

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

Studijní program: Specializace v zdravotnictví

Studijní obor: Zdravotnická technika a informatika



Bc. Tomáš Jindra

**Ir.M.A. – Klinický přístroj pro měření dynamiky
akomodace avergence**

*Ir.M.A. – Infrared Measurement and Analysis of
Accommodation and Vergence*

Diplomová práce

Vedoucí závěrečné práce: Ing. Jaroslav Dušek, Ph.D.

Praha 2011

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu. Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze dne 28.5.2011

Bc. Tomáš Jindra

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Jaroslavu Duškovi, Ph.D. za odborné vedení práce a cenné rady při realizaci zařízení. Dále MUDr. Miroslavu Dostálkovi, Ph.D. za zázemí ve věcech týkajících se medicínské stránky výzkumu a prof. Ing. Pavlu Fialovi, CSc. a jeho pracovišti za pomoc při technické realizaci zařízení. Výzkumný projekt byl podpořen grantem GAUK 0880/2010.

Zvlášť poděkování patří také mé rodině, která mě během studií a výzkumné práce vytrvale podporovala.

Abstrakt

Tato práce se zabývá návrhem systému pro měření dynamiky vergence a akomodace. Vergenčně akomodační synkinéza je komplexní děj řízený různými druhy mechanismů v CNS. Odchytky od fyziologických stavů procesu vidění se promítají do průběhu vergenčně akomodačních křivek a lze je kvalitativně i kvantitativně hodnotit. K tomuto účelu byl vytvořen měřicí systém Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation). Ke své činnosti využívá vysokorychlostní videometrickou aparaturu pro stanovení relativního vergenčního postavení očí a relativní dioptrické mohutnosti očního aparátu. Stimulace pacienta ke změně vergence a akomodace je prováděna standardizovanou skokovou změnou vzdálenosti fixačního obrazce, který je rekonstruován holografickou metodou. Naměřené videosekvence jsou podrobeny obrazové analýze. Jejím výsledkem jsou grafy průběhu vergenčně akomodačních křivek v závislosti na čase, ze kterých je možné získat informace o průběhu křivek a jejich vlastnostech. Zařízení je koncipováno tak, aby bylo možné jeho použití v klinické praxi, kde by se mohlo stát screeningovým nástrojem pro diagnostiku poruch okulomotorického systému.

Klíčová slova

Strabismus, vergence, akomodace, Hirschbergův test, excentrická fotorefrakce, aplikovaná holografie, obrazová analýza

Abstract

This work is dealing with design of the system for measuring dynamics of the vergence and accommodation. Vergence accommodation synkinesis is a complex process controlled by various mechanisms in CNS. Deviations from physiological state of the vision process are projected to course of the vergence accommodation curves and is possible the quantitative and qualitative evaluation. For this purpose was designed the measuring system Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation). The system uses high-speed videometric device for determination of the relative vergence and relative accommodation of the eyes. Stimulation of the patient's eyes is performed by the standardized jump change of the fixation object distance. The object is reconstructed by holographic method. Measured videosequences are processed by the image analysis. Results of the image analysis are courses of the vergence and accommodation curves depending on time and characteristics of the curves. System is designed for using in clinical practice where it could be used as screening instrument for diagnostics of the oculomotor system disorders.

Keywords

Strabismus, vergence, accommodation, Hirschberg's test, eccentric photorefracton, applied holography, image processing

Identifikační záznam

JINDRA, Tomáš. *Ir.M.A. - Klinický přístroj pro měření dynamiky akomodace a vergence. [Ir.M.A. – Infrared Measurement and Analysis of Accommodation and Vergence]* Praha, 2011. 80 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Jaroslav Dušek, Ph.D.

Obsah

1	ÚVOD	10
2	TEORETICKÁ ČÁST	12
2.1	ANATOMIE A FYZIOLOGIE LIDSKÉHO OKA.....	12
2.1.1	<i>Anatomie oka</i>	12
2.1.2	<i>Senzorická část</i>	13
2.1.3	<i>Oční pohyby</i>	15
2.1.4	<i>Binokulární vidění</i>	17
2.1.5	<i>Vergenčně akomodační synkinéza</i>	18
2.2	METODY MĚŘENÍ AKOMODACE A VERGENCE.....	20
2.2.1	<i>Purkyňovy obrazy</i>	20
2.2.2	<i>Hirschbergův test</i>	21
2.2.3	<i>Princip excentrické fotorefrakce</i>	23
2.2.4	<i>Stanovení vergence a akomodace</i>	24
2.3	ZPRACOVÁNÍ OBRAZU	25
2.3.1	<i>Histogram a jeho vyrovnání</i>	26
2.3.2	<i>Segmentace obrazu</i>	27
2.4	HOLOGRAFIE	29
3	FUNKCE A KONSTRUKCE MĚŘICÍHO SYSTÉMU	34
3.1	FUNKCE ZAŘÍZENÍ.....	34
3.2	MĚŘICÍ ČÁST ZAŘÍZENÍ.....	35
3.2.1	<i>Kamera</i>	35
3.2.2	<i>Fotorefrakční předsádka</i>	36
3.3	STIMULAČNÍ ČÁST	38
3.4	DĚLIČ PAPRSKU	39
3.5	KLASIFIKACE ZDROJŮ ZÁŘENÍ	40
3.5.1	<i>Klasifikace zdroje IR záření</i>	41
3.5.2	<i>Klasifikace zdroje laserového záření</i>	43
3.5.3	<i>Výpočet maximální přípustné dávky ozáření rohovky</i>	45
3.5.4	<i>Ozáření sítnice kolimovaným laserovým paprskem</i>	46
3.5.5	<i>Souhrn</i>	46
3.6	ŘÍDICÍ ELEKTRONIKA.....	47
3.7	REALIZACE ZAŘÍZENÍ.....	49
3.7.1	<i>Záznam snímků</i>	50
3.7.2	<i>Obrazová analýza</i>	51

3.7.3	<i>Software pro obrazovou analýzu naměřených videosekvencí</i>	53
3.7.4	<i>Matematická úprava primárních hodnot vergence</i>	54
3.7.5	<i>Matematická úprava primárních hodnot akomodace</i>	57
4	EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ	58
4.1	PRŮBĚH MĚŘENÍ	58
4.2	HODNOCENÍ KVALITATIVNÍCH PARAMETRŮ	59
4.2.1	<i>Kontrolní skupina</i>	60
4.2.2	<i>Eso experimentální skupina</i>	60
4.2.3	<i>Exo experimentální skupina</i>	61
4.3	HODNOCENÍ KVANTITATIVNÍCH PARAMETRŮ	62
4.3.1	<i>Kontrolní skupina</i>	63
4.3.2	<i>Eso experimentální skupina</i>	63
4.3.3	<i>Exo experimentální skupina</i>	64
4.3.4	<i>Souhrn</i>	65
5	ZÁVĚR	67
6	POUŽITÁ LITERATURA	69
7	PŘÍLOHY	72

Seznam symbolů

a	vzdálenost rohovky od měřicí kamery [m]
α	obecný úhel [°]
b	vzdálenost středu fixačního objektu od oka v objektové ose [m]
β	obecný úhel [°]
C	střed zakřivení rohovky [m]
C_6	korekční faktor [-]
C'	průmět středu zakřivení rohovky [m]
D	dioptrie [m^{-1}]
γ	úhel odklonu kamery [°].
d	vzdálenost interferenčních maxim [m]
δ	obecný úhel [°]
Δ	prizmatický účinek [D]
E	intenzita ozařování [$W \cdot m^{-2}$]
f	ohnisková vzdálenost [m]
θ	úhel mezi referenční a objektovou vlnou [°]
H	Hirschbergův index [$^{\circ} \cdot mm^{-1}$]
H	dávka ozáření [$J \cdot m^{-2}$]
K	koeficient směrnice přímky [-]
K	konverzní faktor [$mm \cdot px^{-1}$]
κ	obecný úhel [°]
λ	vlnová délka [nm]
n	index lomu [-]
P	střed zornice [m]
P'	průmět středu zornice [m]
q	úsek na ose y [-]
R	otočný bod oka [m]
T_2	korekční faktor [-]
φ	obecný úhel [°]
Φ	zářivý tok [W]

Seznam zkratek

1D	jednorozměný prostor
2D	dvojměrný prostor
3D	trojměrný prostor
BMP	Windows bitmap
CNS	centrální nervový systém
ČSN	česká státní norma
EOG	elektrookulografie
FPS	Frame per second - počet snímků za vteřinu
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
Ir.M.A.	Infrared Measurement of Accommodation
LAN	local area network
LED	light emitting diode – elektroluminiscenční dioda
m.	musculus – sval
n.	nervus – nerv
MRI	nukleární magnetická rezonance
NIR	Near Infrared – blízké infračervené spektrum
PO	Purkyňův obraz
PD	pupillar distance – vzdálenost zornic [m]
px	pixel
ROI	Region of interest – oblast zájmu
USG	ultrasonografie
VAS	vergenčně akomodační synkinéza

1 Úvod

Zrak je u člověka důležitým smyslem, kterým získáváme až 90 % informací z okolního světa. Jeho omezení nebo ztráta je vždy významným zásahem do kvality života. Cílem lékařské vědy je zrak chránit a předcházet jeho poškození. S vyšetřením zraku se každý setkává již po narození a zrakové funkce jsou při pravidelných preventivních prohlídkách kontrolovány praktickým lékařem. Při jakémkoli podezření na nesprávný vývoj zrakového aparátu je dítě indikováno k vyšetření specialistou. Obezřetnost a pohotovost lékaře je zde na místě. Zrakové funkce se vyvíjejí již od narození s největší progresí a citlivostí kolem 2. a 3. měsíce života. V případě zanedbání péče o zrak dítěte může dojít k patologickému rozvoji zrakových funkcí a tento stav již nemusí být reverzibilní. Příkladem zrakové patologie způsobené nedostatečným rozvojem zrakových center je amblyopie (tupozrakost). Incidence této choroby u dětí v ČR se pohybuje kolem 4 %. Včasná diagnostika pozitivně ovlivňuje celkový léčebný výsledek a rekonvalescenci zraku. Je tedy žádoucí, aby byla sledování amblyopie u malých dětí věnována zvýšená pozornost. Diagnostické metody v nízkém věku však narážejí na spolupráci s dítětem.

V současné době používané metody hodnotí zrakové funkce většinou statickými diagnostickými metodami, které hodnotí refrakční stav očí, kvalitu sensorické fúze nebo schopnost akomodace avergence při sledování objektů v prostoru. Použití metod pro měření dynamických vlastností zrakového aparátu však v některých případech naráží na rychlost dějů a není možná jejich registrace bez použití snímací techniky. Mezeru mezi diagnostickými přístroji pro měření a hodnocení dynamiky vergenčně akomodační synkinézy se snaží zaplnit zařízení navržené v rámci této diplomové práce. Jedná se o videometrickou aparaturu, která ke stimulaci zrakového aparátu pacienta využívá změnu vzdálenosti fixačního cíle. Dříve vyvinuté metody tohoto druhu využívají ke stimulaci prostorový podnět v reálné vzdálenosti. Protože je nutné pacienta stimulovat dostatečně velkým rozdílem vzdálenosti fixačního cíle (kolem 2 m), je taková konstrukce náročná na prostor. Měřicí zařízení Ir.M.A (zkratka pro Infrared Measurement of Accommodation) však ke své činnosti využívá metody holografie, díky kterým je možné prostorovou náročnost zařízení minimalizovat. Jedním z cílů návrhu

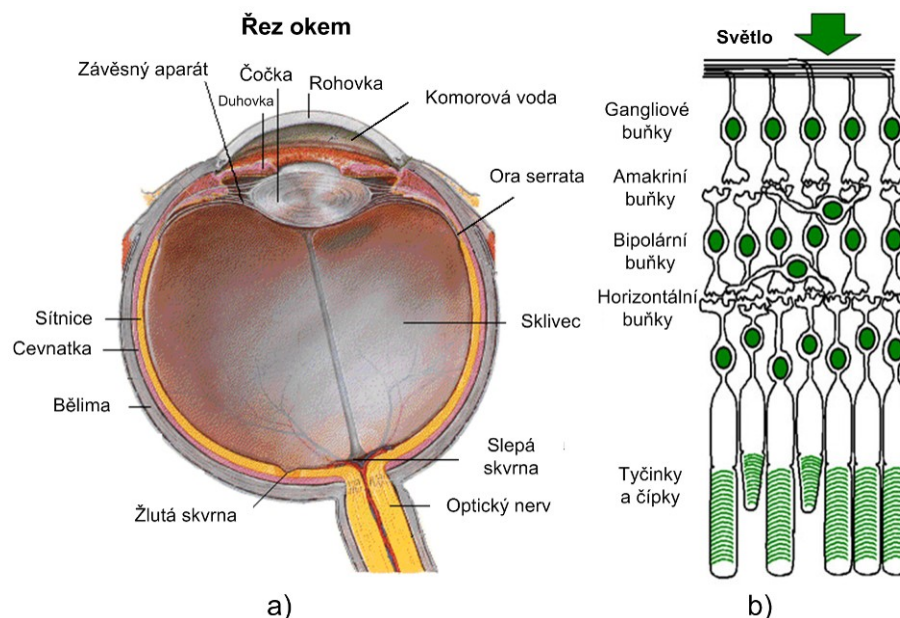
tedy bylo zkonstruovat kompaktní zařízení o rozměrech srovnatelných s ostatními měřicími přístroji běžně používanými v oftalmologické praxi. Dalším úkolem bylo vytvoření nástroje k automatizované analýze obrazu získaného videometrickou aparaturou. Robustnost použité analyzační metody musela být vzhledem k podmínkám měření zohledněna při návrhu algoritmu. Měřicí zařízení ke své funkci používá dva druhy záření - měřicí světlo emitované LED v oblasti blízkého infračerveného světla ($\lambda = 850 \text{ nm}$) a laserový paprsek ($\lambda = 532 \text{ nm}$). Pro oba druhy záření bylo nezbytně nutné splnění hygienických limitů daných normou ČSN EN 60825-1 vzhledem k možnému ohrožení zraku měřeného subjektu.

