, jsou Packet Size a Packet Delay. Tyhle dva parametry musí mít hodnotu odpovídající možnostem kamery a síťové karty, aby celkový systém fungoval správně.

V našem systému parametru Packet Size odpovídá hodnota 8214, parametr Packet Delay má hodnotu 2000. Před spuštěním měření musí být tyto dva parametry ověřené v Acquisition Parameters ve složce Device Properties (viz obrázek 4.2.). Stejné nastavení parametrů je vyžadováno při použití Vimba Viewer, softwaru dodávaného výrobcem kamery. Posledním nezbytným parametrem je Exposure Auto, které se musí nastavit na režim Continuous.

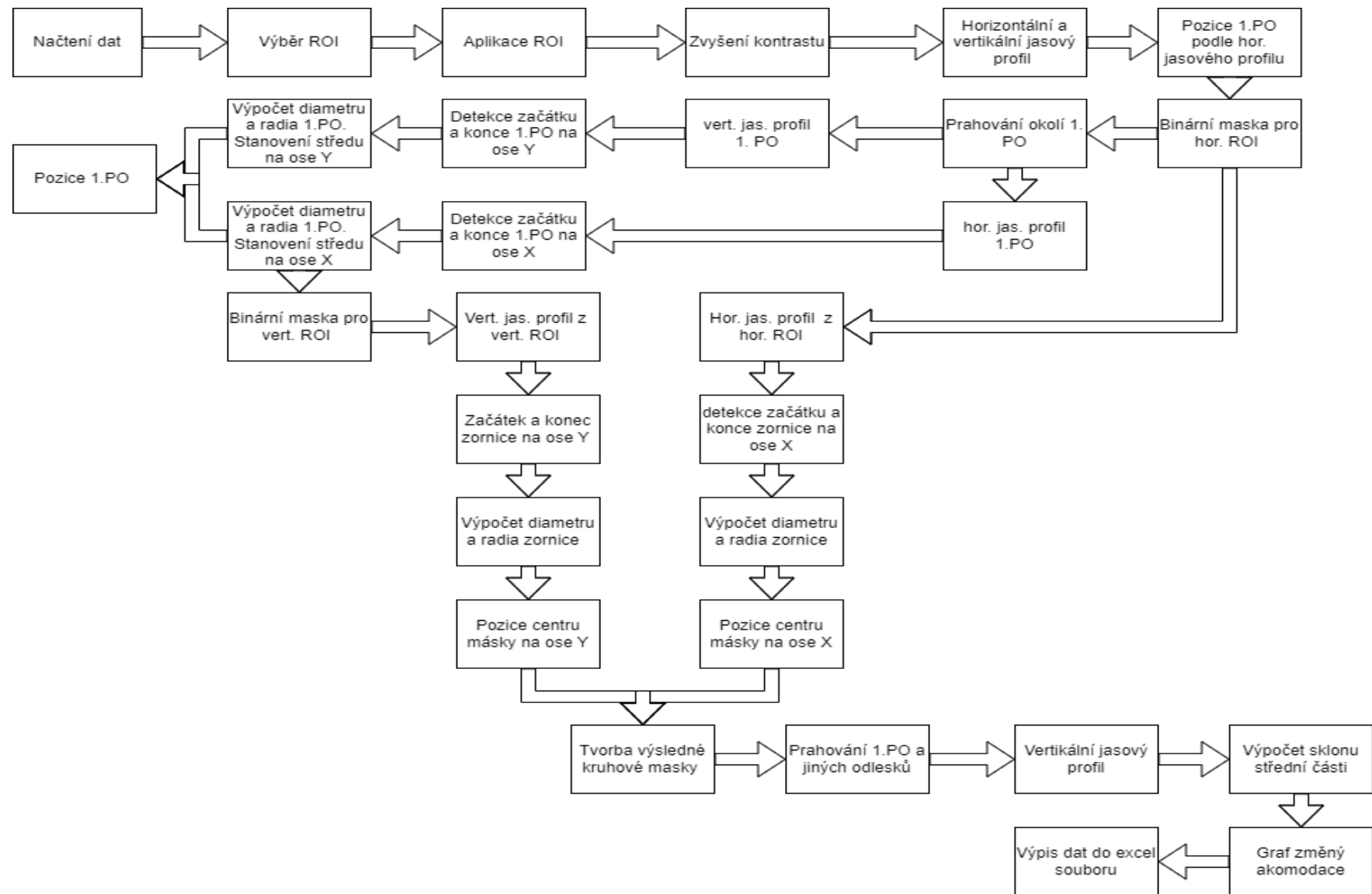


Obrázek 4.5: Nastavení parametru Packet Delay a Packet Size

### 4.3.3 Jasový profil

Dalším krokem po získání snímků z měřicí soustavy je zpracování obrazů a jejich analýza. Zpracování obrazu, odstranění okolí a získání důležité informace ze snímku zornice se provádělo v Matlabu pomocí předem vytvořeného skriptu.