2 Teoretická část

2.1 Anatomie a fyziologie lidského oka

2.1.1 Anatomie oka

Lidské oko je smyslový receptor určený k registraci podnětů způsobených elektromagnetickým zářením v rozsahu vlnových délek 380 – 780 nm. Oční koule je spolu s přídatnými orgány uložena v lebce v kostěné schránce – orbitě. Řez okem je na obrázku 2.1a.



Obr. 2.1 – Řez očním bulbem (a) [1], struktura sítnice (b) [24].

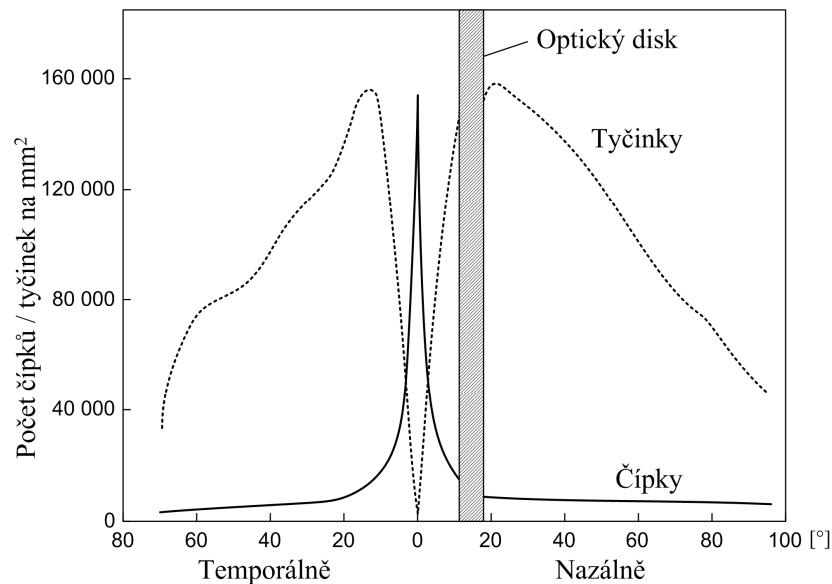
Vstupní částí oka je rohovka (cornea). Její vnější povrch hraničí se vzduchem, vnitřní povrch je ve styku s komorovou vodou. Toto rozhraní napomáhá ke zvýšení indexu lomu rohovky ($n = 1,37$), která se na celkové dioptrické hodnotě optického aparátu oka podílí asi 42 D. Rohovka má elipsovitého tvaru s rozměry 11,5 – 12 mm horizontálně a 11 mm vertikálně. Tento rozdíl způsobuje různé zakřivení ve vertikálním a horizontálním meridiánu a tím i odlišnou dioptrickou hodnotu. Vertikální meridián je zakřiven o něco silněji, rozdíl oproti horizontálnímu činí asi 0,5 D. Tento rozdíl odpovídá fyziologickému rohovkovému astigmatismu. Funkci optické clony v oku

zastává duhovka (iris). Změnou velikosti zornice duhovka ovlivňuje množství světla dopadajícího do oka. Tímto mechanismem zároveň částečně kompenzuje optické vady oční čočky. Dilataci a kontrakci duhovky zajišťují svaly m. dilatator pupillae (zvětšení zornice) a m. constrictor pupillae (zmenšení zornice). Oční čočka (lens cristallina) je orgán, který změnou tvaru upravuje svou optickou mohutnost (index lomu $n = 1,42$). Ovlivňuje tím celkovou dioptrickou hodnotu optického systému oka (přispívá mohutností asi 10 D) a umožňuje změnu jeho ohniskové vzdálenosti. Čočka má bikonvexní tvar, přední stěna je v relaxovaném stavu vyklenuta poloměrem 10 – 11 mm, zadní stěna poloměrem 6 mm. Na okrajích je čočka uchycena vlákny závěsného aparátu k řasnatému tělísku. Tahem nebo uvolněním závěsného aparátu je ovlivňována dioptrická mohutnost čočky. Uvolnění závěsu čočky a tím její vyklenutí zajišťuje m. ciliaris. Opačný proces je pasivní, vlákna závěsného aparátu jsou napínána tahem okrajových částí sítnice, který je k řasnatému tělesu připojena v tzv. ora serrata. Přední komoru oka ohraničenou zadní plochou rohovky, duhovkou a čočkou vyplňuje komorová voda (humor aquaeus). Jedná se o vodě podobnou tekutinu s malým množstvím bílkovin k výživě čočky a rohovky. Její index lomu je $n = 1,33$. Za oční čočkou se nachází zadní oční komora vyplněná sklivcem (corpus vitreum), který zaujímá až 80 % objemu oka. Svým tlakem fixuje sítnici a udržuje tvar bulbu. Sklivce je tvořen z 98 % vodou s vlastnostmi podobnými komorové vodě. Navíc je v něm obsažena bílkovina vitrein, který způsobuje želatinózní stav sklivce. [1, 2]

2.1.2 Senzorická část

Senzorická část oka je reprezentována sítnicí. Sítnice je orgán schopný detekce elektromagnetického vlnění o vlnových délkách asi 380 – 780 nm. Vzhledem ke své stavbě a funkci jde o jednu z nejsložitějších smyslově receptorových soustav v lidském těle. Sítnice se dělí na slepou a opticky aktivní část. Slepá část bez citlivých elementů se s pozměněnou strukturou nachází v oblasti mezi ora serrata a epitelem řasnatého tělesa. Světelné impulzy přijímané aktivní částí sítnice jsou předzpracovány vyššími vrstvami sítnice a optickým nervem vedeny do mozkových struktur. Schematický řez sítnicí je na obrázku 2.1 b. Sítnice obsahuje zhruba $1,3 \cdot 10^8$ receptorových buněk dvojího druhu. Nejhojnějším zastoupeným receptorem jsou tyčinky, které zajišťují achromatické

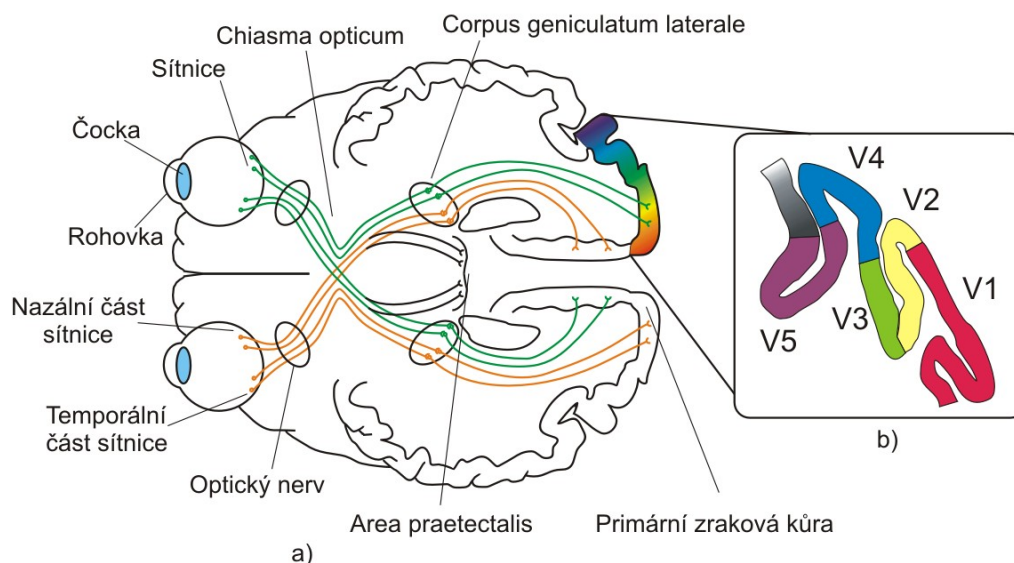
skotopické vidění. Druhým receptorem jsou čípky, které jsou barevně citlivé a zajišťují fotopické vidění. Tyčinky a čípky jsou v sítnici zastoupení v poměru asi 20:1. Nejvyšší hustota rozložení čípků je v oblasti žluté skvrny (fovea), tyčinky jsou oproti tomu více zastoupeny v okolních částech sítnice. Hustota receptorů v sítnici je na obrázku 2.2.



Obr. 2.2 – Hustota čípků a tyčinek v sítnici v závislosti na úhlu od fovey.

Sítnice obsahuje kromě fotoreceptorů ještě další typy buněk zajišťujících její funkci. Vrstva receptorových buněk je však umístěna na vnitřní stěně bulbu za ostatními vrstvami sítnice. Dopadající světlo tak musí projít celou tloušťkou sítnice, než podráždí receptorové buňky. Fovea je místo nejostřejšího vidění. Čípky zde dosahují hustoty až $147\,000 / \text{mm}^2$ [1], tyčinky zde zastoupeny nejsou. Tloušťka sítnice je v této oblasti nižší vzhledem k absenci některých vrstev a umožňuje tím vyšší citlivost rozlišovací schopnost.

V sítnici začíná senzitivní zraková dráha. Signál z fotoreceptorů (první neuron zrakové dráhy) je prostorově zpracován bipolárními (druhý neuron zrakové dráhy), horizontálními a amakriními buňkami. Poslední vrstvou nervových buněk sítnice jsou gangliové buňky (třetí neuron zrakové dráhy), které zajišťují vedení vzruchu ze sítnice a jejich axony zasahují až do mozkových center. Průběh zrakové dráhy je na obr. 2.3 a.

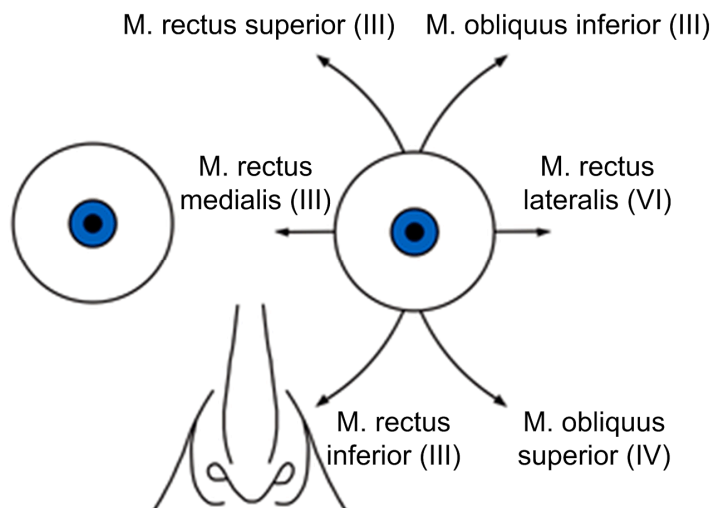


Obr. 2.3 – Zraková dráha (a) a topologie primární zrakové mozkové kůry (b)

Axony gangliových buněk procházejí optickým nervem (n. opticus) do chiasma opticum. Zde se vlákna z nazální části sítnice kříží, vlákna z temporální oblasti zachovávají stranu. Za chiasma opticum se část vláken odpojuje jako radix optica mesencephalica do oblasti area pretectalis, která zajišťuje reflexní pohyby očí a pupilární reflex. Zbytek míří do corpus geniculatum laterale, kde se přepojuje na čtvrtý neuron zrakové dráhy. Vlákna dále pokračují jako tractus geniculocorticalis mediálně do zhruba 20 různých oblastí okcipitálního mozkového laloku. Ve většině případů není jejich funkce přesně známa. Z hlediska zrakového vjemu je nejdůležitější oblastí tzv. primární mozková zraková kůra. Její topologie dělená podle typu zpracování obrazu na V1 – V5 je na obr. 2.3b. vrstva V1 obsahuje buňky reagující specificky na prostorově orientovaný podnět (orientované hrany, různé prostorové a časové frekvence a jejich kombinace). Z oblasti V1 je informaci předána do oblastí V2 – V5, které jsou zodpovědné za vyšší procesy vidění [1, 2].

2.1.3 Oční pohyby

Každým okem hýbe celkem 6 okohybných svalů (obr. 2.4). Za fyziologických podmínek se při pohybu oka aktivuje několik svalů zároveň, svaly tak mají více funkcí v závislosti na výchozí poloze oka. Pohyb samotného oka označujeme jako dukci.



Obr. 2.4 – Okohybné svaly a jejich funkce [25]

Oční pohyb shodným směrem se nazývá verze (dextroverze, levoverze, supraververze, infraververze). V případě protiběžného pohybu očí se jedná o vergenci. Při pohybu ke středové rovině – konvergence, při laterálním pohybu – divergence. Na pohybu v daném směru se podílí více svalů z obou očí. Každý sval má svého stejnostranného antagonistu a druhostranného synergistu a antagonistu. Antagonistické svaly pracují vůči sobě v opačném směru, zatímco synergisté se směru shodným. Souhru a plynulost párových pohybů řídí Heringův a Sherringtonův zákon. Podle Heringova zákona je inervační impuls z motorického centra mozkové kůry pro pohyb očí daným směrem rozdělen rovnoměrně mezi synergisty obou očí. Synergisté se v tomto případě chovají jako jediný orgán. V opačném smyslu platí totéž o antagonistech. Sherringtonův zákon popisuje reciprokovou inervaci svalů. Pokud má dojít k pohybu oka, musí být kontrakce synergistů provázena relaxací jejich antagonistů. O řízení okohybných svalů se starají 3 hlavové nervy: n. III (n. oculomotorius), n. IV (n. trochlearis) a n. VI (n. abducens). Jejich motorická jádra jsou umístěna v zadní části mozkového kmene a jsou vzájemně propojena. Oční pohyby jsou řízeny ze třech mozkových center. Centrum v týlním laloku řídí reflexní zrakové podmíněné pohyby (optomotorické) – akomodace, konvergence, fúze, fixace, refixace a mrkací reflex. Centrum v čelním laloku řídí volní pohyby. Statokinetické reflexy řídí motorické centrum ve vestibulárním aparátu. Jeho působením oči vyrovnávají změny polohy hlavy

a těla. Tyto reflexy jsou vrozené a zachovávají se i při slepotě. Pro správnou souhru očních pohybů je nezbytná správná sensorická funkce očí [1, 3].

2.1.4 Binokulární vidění

Vývoj binokulárního vidění má několik fází. V první fázi se vyvíjí monokulární vidění. Po narození dítěte dochází k dozrávání jednotlivých částí očního systému. Novorozenec je několik hodin po narození schopen krátkodobé monokulární fixace, druhé oko může fyziologicky zašilhát (strabismus spurius). Od druhého měsíce se fixace stává aktivní, dítě sleduje osoby a pohybující se předměty. Sledovací pohyby však nejsou plynulé. Nezralost mozkových center způsobuje nízkou zrakovou ostrost. Od 5. týdne je dítě již schopno foveolární fixace. Ve 2. a 3. měsíci nastává období kritické senzitivity vizuálního vývoje. Rapidně se zvyšuje zraková ostrost. Veškeré patologické stavy v tomto období mohou vyústit až v poškození zrakového centra v mozku a k vývoji amblyopie.

Po dosažení dostatečného stupně monokulárního vidění nastává druhá fáze vývoje. Aferentní zraková dráha se spojuje s binokulárními kortikálními buňkami, které odpovídají na stimulaci obou očí a s monokulárními buňkami reagujícími na stimulaci pouze jednoho z očí. Binokulární kortikální buňky se vyskytují již od narození a jejich uplatnění je závislé nejen na anatomickém a fyziologickém stavu očí, ale také na retinální stimulaci a paralelním postavení očí, jež se s věkem mění. Současně s vytvořením optomotorické souhry dochází k rozvoji binokulárního vidění. Pokud do normálního vývoje zasáhne porucha, vývoj se stane patologickým. Vzniká útlum zrakového centra, amblyopie, šilhání, anomální retinální korespondence nebo alternující vidění. Normální vývoj může zastavit:

- optická překážka – refrakční vada, katarakta, nevhodná optická korekce, okluze oka)
- překážka v nervové části – poruchy sítnice nebo zrakové dráhy
- vrozená úchylka – lebky, očnice nebo nádor
- překážka v CNS – poruchy mozku při mozkových dysfunkcích

Podmínkou normálního jednoduchého binokulárního vidění jsou složky:

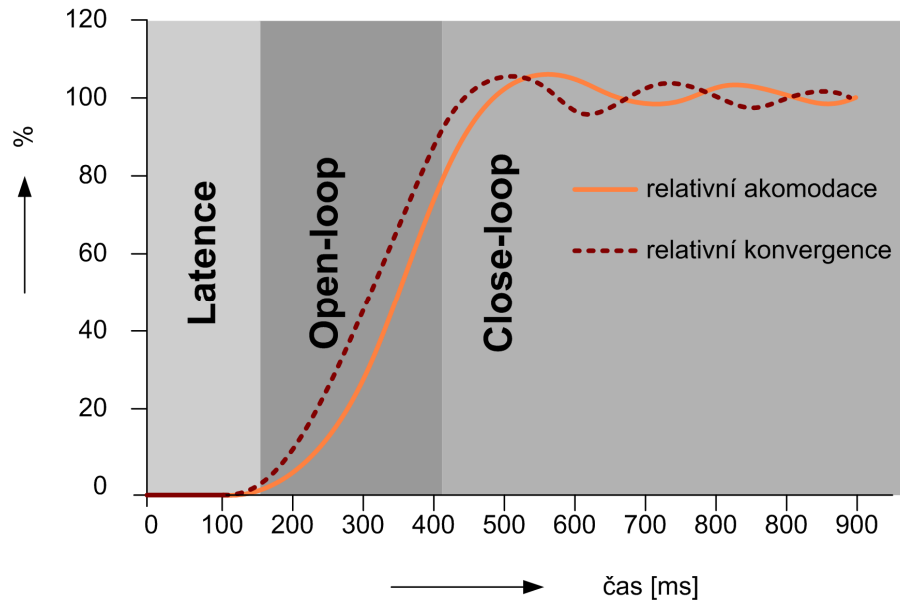
- motorické
 - volná pohyblivost očí ve všech směrech
 - normální funkce motorických drah a center koordinace akomodace a konvergence
 - paralelní postavení očí při pohledu do dálky
- senzorické
 - normální vidění obou očí
 - centrální fixace obou očí
 - shodná velikost retinálních obrazů
 - normální retinální korespondence
 - správně vyvinuté binokulární reflexy

Sledování výše uvedených podmínek je v dětském věku velmi důležité při předcházení abnormálnímu vidění. K usnadnění rutinního hodnocení zrakových funkcí jsou vyvíjeny automatizované metody, které umožní screening vad tohoto charakteru [3, 4].

2.1.5 Vergenčně akomodační synkinéza

Nezbytnou podmínkou udržování optických a geometrických předpokladů pro jednoduché binokulární vidění v průběhu sledování dynamické vizuální scény je fyziologický průběh vergenčně akomodační synkinézy (VAS). Komplexní povaha řízení VAS je odpovídá synkinetické povaze děje. Neurální koordinační struktury podílející se na řízení VAS jsou společné pro oba děje. Efektorová část systému je anatomicky rozdělena pro jednotlivé složky (např. Edinger – Westphalovo jádro pro ciliární sval jako efektor akomodace a nucleus n. oculomotorii pro vnitřní přímé oko-hybné svaly jako efektor konvergence). Bylo zjištěno, že vergence způsobuje změnu v akomodačním stavu oka, které se vyšetření neúčastní (kryté okluzorem), a zároveň akomodace ovlivňuje postavení oka pod okluzí. Na těchto předpokladech vznikla teorie duálně interaktivního systému řízení VAS. Jakákoliv prostorová změna fixačního cíle vede ke vzniku disparity sítnicových obrazů a rozostření obrazu. Tento signál je podnětem k synkinetické odpovědi obou složek VAS. Experimentální výsledky

dokazují, že VAS reaguje citlivěji na disparitní podnět, který má navíc směrovou charakteristiku, která podnětu rozostření chybí. Latence vergenční odpovědi je za fyziologických podmínek kratší než latence akomodace (obr. 2.5).



Obr. 2.5 – Teoretický průběh vergenčně akomodační synkinézy.

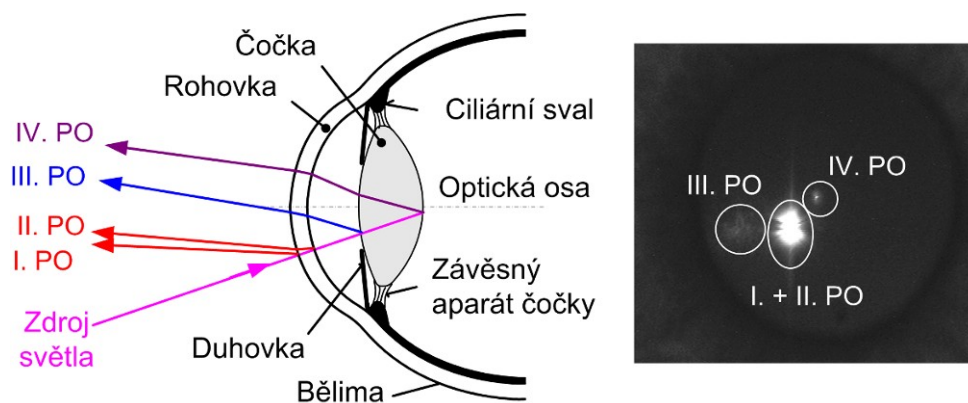
Latence zde označuje časový úsek mezi vznikem disparitního podnětu a zahájením synkinetické reakce, kde řídicí systém VAS plánuje z disparitního podnětu velikost reakce. Fyziologická doba latence reakce se pohybuje kolem 150 – 200 ms. Následuje iniciální segment reakce (open – loop), ve které probíhá naprogramovaná změna vergence a akomodace. Z grafu na obrázku 2.5 je patrné zpoždění reakce akomodace za vergencí. Tyto reakce nejsou řízeny zpětnovazebním systémem. V případě, že vergence nedosáhne napoprvé zhruba 80 % konečného stavu, je naplánován další iniciální segment (patologická reakce 2nd order). Poslední částí reakce VAS je fáze close – loop, která je již řízena zpětnovazebním neurálním mechanismem. Za důkaz tohoto typu řízení lze považovat flukтуаční změny akomodace a vergence kolem konečného stavu. Z průběhu reakce VAS lze kvalitativně hodnotit fyziologické, případně patologické průběhy reakce (porovnáním s fyziologickým průběhem, extrakcí grafomorfologických znaků), kvantitativní analýzou průběhů lze hodnotit dobu latence, trvání, strmost a počet fragmentů iniciálního segmentu, undulační koeficient konečného stavu a jiné [5, 6].

2.2 Metody měření akomodace avergence

K měření dynamiky vergenčně akomodační synkinetické reakce je možné použít celou řadu metod. V tomto oddíle je uveden teoretický popis metod používaných měřicím systémem Ir.M.A.