Prvním krokem pro získání vertikálního jasového profilu ze všech obrázků a určení sklonu střední části bylo odstranění okolí zornice. Pro splnění tohoto zadání nejúčinnějším řešením byla tvorba masky a její aplikace na snímky. Zornice má kruhový tvar, a proto binární maska byla vytvořena jako kruhový otvor. Pro zpracování většího počtu snímku bylo důležité brát na zřetel, že velikost zornice se s časem postupně mění kvůli změně akomodace vyšetřeného oka při pohledu z daleka do blízka. Proto byl vytvořen skript, který spočítá a vytvoří pro každý snímek vlastní masku. Celý postup tvorby a aplikace masky pro získání oblasti zájmu je popsán pomocí blokového schéma níže.



Obrázek 4.6: Blokové schéma zpracování obrazů

Je důležité zmínit že takový postup vytvoření masky byl zvolen z důvodu dynamický měnícího se otvoru masky podle velikosti zornice. Pro výpočet pozice středu masky bylo nutné stanovit pozici 1. PO, protože pozice 1. PO vůči centru zornice je vždy konstantní, a proto lze snadno vypočítat pozice centra i při měnící se pozici zornice. Velikost zornice byla stanovovaná pomocí grafů vertikálního a horizontálního profilu vypočteného z vertikální a horizontální ROI (viz kapitola Výsledky).

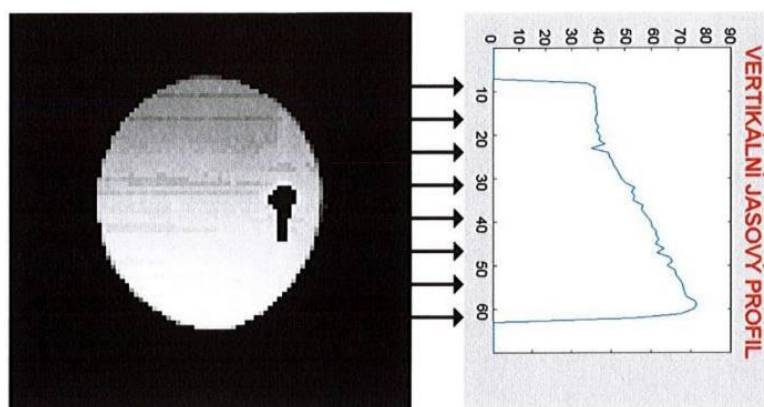
Podle obrázku 4.6 po aplikace masky s kruhovým otvorem následuje výpočet důležitých dat z výsledného snímku. Je důležité zmínit, že před získáním vertikálního jasového profilu je nutné provést horní prahování pro odstranění prvního Purkyňova obrazu. Pro výpočet nezbytných parametrů z jasových profilů představuje první Purkyňův obraz nerelevantní obrazovou informaci. Proto bylo využito horní prahování. Bylo nutné nastavit horní práh tak, aby odstranil Purkyňův obraz na co nejnižší hladině a neovlivnil ostatní pixely v objektu zornice. Matematicky lze operaci prahování horním prahem vyjádřit vztahem

$$o(j, k) = \begin{cases} i(j, k) & \text{pro } i(j, k) \leq p_h \\ 0 & \text{pro } i(j, k) > p_h \end{cases} \quad (4.1)$$

kde

- $o$  hodnota jasu výstupního pixelu [-],
- $i$  hodnota jasu vstupního pixelu [-],
- $j$  číslo řádku, ve kterém se nachází upravovaný pixel [-],
- $k$  číslo sloupce, ve kterém se nachází upravovaný pixel [-],
- $p$  prahová hodnota jasu [-]

Vertikální jasový profil se stanovuje zprůměrováním jasových hodnot pixelů ležících v jedné řadě obrazové matice.



Obrázek 4.7: Vertikální jasový profil

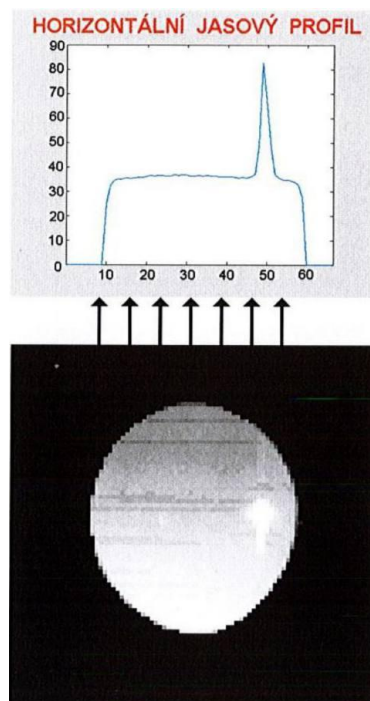
Osa  $x$  vyjadřuje číslo řádku  $j$  obrazové matice, osa  $y$  průměrný jas nenulových pixelů v řádcích. Výpočet průměrného jasů v jednotlivých řádcích se provádí podle vzorce

$$m(j) = \frac{1}{N - z} \sum_{k=1}^N i(j, k) \quad (4.2)$$

Kde

- $m$  jasový průměr řádku obrazové matice [-],
- $N$  počet sloupců v obrazové matici [-],
- $i$  hodnota jasu vstupního, analyzovaného pixelu [-],
- $j$  číslo řádku obrazové matice, ve kterém se nachází upravovaný pixel [-],
- $k$  číslo sloupce obrazové matice, ve kterém se nachází upravovaný pixel [-],
- $z$  počet pixelů s nulovou hodnotou jasu

Horizontální jasový profil se stanovuje obdobně jako v případě vertikálního jasového profilu. Rozdíl mezi postupem je v tom, že výpočet se provádí nad sloupci obrazové matice, ze které nebyl odstraněn první Purkyňův obraz pomocí prahování.