2.2.1 Purkyňovy obrazy

Purkyňovy obrazy (PO) vznikají při odrazu světla dopadajícího na rozhraní očních tkání. Purkyně popsal čtyři druhy obrazů (obr. 2.6). První z nich (I. PO) vzniká na rozhraní vzduchu a přední stěny rohovky a je zdánlivý a vzpřímený. Díky velkému rozdílu indexů lomu je jeho intenzita nejvyšší. Druhý PO je vytvořen odrazem na rozhraní zadní stěny rohovky a komorová voda. Je zdánlivý, vzpřímený, ale méně jasný než I. PO a většinou s ním splývá. Třetí obraz (III. PO) vzniká na rozhraní komorové vody a přední plochy čočky. Rozdíl indexů lomu na tomto rozhraní je malý ($\Delta n = 0.09$), intenzita III. PO je tedy velmi nízká. Tento obraz je stejně jako předchozí zdánlivý a vzpřímený. Jeho velikost je závislá na zakřivení přední plochy čočky, lze ho tedy použít po detekci akomodačního stavu oka. IV. Purkyňův obraz, který je formován na rozhraní zadní plochy čočky a sklivce je skutečný a převrácený. Na základě poznatků o Purkyňových obrazech bylo vypracováno několik optometrických metod založených na analýze jejich polohy nebo velikosti ve vztahu ke stacionárnímu bodovému zdroji měřicího světla.



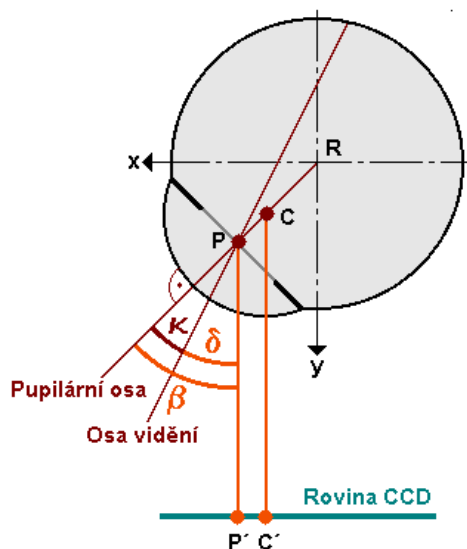
Obr. 2.6 – Vznik Purkyňových obrázků a jejich zobrazení (vpravo) [10].

Poloha očí může být dále měřena z disparace I. a IV. PO [7]. Mimo analýzu polohy oka lze Purkyňovy obrazy použít také ke zjištění akomodačního stavu oční čočky. Analýzou polohy a velikosti III. a IV. PO je stanoven relativní poloměr zakřivení přední a zadní plochy čočky. Z hodnot poloměrů lze uvažovat relativní změnu akomodačního stavu čočky [7]. Problémem této metody je však obtížná automatizovaná detekce III. PO. Obraz vzniklý na rozhraní s malým rozdílem indexů lomu je neostrý a jeho intenzita je velmi nízká. Alternativou k zjištění akomodačního stavu oka pomocí III. PO může být metoda excentrické fotorefrakce, kterou užíváme v našich experimentech [7,16, 17, 20, 21].

2.2.2 Hirschbergův test

Za účelem měření dynamiky očních pohybů byla vyvinuta celá řada metod. Mezi kontaktní patří sklerální čočka se zapisovacím hrotem, kontaktní čočka s elektromagnetickou cívkou, kontaktní čočka se zrcátkem nebo elektrookulografie (EOG) [6]. Bezkontaktní metody pracují na principu reflexe. K analýze dynamiky očních pohybů bylo vyvinuto množství metod. Některé z nich jsou uvedeny v následujícím výčtu v chronologickém pořadí – lokalizace pomocí paobrazů, polohy I. PO vůči anatomickým strukturám předního segmentu, pruh osvětlené rohovky exponovaný na pohyblivou desku, fotoelektrické snímání hranice rohovky a skléry, změny jasu retinálního reflexu v zornici, projekce I. a IV. PO na fotobuňku nebo fotografie I. a IV. PO. Obecně lze říci, že uvedené bezkontaktní metody porovnávají vzájemnou polohu předem daných anatomických bodů nebo bodů vzniklých reflexí na optických rozhraních předního segmentu. Měření polohy oka pomocí analýzy vzdálenosti I. PO a středu zornice je označováno jako Hirschbergův test.

Původní provedení porovnávalo subjektivní polohu korneálního reflexu (I. PO) ve vztahu k okraji zornice nebo limbu. Námí užívaná objektivní metoda spočívá v modifikaci původního testu podle principů vycházejících z analýzy geometrické optiky a reflexe měřicího světla v předním očním segmentu. Namísto subjektivního hodnocení je použito záznamové zařízení (fotoaparát, kamera) ke snímání potřebných parametrů. Na obrázku 2.7 je schematicky znázorněna situace při snímání reflexe I. PO a středu zornice v uspořádání Hirschbergova testu.



Obr. 2.7 – Geometrické poměry při Hirschbergově testu [6].

Teoretické stanovení polohy oka je provedeno na základě znalosti souřadnic středu zornice (P), středu zakřivení rohovky (C), na kterém závisí směr odrazu I. PO (podle zákona geometrické optiky o úhlu dopadu a odrazu) a úhlu κ , který odpovídá úhlu mezi osou vidění a pupilární osou podle vzorce

$$\beta = \arcsin\left(\frac{P'-C'}{P-C}\right),$$

- kde β úhel mezi pupilární osou a osou objektivu [°],
 P souřadnice středu zornice [m],
 P' souřadnice průmětu středu zornice [m],
 C souřadnice středu zakřivení povrchu rohovky [m],
 C' souřadnice průmětu I. PO z měřicího světla [m].

Vzhledem k neznalosti přesných souřadnic bodů P a C je v klinické praxi užíváno zjednodušeného vztahu

$$\beta \approx (P'-C') \cdot H,$$

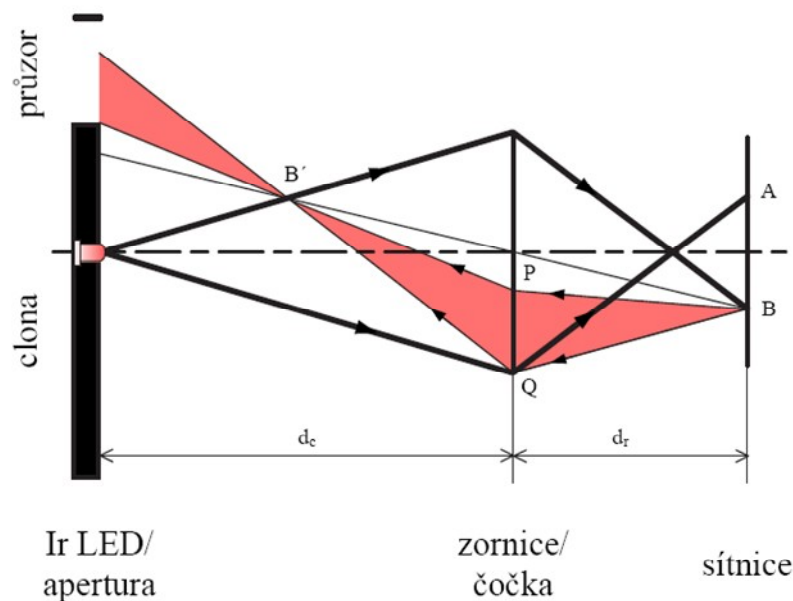
- kde β úhel pupilární osy a osy objektivu [°],
 P' souřadnice průmětu středu zornice [m],
 C' souřadnice průmětu I. PO z měřicího světla [m],
 H Hirschbergův index [° · mm⁻¹].

Hirschbergův index byl zaveden v důsledku skutečnosti, že střed zakřivení rohovky C není totožný s otočným středem oka R . Při rotaci oka dochází k posunu bodu C a tím ke změně geometrických podmínek pro vznik I. PO. Hirschbergův index vyjadřuje, o jaký úhel se musí změnit směr pohledové osy, aby se poloha I. Purkyňova obrazu změnila o 1 mm. Hodnoty Hirschbergova indexu byly odhadovány empiricky, později na základě geometrického modelu. Hodnota indexu leží mezi hodnotami 7 a $12^\circ \cdot \text{mm}^{-1}$ [6].

2.2.3 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 kalkulační. Druhá skupina metod je založena na analýzy vlivu refrakční síly optického aparátu na procházející světlo. 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, kníže – 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 [8]. 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 2.8.



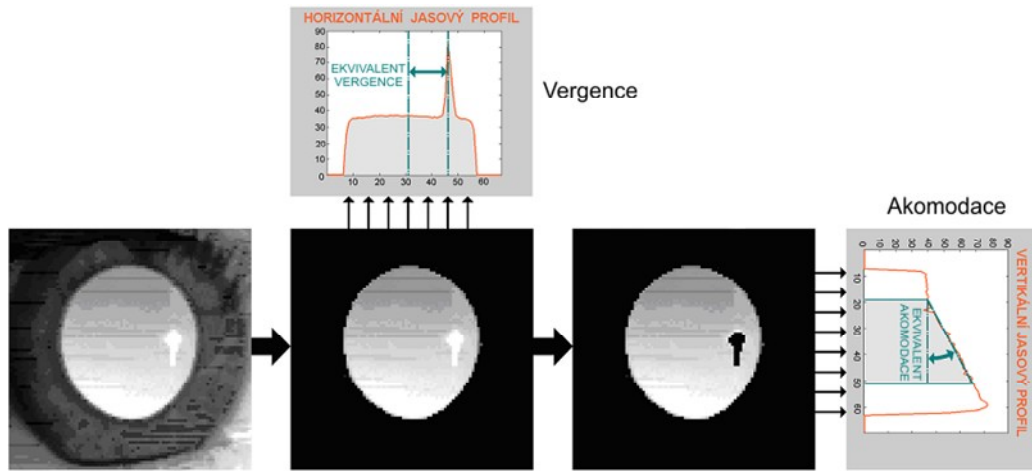
Obr. 2.8 – Schéma principu excentrické fotorefrakce [9].

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.

2.2.4 Stanovení vergence a akomodace

Metody stanovení vergenčního postavení oka a refrakčního stavu uvedené v předchozích oddílech mají společný prvek, kterým je zdroj měřicího světla. Jeho postavení vůči očím je v průběhu měření neměnné. Vhodným umístěním zdroje je možné dosáhnout situace, kdy jsou v oku vyvolány oba popsány jevy najednou. Díky tomu je možné zaznamenat v jediném snímku vergenční postavení oka spolu s aktuálním refrakčním stavem. Metody jsou tak časově koherentní a další analýzou je

možné rekonstruovat dynamický průběh vergence a akomodace a jejich závislost. Na obrázku 2.9 je uvedeno schéma extrakce příznaků pro vergenci a akomodaci za snímku.



Obr. 2.9 – Průměrované jasové profily [10].

Primárními daty pro zpracování je snímek oka, který obsahuje informaci o vergenčním a akomodačním stavu. Prahováním snímku v závislosti na jasových hodnotách přechodu mezi zornicí a duhovkou jsou ze snímku odstraněny artefakty okolí zornice. Vertikální sumací sloupců ve snímku a jejich následným vydělením počtem nenulových prvků je získán horizontální jasový profil vhodný k extrakci znaků týkajících se vergenčního postavení oka. Navíc je tímto postupem redukován šum v obraze. Dalším prahováním vysokých jasových hodnot je ze snímku odstraněn I. PO. Horizontální sumací řádků a jejich následným vydělením počtem nenulových prvků je ze snímku získána informace o jasovém profilu zornice. Jeho sklon koreluje s aktuálním akomodačním stavem. Je tedy možné zjišťovat relativní refrakční hodnotu oční čočky. Tato metoda je s modifikací extrakce vergenčních znaků použita při analýze videosekvencí získaných měřicí aparaturou Ir.M.A. [21].

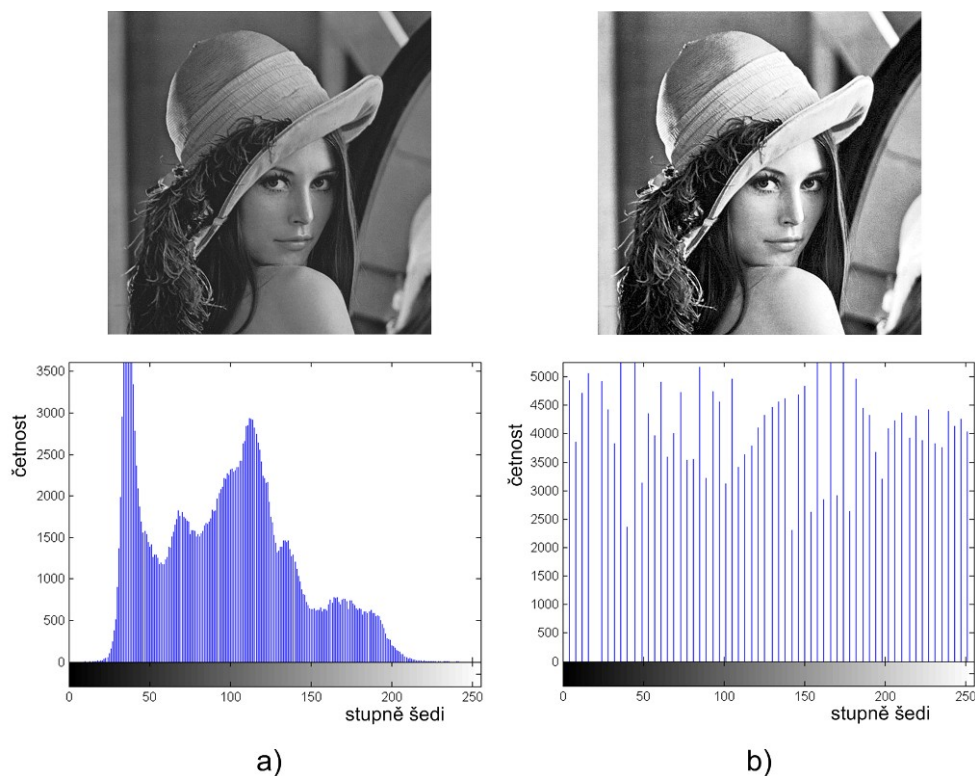
2.3 Zpracování obrazu

K analýze informací zakódovaných v obraze je zapotřebí seznámit se se základy zpracování obrazu a s metodami, které byly v obrazové analýze v této práci použity.

2.3.1 Histogram a jeho vyrovnání

Ze statistického popisu 1D signálu je histogram definován jako funkce četnosti výskytu určité úrovně signálu. Histogram znázorňuje zastoupení jednotlivých úrovní v signálu a využití jeho dynamického rozsahu. Protože funkce četnosti výskytu určité úrovně signálu není závislá na prostorových souřadnicích, je tvorba histogramu v případě dvou a vícerozměrných funkcí obdobná. Vzhledem k zaměření oddílu na zpracování obrazové informace se budu dále zabývat pouze histogramem 2D funkce (obrazu). Rozložení histogramu vypovídá o statistických vlastnostech obrazu a lze z něj uvažovat o povaze snímané scény (obr. 2.10a).

V případě snímání scény s dvěma třídami objektů (resp. objekt a pozadí) se často vyskytuje bimodální histogram. Této skutečnosti lze využít při segmentaci obrazu prahováním, kdy jsou z obrazu extrahovány oblasti s definovaným jasnem. S histogramem úzce souvisí i převodní charakteristika, která definuje vztah mezi vstupním a výstupním obrazem a ovlivňuje konečný tvar histogramu. Aplikací rovnice průběhu převodní charakteristiky na matici obrazových bodů lze měnit jas nebo kontrast obrazu a tím i jeho statistické vlastnosti a výsledný tvar histogramu. V případě složitějších typů převodních charakteristik lze využít tzv. „look-up table“, tedy vyhledávací tabulky, v níž jsou vstupním hodnotám pevně přiřazeny výstupní hodnoty s vlastnostmi pro požadovanou operaci s obrazem. Statistické rozložení hodnot histogramu (šířkost, špičatost) poukazuje na využití škály úrovní v daném obraze. V případě malého dynamického rozsahu obrazu lze vhodnou volbou převodní charakteristiky jeho dynamické vlastnosti upravit. Tato operace se nazývá vyrovnání (ekvalizace) histogramu. Používají se dva možné způsoby realizace. Při globální ekvalizaci (neadaptivní) je jako výchozí množina použit celý snímek, zatímco lokální (adaptivní) ekvalizace operuje pouze s definovanou oblastí obrazu. Smyslem vyrovnání histogramu je nelineární přerozdělení kvantizačních úrovní obrazu tak, aby původně nerovnoměrně rozdělené a úzce zastoupené úrovně obsadily větší šíři ekvalizovaného histogramu (obr. 2.10b). Prakticky lze vyrovnání histogramu realizovat tak, že je určena střední četnost jisté úrovně a následně jsou slučovány sousední úrovněové hladiny tak, aby se jejich četnost pohybovala co nejbližší četnosti střední hodnoty [11, 12].



Obr. 2.10 – Šedotónový obraz a jeho histogram (a), obraz po ekvalizaci histogramu (b).

2.3.2 Segmentace obrazu

Segmentace je proces vyčleňování oblastí obrazu s určitou podobností vzhledem ke zvolené vlastnosti. Mezi významné aplikace této metody patří rozpoznávání znaků, rozpoznávání otisků prstů, obličejů, pohybujících se objektů, analýza medicínských obrazů a jiné.

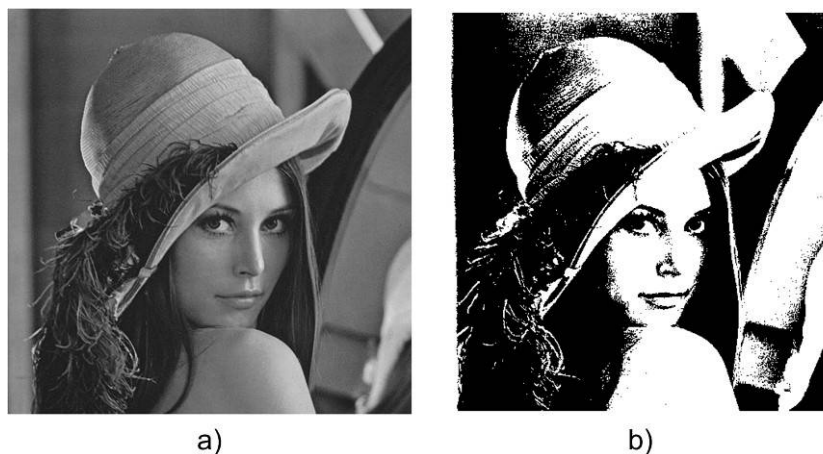
2.3.2.1 Aritmetické a logické operace

Jednou z možností segmentace obrazu jsou aritmeticko – logické operace mezi obrazovými body. Základními operace mezi body a a b jsou sčítání, odečítání, násobení a dělení. Operace jsou v obraze prováděny pro každý bod zvlášť. Součet obrazů je používán především při průměrování, odstranění šumu nebo při zavádění stejnosměrné složky. Rozdíl obrazů lze použít například při odstranění statického pozadí bez informativní hodnoty. Sčítání i odečítání se používá při základní úpravě jasu obrazu posunem křivky převodní charakteristiky. Násobení a dělení je naproti tomu používáno pro úpravu sklonu převodní charakteristiky a tím ke změně kontrastu obrazu. Při

aplikace těchto metod je nutné respektovat zvolený rozsah hodnot, kterých může obrazový bod nabývat. V případě „přetečení“ hodnoty bodu dochází k vytvoření nového bodu s odlišnou jasovou hodnotou. Mezi základní logické operace patří logický součin, logický součet a negace. Zásadní rozdíl oproti aritmetickým obrazovým operacím spočívá v typu zpracovávaných obrazů. Zatímco aritmetické operace pracují s obrazy s více úrovněmi šedi, logické operace zpracovávají většinou dvouúrovňové obrazy. S výhodou lze kombinaci obou metod použít při maskování, matematické morfologii, detekci příznaků atd. [11, 12]

2.3.2.2 Prahování

Jednou z nejpoužívanějších a nejdůležitějších metod segmentace obrazu je prahování. Obvykle se prahování používá k vyčlenění objektů z pozadí, kdy je zvolena prahová hodnota – práh (threshold), který zvolené módy separuje. Hodnoty větší než práh jsou potom přiřazeny do skupiny jednoho objektu a hodnoty menší než práh jsou přiřazeny pozadí. Na obrázku 2.11 je porovnání originálního šedotónového a prahovaného obrázku. Jako práh byla ve stupních šedi zvolena hodnota 100. Pixely s vyšším stupněm šedi mají hodnotu 1 (255 v šedé škále), ostatní pixely mají hodnotu 0 (0 v šedé škále).



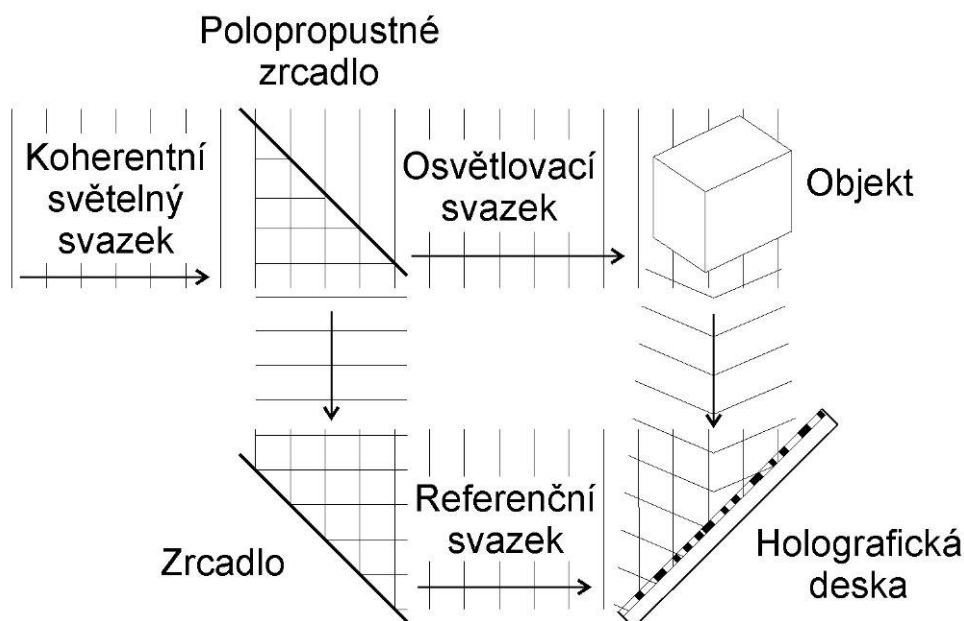
Obr. 2.11 – Porovnání originálního (a) a prahovaného (b) obrázku.

Další možností je víceúrovňové prahování, které obrazové body rozřazuje na základě příslušnosti mezi více prahových hodnot. Používá se pro zpracování vícemodálních histogramů. Tato metoda však je obecně méně spolehlivá než

jednoúrovňové prahování. Hlavním problémem je obtížné stanovení hodnot prahů tak, aby byly jednotlivé úrovně a objekty jim náležící objekty efektivně separovány. Po rozdělení obrazu prahováním na skupinu objektu a skupinu pozadí (v případě jednoúrovňového prahování) následuje přiřazení hodnot dvou diskrétních hladin oběma skupinám. Většinou se jedná o hodnotu 0 a 1, čímž je šedotónový obraz převeden na dvouúrovňový – binární. Jasové hodnoty binárního obrazu 0 a 1 odpovídají úrovním šedotónového obrazu 0 a 255 (v případě, že uvažujeme osmibitové vyjádření jasové hodnoty bodu). Pokud je práh závislý pouze na obrazové funkci, označuje se prahování za globální. Při lokálním prahování je obrazová funkce závislá na lokálních vlastnostech obrazových bodů. V případě, že práh závisí na souřadnicích obrazového bodu, jedná se o tzv. dynamické prahování. [11, 12]

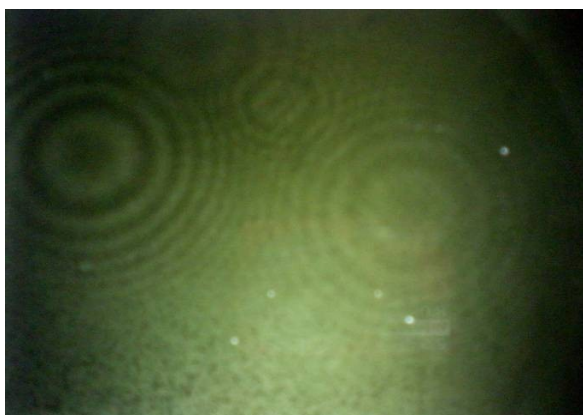
2.4 Holografie

Holografie je metoda, která umožňuje záznam trojrozměrně obrazové informace na plošné záznamové médium [14, 15]. Situace je podobná záznamu klasické fotografie. V ohnisku objektivu je umístěn film s vrstvou, která je citlivá na elektromagnetické záření. Při otevření závěrky fotoaparátu dojde k osvětlení citlivé plochy filmu. Chemické děje způsobené osvitom filmu jsou následně vizualizovány vyvoláním filmu. Pro jednotlivé obrazové elementy jsou na filmu zaznamenány jejich jasové hodnoty, zatímco informace o fázi dopadajících paprsků jsou ztraceny. Tím je obraz snímané scény převeden na dvojrozměrný a není již možná jeho rekonstrukce v 3D prostoru. Holografie však nabízí možnost záznamu trojrozměrného obrazu na plošné médium bez ztráty informace o fázi dopadajícího paprsku, která nese prostorovou informaci [13]. Využívá se přitom interference paprsků, která převádí fázi dopadající vlny na amplitudu. Velikost amplitudy je závislá na rozdílu fází interferujících vln. Příklad jedné z metod záznamu hologramu je na obr. 2.12.