Obrázek 4.8: Horizontální jasový profil



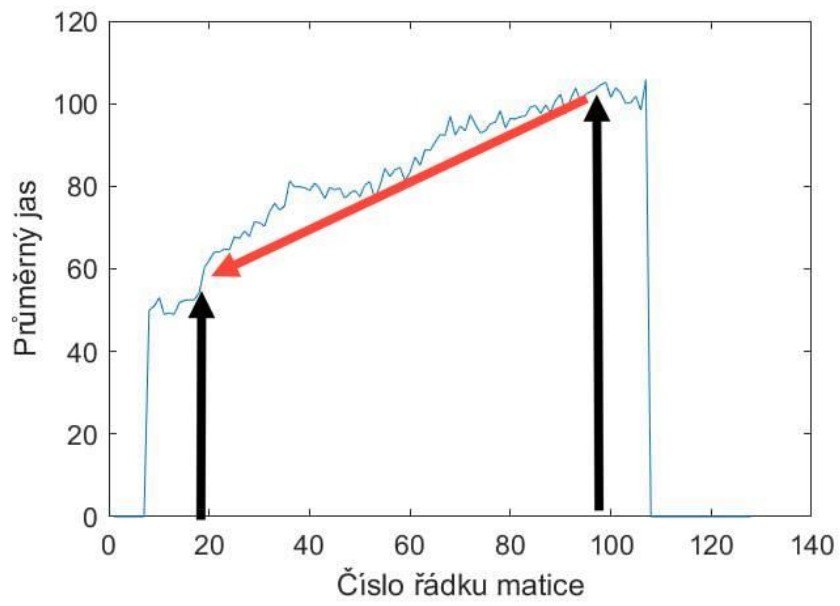
Výpočet průměrného jasu v jednotlivých sloupcích se provádí podle vzorce

$$m(j) = \frac{1}{M - z_k} \sum_{k=1}^N i(j, k) \quad (4.3)$$

Kde

- $m(k)$  jasový průměr sloupce  $k$  obrazové matice [-],
- $M$  počet řádků v obrazové matici [-],
- $i$  hodnota jasu vstupního, analyzovaného pixelu [-],
- $j$  číslo řádku obrazové matice, ve kterém se nachází upravovaný pixel [-],
- $k$  číslo sloupce obrazové matice, ve kterém se nachází upravovaný pixel [-],
- $z_k$  počet pixelů s nulovou hodnotou jasu ve sloupci  $k$  [-],

Při současném nastavení NIR LED je pro nás důležitý vertikální jasový profil, tj. průměry jasu v pixelových řadách. V obrázku níže je vyznačena černými vertikálními šipkami část křivky, která se analyzuje. Po vyprahování prvního Purkyňova obrázku se spočítá ze zbývajících křivek lineární regrese  $y = Ax+B$  a hodnota  $A$  u každého snímku se vynese do grafu, kde na ose  $X$  je čas v ms a na ose  $Y$  pak hodnota  $A$  vyjadřující hodnotu akomodačního úsilí.