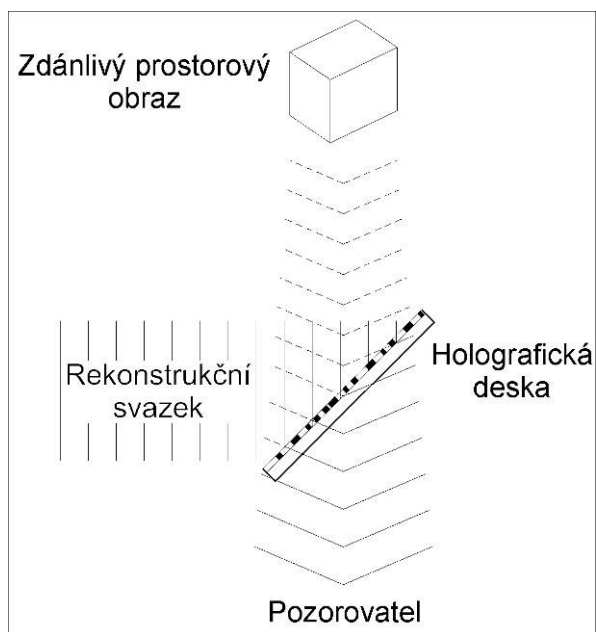
Obr. 2.12 – Schéma záznamu hologramu.

K expozici hologramu je nutný koherentní světelný svazek, který je polopropustným zrcadlem rozdělen na osvětlovací a referenční. Osvětlovací svazek se odráží od objektu a jeho část dopadá na holografickou desku. Až do této chvíle by se jednalo o 2D záznam amplitud elementárních svazků dopadajících na desku. Do záznamu však vstupuje ještě druhá část rozděleného svazku, svazek referenční. Prostorovou sumací referenčního a objektového svazku vznikají interferenční maxima a minima, jejichž rozložení v místě holografické desky je zaznamenáno ve fotosenzitivní vrstvě. Následně je deska zpracována postupem pro zviditelnění chemických změn fotocitlivé vrstvy. Na desce je možné pozorovat typické interferenční obrazce (obr. 2.13).



Obr. 2.13 – Interferenční obrazce na exponované holografické desce.

Zpětná rekonstrukce holograficky zaznamenaného objektu je schematicky znázorněna na obrázku 2.14. Holografická deska je umístěna do rekonstrukčního svazku. Ten má geometrickou polohu shodnou s referenčním svazkem při záznamu hologramu.



Obr. 2.14 – Rekonstrukce holografického objektu.

Osvícením desky dojde ke vzniku elementárních světelných zdrojů s geometrickým rozložením a amplitudou závislou na struktuře záznamu na desce. Interferencí paprsků z elementárních zdrojů dojde k rekonstrukci virtuálního objektu. Jeho velikost a poloha v prostoru jsou teoreticky shodné s geometrickou situací při

záznamu hologramu. Pro rekonstrukci ekvivalentní obrazu je však nutné, aby vlnová délka a poloha rekonstrukčního zdroje byla shodná s referenčním paprskem.

Při záznamu a rekonstrukci hologramu je však nutné dodržet několik podmínek. Vzhledem k povaze záznamu je velmi důležitá monochromaticnost a koherence světelného zdroje s minimální fluktuací fáze (velká koherentní délka). V případě použití nekoherentního světelného zdroje pro záznam hologramu nedojde vlivem velkého množství vlnových délek a fází ke vzniku interferenčního obrazce. I v případě koherentního zdroje jsou zde nároky na jeho koherentní délku. Fázové fluktuační změny u zdrojů s malou koherentní délkou (laserové diody, menší laserové moduly) způsobují časové náhodné změny interferenčního obrazce a znemožňují vznik hologramu. Pro rekonstrukci však nejsou podmínky použití zdroje záření tak striktní a hologram lze rekonstruovat i nekoherentními zdroji světla. V takovém případě dojde k rekonstrukci hologramu více vlnovými délkami, což se projeví jako různé barevné realizace hologramu s rozdílnou velikostí závislou na vlnové délce. Na fotosenzitivní materiál jsou oproti běžnému kinofilmu kladeny zvýšené nároky. Interferenční obrazec sestává z jemných čar, jejichž vzdálenost lze zhruba zjistit podle vzorce

$$d = \frac{\lambda}{\sin \theta},$$

kde d vzdálenost interferenčních maxim [m]

λ vlnová délka záření [m]

θ úhel mezi referenční a objektovou vlnou [°].

Dosažením do vzorce např. pro vlnovou délku 500 nm a úhel paprsků 30° je vzdálenost d rovna 1 μm . Zrnitost fotosenzitivní emulze tedy musí být v řádu mikrometrů. Běžně používané zrnitosti emulzí jsou v rozsahu 6 – 20 μm . Dále je nutné uvažovat rovněž tloušťku záznamové vrstvy, která se pohybuje v řádu desítek μm a převyšuje tím vlnovou délku zaznamenávaného záření. Záznam tedy není proveden do roviny, ale do objemu. Vzniká tak objemový hologram, který má oproti teoretickému plošnému více omezení. Při rekonstrukci hologramu je zdroj světla s malou tolerancí omezen na vlnovou délku použitou při expozici záznamu. Toto omezení se však stává výhodou při rekonstrukci bílým světlem. Rekonstrukce se zde provede pouze úzkým spektrem vlnových délek z celkového emitovaného spektra.

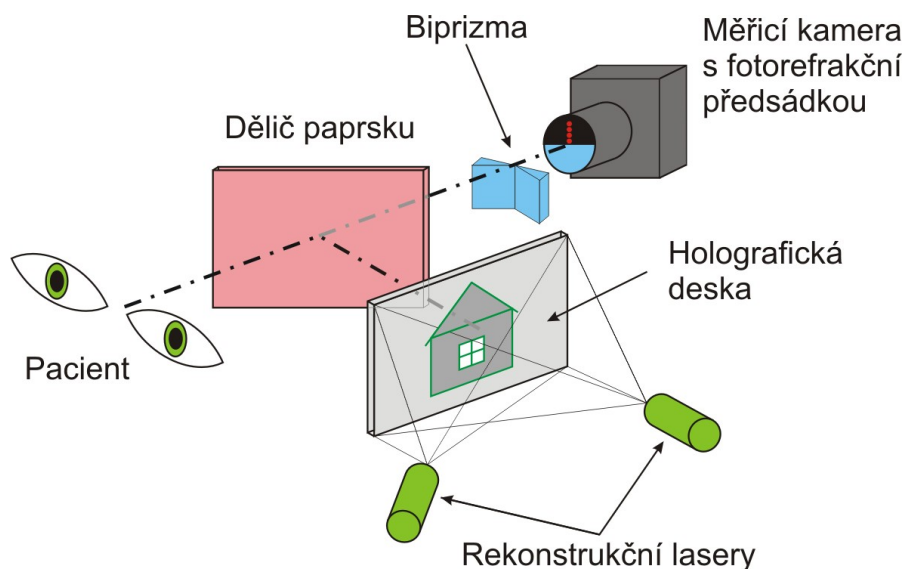
Zajímavou možností holografie je záznam více hologramů na jednu holografickou desku. To je realizováno vícenásobnou expozicí hologramu s různou polohou referenčního zdroje, v našem případě i holografovaného objektu. Interferencí s objektovým svazkem vznikne pro každé uspořádání unikátní interferenční obrazec, který je možné věrně rekonstruovat pouze ze směru a vzdálenosti odpovídající poloze referenčního zdroje. Při odlišné poloze zdroje vůči desce sice na desce vznikají elementární zdroje záření, jejich amplitudy a fáze však spolu neinterferují potřebným způsobem a nedojde ke vzniku holografického objektu.

3 Funkce a konstrukce měřicího systému

3.1 Funkce zařízení

Dynamika akomodace a očních pohybů je měřena videometrickou aparaturou. Zrakový systém je ke změně nastavení stimulován standardizovanou skokovou změnou vzdálenosti fixačního objektu. Vzdálenost fixačních objektů od očí pacienta je 2,18 m pro vzdálený a 0,37 m pro blízký cíl. V první fázi měření pacient fixuje pohledem vzdálený objekt a přizpůsobí postavení očí a akomodaci vzdálenosti objektu. První časový úsek měření (0 – 0,846 s, dáno řídicí elektronikou) je určen ke kalibraci analyzačního algoritmu. V této fázi je stále zobrazen vzdálený fixační objekt. Po uplynutí uvedené doby dojde přepnutím napájecího zdroje ke skokové změně vzdálenosti fixačního cíle. Pacient je vzniklou disparitou sítnicových obrazů nucen ke konvergenci a změně akomodace. Tomuto jevu předchází doba latence (200 – 300 ms), která je nutná k vedení a vyhodnocení stimulu. Následně dochází k očním pohybům a akomodaci. Měřený časový úsek trvá 5 vteřin pro zachycení možné dlouhodobější reakce v případě patologické odpovědi. Po ukončení nahrávání videosekvencí je provedena off-line obrazová analýza s extrakcí příznaků pro vergenční pohyb (Hirschbergův test) a změnu dioptrické mohutnosti čočky (excentrická fotorefrakce). Průběh akomodačních a vergenčních křivek je charakteristický pro fyziologickou i patologickou funkci zrakového systému.

Konstrukce zařízení vychází z teoretického návrhu měřicího systému [10, 16]. Jeho schéma je na obrázku 3.1.



Obr. 3.1 – Schéma navrženého zařízení.

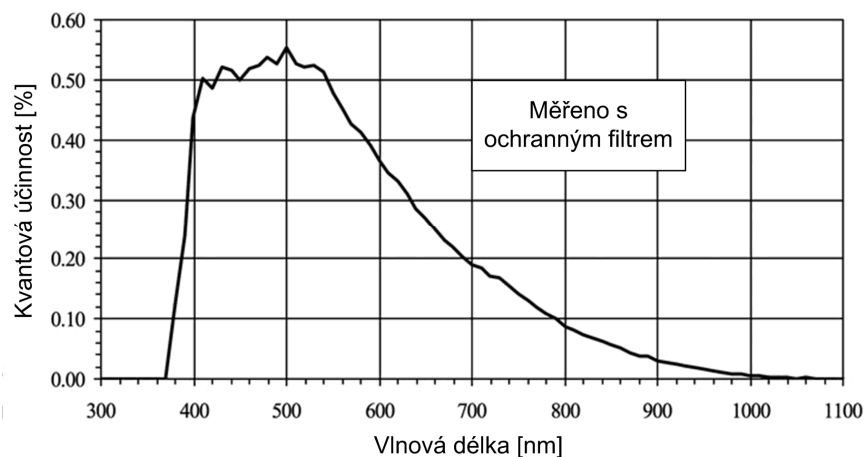
V měřicí části zařízení je umístěna vysokorychlostní kamera s excentrickou fotorefrakční předsádkou a zdrojem infračerveného měřicího světla. Ve stimulační části je umístěna holografická deska a rekonstrukční lasery. Jejich geometrická poloha je dána výrobním postupem. Obě části jsou od sebe odděleny děličem paprsku. Pozorovatel je umístěn před vstupní aperturou zařízení, která omezuje vstupující osvětlení z vnějšího prostředí. Zároveň zabraňuje výstupu odraženého přímého laserového paprsku ze stimulační části do vnějšího prostředí [17, 18, 22].

3.2 Měřicí část zařízení

3.2.1 Kamera

Měřicí kamera musí splňovat hodnotu minimální snímací rychlosti nad 200 fps, aby byla splněna podmínka Shannon – Kotělnikovova teorému. Vergence a akomodace jsou děje probíhající v řádu setin vteřiny. Pro získání dostatečného počtu vzorků je však nutné dosáhnout alespoň desetinásobné rychlosti. Rozlišení kamery 640×240 px (s vertikálním binningem) bylo zjištěno experimentálně [16]. Zároveň je nutná alespoň částečná citlivost v blízkém infračerveném spektru z důvodu použití měřicího světla o vlnové délce $\lambda = 850$ nm. V původním návrhu [16] byla popsána kamera Pike – 032B firmy Allied Vision Technology s komunikačním rozhraním IEEE 1394b FireWire.

V současné době jsou dostupné kamery s komunikačním rozhraním IEEE 802.3 1000baseT používaným v počítačových sítích (LAN). Hardwarové prvky tohoto standardu jsou předpokládáným vybavením téměř každého počítače, proto je používání takové kamery méně náročné na obslužný hardware. Původní kamera Pike-032B byla nahrazena kamerou Prosilica GE-680B (monochromatické provedení) firmy Allied Vision Technology se stejnými parametry a snímacím čipem (Kodak KAI-0304). Kvantová účinnost čipu kamery je na obr. 3.2.

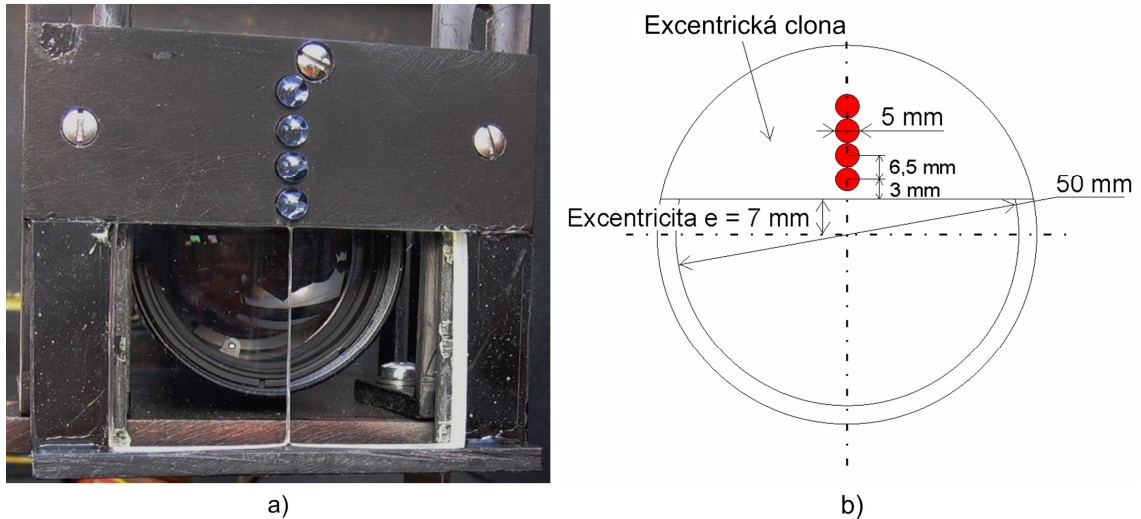


Obr. 3.2 – Kvantová účinnost monochromatického senzoru KAI-0304 [26].

V oblasti vlnové délky $\lambda = 850 \text{ nm}$ je kvantová účinnost kamery 6 %. Tato hodnota je v poměru k ostatním vlnovým délkám velmi nízká. Z měření provedených s kamerou Pike-032B a Prosilica GE-680B je však zřejmé, že při vhodných světelných podmínkách (omezení osvětlení kamery viditelným světlem) je účinnost kamery vyhovující. Kamera je používána s objektivem Pentax C6Z1218 ($f = 12,5 - 75 \text{ mm}$, clonové číslo 1,8 – 22).

3.2.2 Fotorefrakční předsádka

Před objektivem kamery je umístěna excentrická fotorefrakční předsádka se zdrojem infračerveného měřicího světla (obr. 3.3).



Obr. 3.3 – Realizovaná fotorefrakční předsádka s prizmatickou čočkou.

Princip funkce fotorefrakční předsádky je popsán v kapitole 2.2.3. Její konstrukce je zvolena tak, aby bylo možné měnit velikost excentricity a tím i sklon jasového profilu zornice oka. Jako zdroj měřicího světla byly zvoleny elektroluminiscenční diody (dále LED – light emitting diode) vyzařující s maximem na vlnové délce $\lambda = 850$ nm. Tato vlnová délka je za hranicí viditelného světla. Neruší pozornost pozorovatele při měření a nezpůsobuje fyziologickou miózu. NIR LED jsou sestaveny do vertikálního pole o rozměrech 5×25 mm. Při vzdálenosti 25 cm od očí pozorovatele je možné považovat zdroj světla těchto rozměrů za plošný podle normy ČSN EN 60825-1 [19]. Podmínka plošného zdroje je důležitým předpokladem pro homogenitu jasového profilu zornice při měření dioptrické mohutnosti oční čočky. NIR LED jsou napájeny z navrženého regulovatelného zdroje napětí (obr. 3.4). Tím je umožněna plynulá regulace světelného toku LED a osvětlení snímané scény. Před objektivem kamery je dále umístěn optický prvek složený ze dvou prizmatických čoček (optický klín). Světelný paprsek prochází přes dvě lámavé plochy prizmatu a tím posouvá výstupní obraz proti předloze. Prizmatický účinek 1Δ má optický klín, který odchyluje paprsek ve vzdálenosti 1 m od výstupní lámavé plochy o 1 cm. Tohoto jevu se využívá v ortoptice ke korekci strabismu. Prizmata o síle 5Δ jsou k sobě stmeleny hroty. Tím dochází k posunu polovin vstupního obrazu a jejich částečnému překrytí. Síla prizmatických čoček byla volena tak, aby obraz jedné poloviny obličeje nezasahoval do oblasti zornice druhé poloviny. Tímto optickým prvkem je možné

odstranit středovou část snímku, která není v oblasti našeho zájmu a zvýšit rozlišení v oblasti zornic.

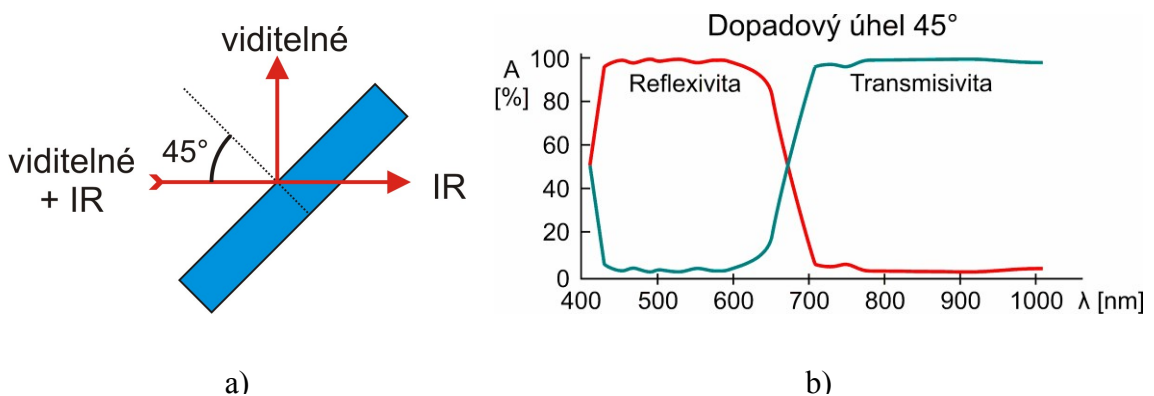
3.3 Stimulační část

Ve stimulační části vyvíjeného zařízení je umístěna holografická deska s dvěma zdroji laserového záření. Po osvětlení holografické desky dochází k rekonstrukci virtuálního objektu v původní vzdálenosti. Je nezbytné, aby laserové rekonstrukční zdroje byly umístěny v geometricky shodném místě s referenčním paprskem, který byl použit při expozici hologramů. Další důležitou podmínkou pro kvalitní rekonstrukci holografického objektu je monochromatický koherentní zdroj záření, jakým je laser. Holografická deska použitá v měřicí aparatuře byla zhotovena na Katedře fyzikální elektroniky FJFI ČVUT v Praze. Deska formátu 12×18 cm obsahuje dva hologramy umístěné ve virtuálních vzdálenostech 0,1 m (pro blízký objekt) a 1,8 m (pro vzdálený objekt) od holografické desky. Hologramy jsou rekonstruovány divergentním laserovým svazkem o vlnové délce $\lambda = 532$ nm, která odpovídá zelené části viditelného spektra. Tato vlnová délka je výhodná při expozici hologramu. Oproti delším vlnovým délkám (původní pokusy byly prováděny s hologramy rekonstruovanými laserem o vlnové délce $\lambda = 675$ nm) lze dosáhnout vyššího rozlišení hologramu. Spektrální citlivost sítnice je navíc v této oblasti vlnových délek vyšší (maximum pro čípky je na $\lambda = 550$ nm), je tedy možné použít nižší zářivý tok pro rekonstrukci hologramu se stejným jasem v porovnání s vyšším potřebným výkonem delších vlnových délek rekonstrukčního svazku. Jako rekonstrukční zdroje byly z důvodu snadné dostupnosti použity moduly z laserových ukazovátek ($\lambda = 532$ nm / 10 mW) s možností regulace výstupního výkonu. Moduly se kvůli výstupnímu výkonu 10 mW řadí do třídy nebezpečnosti 3B podle normy ČSN EN 60825-1. Podmínky splnění hygienických norem jsou popsány v kapitole 3.5. Poloha zdrojů byla volena tak, aby pacientovi nebyl umožněn pohled do přímého laserového svazku ani do jeho odrazů. K zlepšení ochrany pacientova zraku byly vnitřní stěny zařízení pokryty absorpční černou nátěrovou hmotou. Nátěr snižuje intenzitu sekundárních odrazů laserového paprsku, které by mohly dopadat do vstupní apertury přístroje a tím i do očí pacienta. Rekonstrukční

zdroje jsou ovládány řídicí elektronikou v závislosti na fázi probíhajícího měření (popsáno v kap. 3.6).

3.4 Dělič paprsku

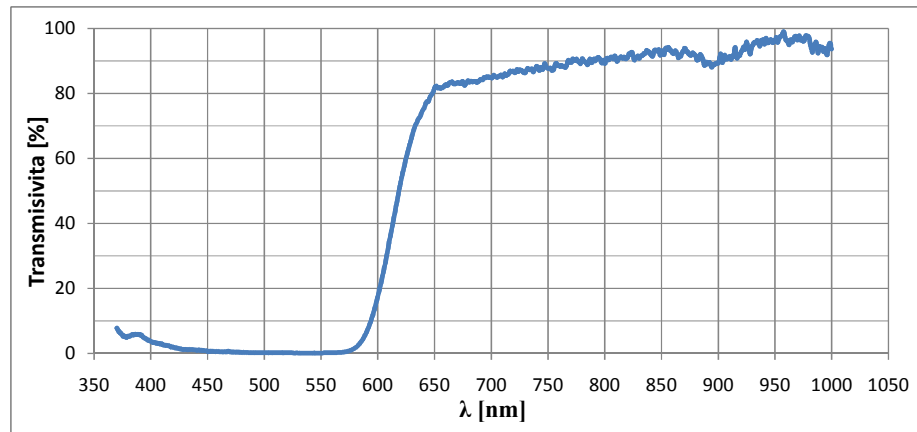
Obě části přístroje (měřicí a stimulační) jsou odděleny optickým filtrem. Jeho materiál musí být zvolen tak, aby měl při dopadovém úhlu 45° maximální transmisivitu pro měřicí NIR světlo ($\lambda = 850 \text{ nm}$) a zároveň maximální reflexivitu pro vlnovou délku rekonstrukčních zdrojů hologramů ($\lambda = 532 \text{ nm}$). Při pokusech se ukázalo, že není možné použít jako dělič paprsku běžné sklo bez další úpravy. Dochází zde k odrazům uvnitř materiálu, přesvětlení kamery a tím ke zvýšení šumu ve snímaném obraze. Dále byl uvažován polopropustný filtr s dielektrickou vrstvou, tzv. studené zrcadlo. Tento druh filtru má rozdílnou charakteristiku pro viditelné a blízké infračervené vlnové délky (obr. 3.4), konkrétně vysokou transmisivitu pro červené a NIR světlo a vysokou reflexivitu pro viditelné světlo nižších vlnových délek.