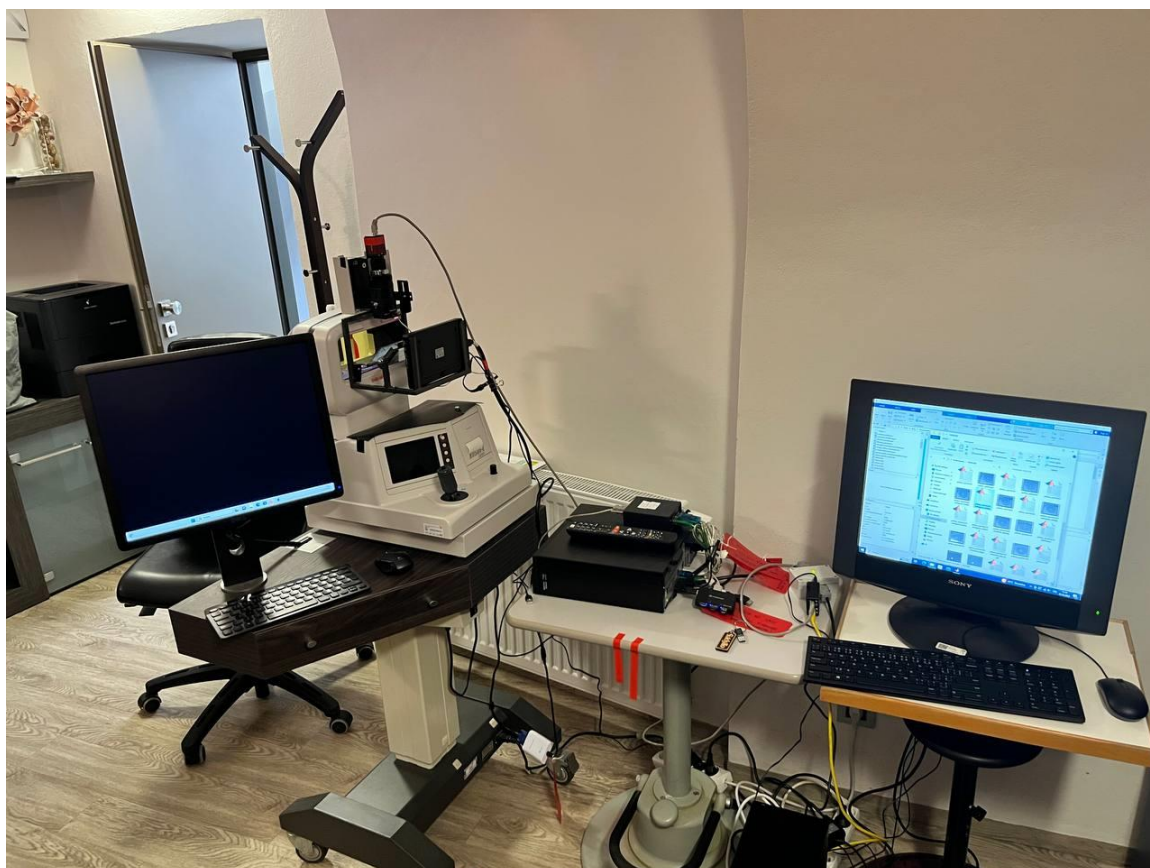


Obrázek 4.9: Analyzovaná část vertikálního jasového profilu

Výsledkem je graf sklonu střední části, kde na vodorovné ose bude čas v ms, a na svislé ose hodnoty vypočítané hodnoty akomodačního úsilí jednotlivých snímků.

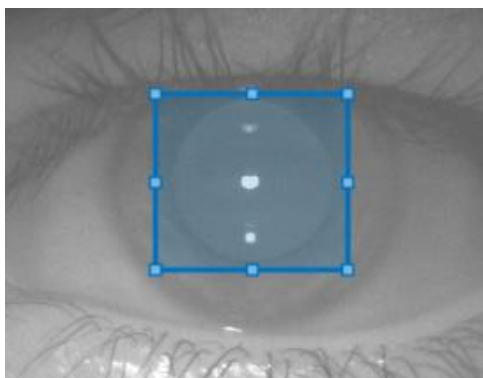
## 5 Výsledky

V této kapitole je ukázaný výsledný systém duálního akomodometru, použitý pro získání sekvencí snímků pohybů očí při akomodaci. Jsou zde též znázorněny výsledky zpracování a analýza snímků pomocí grafů a obrázků.

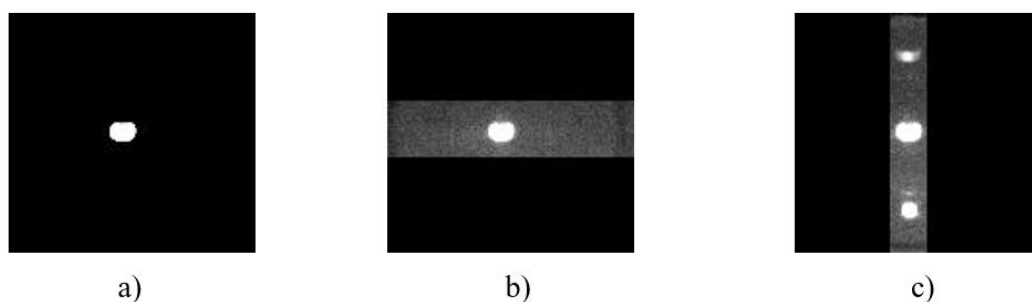


Obrázek 5.1: Systém duálního akomodometru.

Na obrázku 5.1 je celý systém duálního akomodometru. V levé části obrázku je autorefraktor Shin-Nippon s řídicím počítačem a připojenou kamerou haploskopu. V pravé části obrázku je počítač, který řídí kameru haploskopu přes Matlab skript.

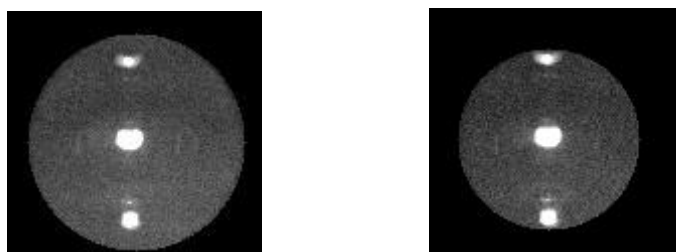


Obrázek 5.2: Snímek oka pacienta a výběr ROI

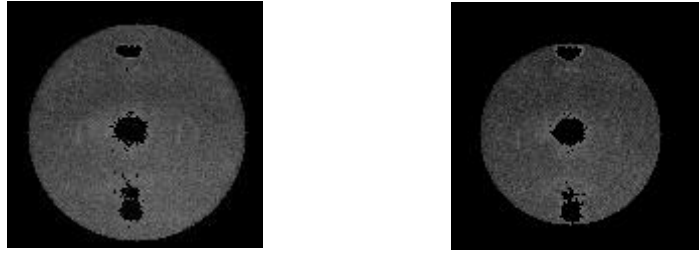


Obrázek 5.3: Mezikroky pro výpočet středu kruhové masky

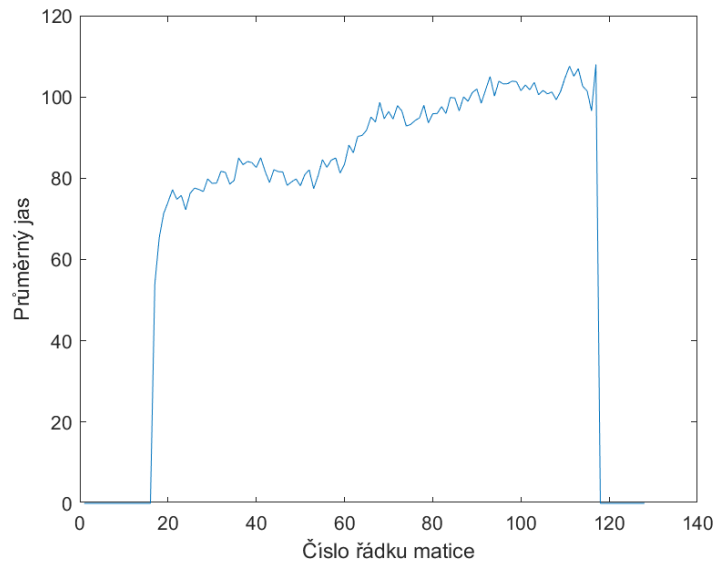
Na obrázku 5.3 jsou zobrazené mezikroky pro výpočet středu masky. V části a) je prahování celého okolí 1. PO pro následný výpočet středu 1. PO. Na obrázcích b) a c) je horizontální a vertikální ROI nutná pro detekci hrany zornice a výpočet středu kruhové masky vůči pozici 1. PO.



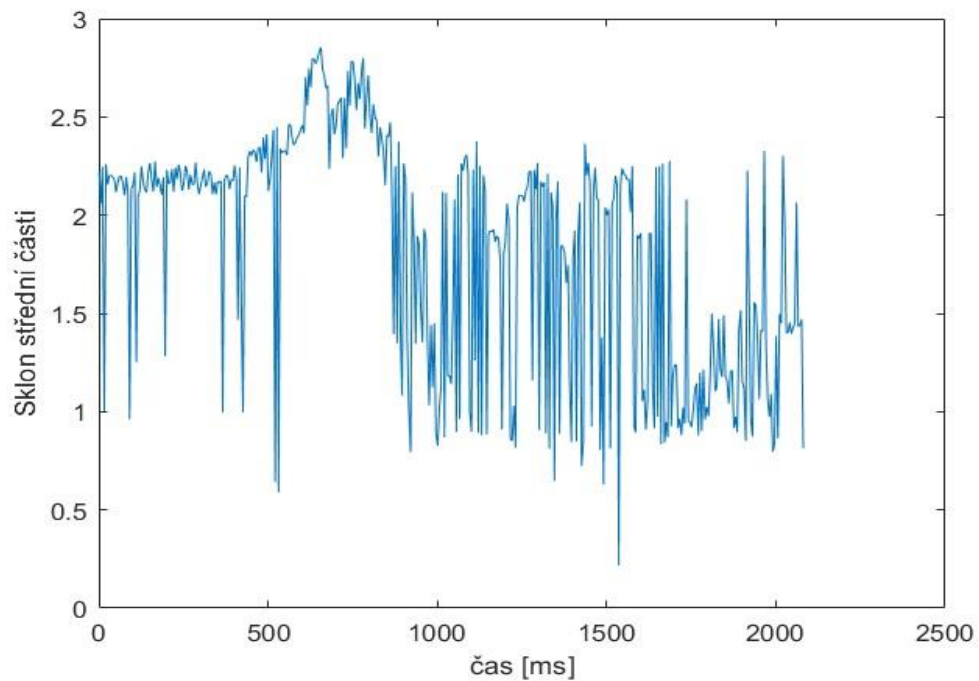
Obrázek 5.4: První a poslední snímek sekvence s aplikovanou kruhovou maskou



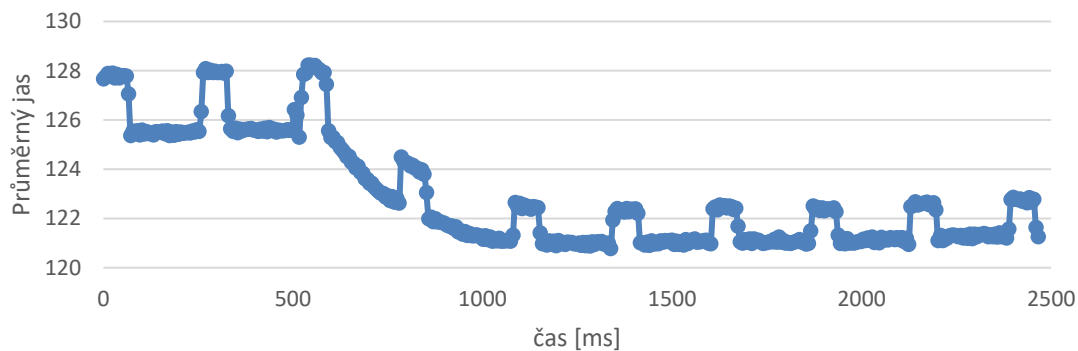
Obrázek 5.5: Prahování 1. PO a ostatních odlesků



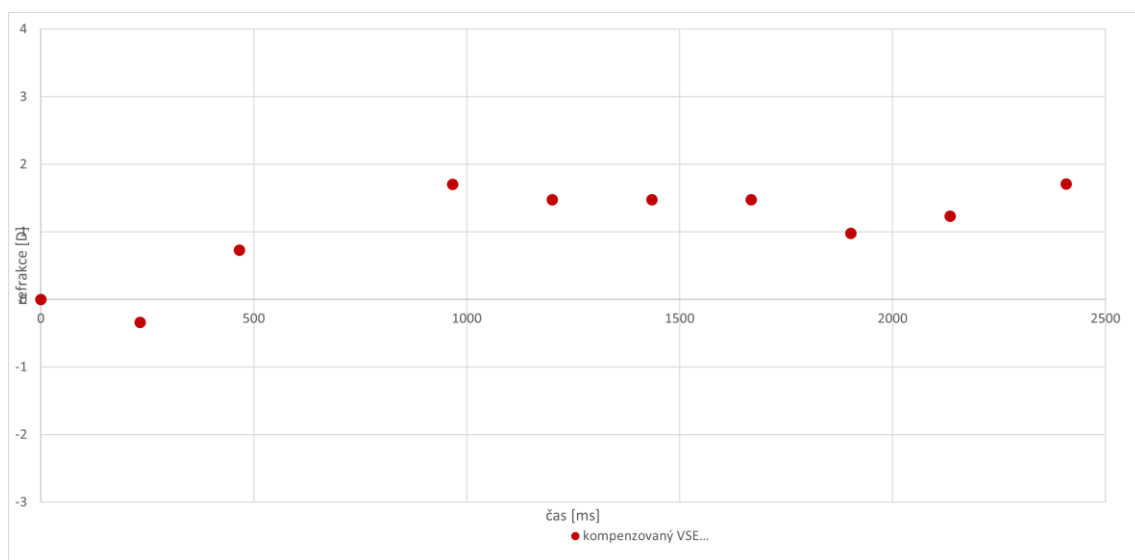
Obrázek 5.6: Graf vertikálního jasového profilu



Obrázek 5.7: Graf sklonu střední části během přehození fixačního obrázku za přítomnosti rušení.

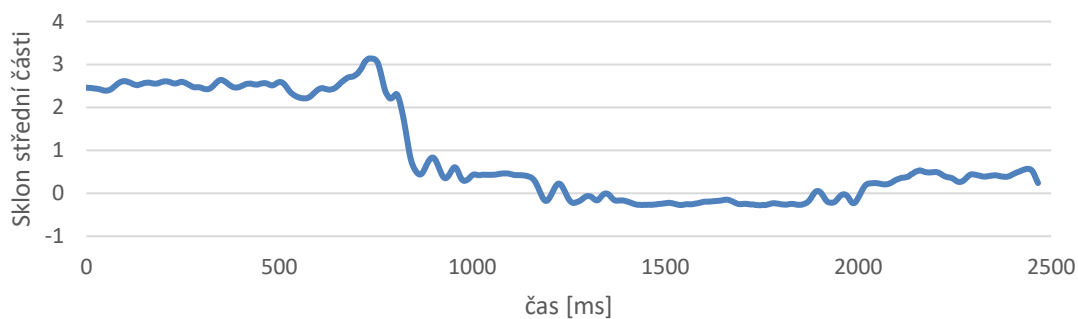


Obrázek 5.8: Průměrný jas každého snímku z videosekvence



Obrázek 5.9: Graf měření akomodace z autorefraktoru Shin-Nippon

Zahlazení oknem = průměr pěti měření



Obrázek 5.10: Graf sklonu střední části zahlazený průměrovacím oknem pěti měření

## 6 Diskuse

Hlavním výsledkem této práce je, že se nám podařilo nasnímat odraz světla od sítnice, získat graf vertikálního jasového profilu, určit sklon střední části jednotlivých snímků a vytvořit graf změny sklonu střední části během přehození fixačního obrázku. Z tohoto grafu by se dalo stanovit další důležité vlastnosti akomodační reakce oka.

Jedním z cílů této práce bylo realizovat experimenty na duálním akomodometru, soustavě tvořeném z haploskopu a autorefraktometru Shin-Nippon a provést snímání videosekvencí očí pacientů během akomodace. Haploskop byl použit pro snímání excentrické fotorefrakce vyvolané odrazem světla od očí pacienta a tímto napomoci výpočtu dynamických vlastností akomodace vyšetřovaného oka. Pro splnění tohoto cíle bylo potřeba snímat s frekvencí minimálně 200 snímků za sekundu. Kamera Mako G-040 od firmy Allied Vision, která byla použita v tomto experimentu, nespĺňovala zcela původní charakteristiky pro snímání v oblasti 770 nm, což bylo zásadním požadavkem pro snímací kameru. Kamery splňující tento požadavek nebyly k dispozici a doba dodání na vyhovující kameru byla delší než rok. Z tohoto důvodu byla použita dostupná kamera Mako G-040. Nedostatky kamery byly následně kompenzovány pomocí zvýšení počtu diod, použitím binningu a zvýšením gainu. Pro přizpůsobení haploskopu dle požadavků tohoto experimentu byly mezi kamerou a objektivem vloženy mezikroužky v celkové délce 21 mm. Kamera s fotorefrakční předsádkou byla umístěna tak, aby výsledná excentricita měla hodnotu 7 mm. Na sekvenci snímku získaných pomocí tohoto uspořádání kamery je dobře vidět změna průměru zornice při přehození fixačního obrázku z daleka do blízka, což je příznakem správného snímání.

Důležitou podmínkou pro stanovení dynamických charakteristik akomodace byla synchronizace měření mezi haploskopem a autorefraktorem Shin-Nippon. Synchronizace byla zajištěna pomocí spojení tlačítka autorefraktoru Shin-Nippon, spouštějícího měření, s počítačem, řídícím haploskop pomocí Matlabu. Pomocí předpřipraveného Matlab skriptu se podařilo provést synchronní měření. Synchronní měření fungovalo tak, že systém haploskopu čekal na druhý „měřicí“, signál tlačítka autorefraktoru Shin-Nippon. První signál spouštěl kalibraci pro systém autorefraktoru, a nenesl žádnou informaci o akomodačních schopnostech oka. Nedostatkem takové synchronizace ale bylo, že z videosekvence, získané tímto způsobem, se nedalo určit, zdali ve videosekvenci nechybí důležité snímky ze začátku změny akomodace. Změna akomodace je děj velmi rychlý, a proto každý snímek nese v sobě důležitou informaci. Z tohoto důvodu bylo rozhodnuto provést tzv. „dlouhé“ záznamy, zahrnující jak kalibrační část, tak i měřicí část, a právě tyto sekvence byly zpracované. Přibližný začátek se stanovoval okometrický pomocí programu GOM Player, který při zastavení promítání videa udává číslo snímku, který se promítá. Dále pro synchronizaci s autorefraktorem Shin-Nippon byla využita znalost toho, že když autorefraktor snímá, tak celkový jas zornice se zvyšuje díky rozsvícení LED diod autorefraktoru (viz obrázek 5.8). Výhodou tohoto postupu bylo to,

že bylo možné přesně vidět začátek akomodačního procesu a nemohlo tak dojít ke ztrátě důležitých snímků.

Po ukončení snímání následovala část zpracování obrazů a získání důležité obrazové informace ze sekvence snímků. Pro oddělení zornice od ostatní části snímku byla vytvořená binární maska s kruhovým otvorem. Aby se velikost vytvořené masky přizpůsobovala velikosti a pozici zornice na snímku, byla stanovená pozice prvního Purkyňova obrázku. Při změně velikosti zornice z důvodu akomodace, pozice 1. PO vůči středu zornice zůstává stejná. Na základě znalosti tohoto faktu byl vytvořen Matlab skript, který stanovuje pozice 1. PO a následně vytvoří binární masku s velikosti zornice a středem umístěným podle pozice 1. PO. Výsledky tohoto postupu byly velice dobré, ale ne všechny masky měly přesné umístění z důvodu nedostatečně vysokého kontrastu. Zvýšení snímací frekvence pomocí gainu zvýšilo i šum v obrázku, který se dal kompenzovat softwarovým zvýšením kontrastu, ale ne na všech snímcích. To bylo dostačující pro přesné detekce hranice zornice a umístění masky. Předpokládá se, že tato nepřesnost se kompenzuje tím, že při výpočtu sklonu z vertikálního jasového profilu se vybírala střední část, kterou tato nepřesnost neovlivňuje.

Je nutné zmínit, že kromě dodací doby kamer, další limitací, která ovlivnila výsledky experimentu byla, vzdálenost fakulty od firmy Binocular s.r.o., která se nachází v Litomyšli. Kvůli tomuto omezení, bylo nutné provést všechny přípravy a měření za krátký čas a omezovalo to zkoušení různých způsobů řešení této problematiky. Kvůli tomuto omezení bylo nutné si vystačit s videosekvence naměřenými v Litomyšli za určitých podmínek, když se předpokládá, že za delší časový interval by se dal najít lepší kompromis mezi snímací frekvencí, šumem v obrázku a výsledným kontrastem. Následkem by pak bylo přímé ovlivnění kvality výsledné masky a přesnosti získané obrazové informace.

Finální částí analýzy obrázku byl výpočet vertikálního jasového profilu a následný výpočet sklonu střední části z grafu vertikálního jasového profilu. Hodnoty sklonu střední části z celé videosekvence pak byly zobrazeny pomocí grafu, kde na svislé ose byla hodnota sklonu střední části a na vodorovné čas vyjádřený v milisekundách. Kvůli výše uvedeným limitacím, graf sklonu vertikálního profilu bylo potřeba vyhladit. Na to se použilo průměrovací okno pěti snímků. Z takto získaného grafu by nadále bylo možné určit různé charakteristiky akomodační reakce jako latence, amplituda, průměrná rychlost a maximální rychlost.



## 7 Závěr

V rámci této bakalářské práce bylo realizované experimentální snímání videosekvence očí pacienta na tzv. duálním akomodometru, který se skládal z haploskopu a autorefraktoru Shin-Nippon. Byl vytvořen Matlab skript pro synchronizaci přístrojů. Následně z naměřené videosekvence byly získány vertikální jasové profily zornice, ze kterých se spočítal sklon střední části. Hodnoty sklonů střední části byly vyneseny do grafu, kde na vodorovné ose byl čas v milisekundách, a na svislé hodnota sklonu. Tyto hodnoty byly zkalibrovány dle záznamu na autorefraktoru Shin-Nippon. Z tohoto grafu by se dalo zaznamenat parametry dynamiky akomodační reakce, jako latence, amplituda, průměrná rychlost a maximální rychlost, což hraje velkou roli při vyhodnocení akomodační schopnosti oka. Do budoucna se plánuje sjednocení dvou systémů do jednoho pro lepší účinnost synchronizace a tvorba Matlab aplikace pro automatické měření a kalibrace výsledků obou přístrojů.

## Seznam použité literatury

- [1] Zrak. In: WikiSkripta [online]. Praha: 1. lékařská fakulta univerzity Karlovi, 2021, 7. 9. [cit. 2022-05-29]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Zrak>.
- [2] Hozman, J. - Dostalek, MD - Hejda, J. Haploskop. Užitený vzor Úřad průmyslového vlastnictví, 25479. 2013-06-06. Dostupné z: <http://spisy.upv.cz/UtilityModels/FullDocuments/FDUM0025/uv025479.pdf>
- [3] LUKÁŠOVÁ, Veronika. *VERGENCE A AKOMODACE*. Brno, 2020. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. Simona Bramborová.
- [4] KASZTURA, Sabina. *Možnosti vyšetření akomodace oka*. Brno, 2021. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.
- [5] Autrata R. *Nauka O Zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví; 2002.
- [6] Levin LA, Kaufman PL. *Adler's Physiology Of The Eye: Clinical Application*. 11 ed. Edinburgh: Elsevier; 2011.
- [7] JINDRA, Tomáš. *Ir.M.A. - Klinický přístroj pro měření dynamiky akomodace a vergence*. 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky 1. LF UK v Praze. Vedoucí práce Dušek, Jaroslav.
- [8] Shehadeh M. *Physiological Optics 5Th Lecture*. <http://slideplayer.com/slide/3858863/>. Accessed October 17, 2020.
- [9] Kuchynka P. *Oční Lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing; 2016.
- [10] Grosvenor T. *Primary Care Optometry*. 5 ed. St. Louis, Missouri: Butterworth Heinemann/Elsevier; 2007.
- [11] Elliot DB. *Clinical Procedures In Primary Eye Care*. 4 ed. Bradford, Yorkshire, UK:Elsevier Saunders; 2014.
- [12] Ostrin LA, Glasser A. Accommodation measurements in a prepresbyopic and presbyopic population. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2004;30(7):1435-1444. doi:10.1016/j.jcrs.2003.12.045.
- [13] DECKER, Thomas A., Robert E. WILLIAMS, Christian L. KUETHER a Diane WYMAN-CORNSWEET. *An Automated Miniaturized Haploscope for Testing Binocular Visual Function* [online]. 1 August 1976, 8 [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: doi:10.1117/12.7971979

- [14] DUCHÁČKOVÁ, M.: *Dichoptické maskování jako indikátor suprese technicky degradovaného monokulárního obrazu v prostředí počítačového haploskopu*. Kladno, 2013. České vysoké učení technické. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D
- [15] MRŇÁVEK, Vlastimil. *Digitalizace fotoscreeningu očních vad u malých dětí*. Praha, 2006. 75 s. České vysoké učení technické. Vedoucí diplomové práce Ing. Jaroslav Dušek.
- [16] DOSTÁLKOVÁ, Kateřina. *Práh dichoptického maskování kontrastem jako měřítko síly senzorické fúze u heterotripií s ARK*. Brno, 2016. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce MUDr. Miroslav Dostálek, Ph.D.
- [17] MEETHAL, N.S.K., D. MAZUMDAR a S. MORSHCHAVKA. . *A haploscope based binocular pupillometer system to quantify the dynamics of direct and consensual Pupillary Light Reflex* [online]. 2021, 13 [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-021-00434-z
- [18] PHILLIPS, N., K. MASSEY, M.S. AREFIN a J.E. SWAN. *Design, Assembly, Calibration, and Measurement of an Augmented Reality Haploscope* [online]. 2019, 9 [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: doi:10.1109/VR.2019.8798335
- [19] Tyler, C. W. (1995). *K. E. K. Hering and the Haploscope*. Perception, 24(12), 1443-1462. doi: 10.1068/p241443
- [20] ŠEBESTOVÁ, Michaela. *Vývoj metod pro stanovení objektivní refrakce*. Brno, 2011. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta. Vedoucí práce MUDr. Terézie Cesneková