Obr. 3.4 – Poloha filtru vůči dopadajícímu záření (a), graf závislosti transmisivity a reflexivity na vlnové délce (b)

Problémem použití tohoto druhu filtru se však ukázal být jeho rozměr. V běžných skladových zásobách firem vyrábějících optické prvky jsou kusy velikosti zhruba $10 \times 12 \text{ cm}$. Potřebná velikost filtru v zařízení je však minimálně $15 \times 20 \text{ cm}$. Individuální výroba optického filtru byla konzultována s Vývojovou optickou dílnou AV ČR v Turnově. Vzhledem k cenové náročnosti výroby, která se pohybovala v řádu desetitisíců Kč, bylo nutné hledat jiné řešení, případně konstrukční uspořádání. Za cenu horších optických vlastností byl testován červený akrylátový litý filtr

z polymethylmetakrylátu (PMMA GS) tloušťky 3 mm s indexem lomu $n = 1,491$. Transmisivita filtru byla měřena spektrometrem Avantes AvaSpec – 3648 – USB2. Graf závislosti transmisivity na vlnové délce je na obr. 3.5.



Obr. 3.5 – Graf závislosti transmisivity filtru PMMA GS na vlnové délce

Transmisivita filtru pro vlnovou délku měřicího světla ($\lambda = 850$ nm) je podle naměřených hodnot 93 %. Díky vysoké hodnotě transmisivity filtr ovlivňuje průchod měřicího paprsku a tím i výsledek měření jen minimálně. Naopak transmisivita pro vlnovou délku rekonstrukčních laserů ($\lambda = 532$ nm) je pouze 0,1 %. Průchod rekonstrukčního svazku do měřicí části je minimální a neovlivňuje výsledky měření. Výhodou volby tohoto filtru je jeho cenová nenáročnost v řádu desítek Kč oproti vysokým nákladům na výrobu filtru s podobnými vlastnostmi.

3.5 Klasifikace zdrojů záření

V přístroji jsou použity záření dvou vlnových délek – NIR LED emitované záření s vlnovou délkou $\lambda = 850$ nm pro měřicí světlo a laserem emitované záření o vlnové délce $\lambda = 532$ nm pro rekonstrukci hologramů. Použití těchto druhů záření se řídí ustanovením normy ČSN EN 60825-1, Bezpečnost laserových zařízení – Část 1: Klasifikace zařízení a požadavky. Měření a klasifikace zdrojů záření byly provedeny ke dni 14.12.2010 [19]. V této době již byla v platnosti norma ČSN EN 60825-1 z června 2008, která s platností od 1.9.2010 nahradila verzi z května 1997. Změnou byly z normy vyřazeny zdroje světla LED, nebyly však zařazeny do normy jiné. Klasifikace LED v této práci se tedy řídí normou ČSN EN 60825-1 v květnu 1997 a jejími změnami.

Ve videometrickém zařízení je implementován zdroj infračerveného měřicího světla, jímž jsou čtyři současně spouštěné fotoluminiscenční diody (LED) IR 850 seřazené do řady (rozměry zdroje 5 x 25 mm). Diody vyzařují světlo s maximem na vlnové délce $\lambda = 850 \text{ nm}$ se zářivostí $I_e = 80 \text{ mW / sr}$ při maximálním proudu $I = 50 \text{ mA}$. Celková doba vyzařování je 120 s. Dále je v zařízení použit zdroj laserového záření pro rekonstrukci hologramů. Obsahuje dvě střídavě spínané laserové diody emitující vlnovou délku $\lambda = 532 \text{ nm}$ o výkonu $W = 10 \text{ mW}$. Laserové diody jsou umístěny v kovovém pouzdře s optikou pro rozptýlení svazku na plochu holografické desky. Celková doba vyzařování je 120 s.

3.5.1 Klasifikace zdroje IR záření

Hodnoty zářivého toku pro skupinu čtyř NIR LED o vlnové délce $\lambda = 850 \text{ nm}$ byly měřeny sondou Agilent HP81520A. Maximální naměřená hodnota zářivého toku pro plný výkon skupiny LED při proudu $I = 50 \text{ mA}$ je $\Phi_{\text{LED}} = 0,25 \cdot 10^{-3} \text{ W}$. Reálně používané hodnoty zářivého toku při měření se pohybují do $25 \cdot 10^{-6} \text{ W}$ v závislosti na kvalitě výstupního obrazu snímaného měřicí kamerou. Limitní hodnota přípustné emise pro zařazení do třídy 1 a 1M podle ČSN EN 60825-1/A2 se počítá podle vztahu

$$\phi_{\max} = 7 \cdot 10^{-4} C_6 T_2^{-0,25} W$$

3.5.1.1 Výpočet korekčního faktoru C_6

Vertikální a horizontální úhlová velikost zdroje IR světla o rozměrech $5 \times 25 \text{ mm}$ ve vzdálenosti 150 mm je

$$\alpha_{\text{hor}} = \arctg \left(\frac{5}{150} \right) = 16,67 \text{ mrad} \quad \alpha_{\text{vert}} = \arctg \left(\frac{25}{150} \right) = 83,1 \text{ mrad}$$

Hodnota korekčního faktoru pro $\alpha_{\min} = 1,5 \text{ mrad} < \alpha_{\text{hor, vert}} < \alpha_{\max} = 100 \text{ mrad}$ je:

$$C_6 = \alpha / \alpha_{\min} = 16,67 / 1,5 = 11,11$$

pro vlnové délky 400 až 1400 nm. Do výpočtu byla zahrnuta kritičtější hodnota $\alpha_{\text{hor}} = 16,67 \text{ mrad}$.

3.5.1.2 Výpočet korekčního faktoru T_2

Korekční faktor T_2 se počítá podle vztahu

$$T_2 = 10 \cdot 10^{[(\alpha - \alpha_{\min}) / 98,5]} \text{ s}$$

kde α je úhlová velikost zdroje. Pro výpočet je uvažována kritičtější hodnota $\alpha = 16,67$ pro horizontální úhlovou velikost zdroje. Korekční faktor T_2 je tedy

$$T_2 = 10 \cdot 10^{[(16,67 - 1,5) / 98,5]} \text{ s} = 14,26 \text{ s}$$

Limitní hodnota přípustné emise (zářivého toku) s výše uvedenými korekčními faktory je

$$\phi_{\max} = 7 \cdot 10^{-4} C_6 T_2^{-0,25} W = 7 \cdot 10^{-4} \cdot 11,11 \cdot 14,26^{-0,25} = 4 \cdot 10^{-3} W$$

Porovnáním naměřené ($\Phi_{\text{LED}} = 0,25 \cdot 10^{-3} \text{ W}$) a přípustné ($\Phi_{\max} = 4 \cdot 10^{-3} \text{ W}$) hodnoty zářivého toku zjistíme, že maximální výstupní hodnoty zářivého toku IR LED jsou 16× nižší než limitní hodnoty pro zařazení zdroje do třídy 1 podle normy ČSN EN 60825-1 a ČSN EN 60825-1/A2.

3.5.1.3 Výpočet maximální přípustné dávky ozáření oční rohovky

Maximální přípustná dávka pro ozáření (H_{MPE}) je normou ČSN EN 60825-1 definována jako úroveň laserového záření, jemuž mohou být za normálních okolností vystaveny osoby, aniž by se u nich projevil nepříznivé vlivy ozáření. Pro světelné zdroje vyzařující světlo o vlnové délce v pásmu $\lambda = 700 - 1050 \text{ nm}$ v čase $1,8 \cdot 10^{-5} - 10^3 \text{ s}$ je MPE definována vztahem

$$H_{\text{MPE}} = 18 \cdot t^{0,75} \cdot C_4 \cdot C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$$

Korekční faktor C_4 je pro vlnové délky $\lambda = 700 - 1050 \text{ nm}$ roven

$$C_4 = 10^{0,002(\lambda - 700)} = 10^{0,002(850 - 700)} = 1,995$$

Výpočet korekčního faktoru $C_6 = 11,11$ je uveden výše. Výsledná hodnota H_{MPE} je

$$H_{\text{MPE}} = 18 \cdot 120^{0,75} \cdot 1,995 \cdot 11,11 = 14,16 \cdot 10^3 \text{ J} \cdot \text{M}^{-2}$$

Naměřenou hodnotu zářivého toku $\Phi = 0,25 \cdot 10^{-3} \text{ W}$ je nutné převést na jednotky dávky ozáření podle vzorce

$$H_{\text{LED}} = \frac{\phi_{\text{LED}} \cdot t}{S} = \frac{0,25 \cdot 10^{-3} \cdot 120}{5,026 \cdot 10^{-5}} = 596,9 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$$

kde $\Phi_{LED} = 0,25 \cdot 10^{-3} \text{ W}$ je hodnota zářivého toku, $t = 120 \text{ s}$ je celkový čas ozáření a $S = 5,026 \cdot 10^{-3}$ je plocha rohovky vypočtená podle vzorce

$$S = \frac{\pi \cdot d^2}{4} = \frac{3,14 \cdot (8 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 5,026 \cdot 10^{-5}.$$

Porovnáním hodnoty $H_{MPE} = 14,16.103 \text{ J.m}^{-2}$ a hodnoty $H_{LED} = 596,9 \text{ J.m}^{-2}$ ve vztahu

$$\frac{H_{MPE}}{H_{LED}} = \frac{14,16 \cdot 10^{-3}}{596,9} = 23,7$$

vidíme, že skutečná hodnota ozáření rohovky maximálním možným výkonem LED je $23,7 \times$ menší než přípustná mez H_{MPE} .

3.5.1.4 Výpočet maximální přípustné dávky ozáření pokožky

Intenzita ozařování pokožky zdrojem vyzařujícím světlo o vlnové délce v pásmu $\lambda = 700 - 1400 \text{ nm}$ v čase $10 - 3 \cdot 10^4 \text{ s}$ je definována vztahem

$$E_{MPE} = 2000 \cdot C_4 \text{ W.m}^{-2} = 2000 \cdot 1,995 = 3990 \text{ W.m}^{-2},$$

kde E_{MPE} maximální přípustná dávka ozáření [W.m^{-2}],

C_4 korekční faktor, $C_4 = 1,995 [-]$, stanovení je popsáno výše.

Výstupní apertura přístroje omezuje NIR svazek na výšku 5 cm a maximální šířku 16 cm. Pokud uvažujeme šířku obličeje 12 cm, je celková plocha ozáření pokožky $S = 0,05 \times 0,16 = 6 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$. Maximální hodnota výstupního zářivého toku pro skupinu NIR LED je $0,25 \cdot 10^{-3} \text{ W}$. Vztažením této hodnoty na ozářenou plochu obličeje získáme výslednou dávku ozáření pokožky

$$E_{LED} = \frac{\phi_{LED}}{S} = \frac{0,25 \cdot 10^{-3}}{6 \cdot 10^{-3}} = 4,1 \cdot 10^{-2} \text{ W.m}^{-2}$$

Porovnáním hodnoty E_{MPE} s E_{LED} zjistíme, že skutečná dávka ozáření pokožky je o 5 řádů nižší než normou povolená mezní hodnota.

3.5.2 Klasifikace zdroje laserového záření

Použité laserové diody o vlnové délce $\lambda = 532 \text{ nm}$ o výkonu 10 mW jsou podle normy ČSN EN 60825-1 ev. 2 klasifikovány jako zdroj laserového záření třídy 3B, do

kteřé patří zdroje záření do výkonu 0,5 W. Přímý pohled do svazku je vždy nebezpečný, sledování difúzních odrazů je za normálních provozních podmínek bezpečné. Při použití laserů pro rekonstrukci hologramu je nutné koherentní laserový svazek rozptýlit na celou plochu holografické desky. Odstínění nedivergovaného paprsku je popsáno v následující kapitole. Maximální rozměr desky, která bude použita, je 10×12 cm. Při osvětlení rozbíhavým laserovým paprskem se tak deska stává zdrojem difúzního světla.

Pro klasifikaci laserového záření vystupujícího ze zařízení byly použity podmínky normy ČSN EN 60825-1 ev.2. Hodnoty byly měřeny sondou Agilent HP 81520A. Maximální naměřený zářivý tok při pohledu do přímého rozptýleného paprsku měřený uvnitř přístroje před holografickou deskou je $\Phi_{in} = 2,5 \cdot 10^{-2}$ W. Zářivý tok při pohledu do laserového paprsku odraženého děličem za holografickou deskou je $\Phi_{přímý} = 1,3 \cdot 10^{-7}$ W. Tyto dvě hodnoty jsou uvedeny z důvodu ošetření kritických situací při pohledu do laserového paprsku při nedodržení postupu měření. Maximální naměřená hodnota výstupního zářivého toku pro holografickou projekci odraženou od děliče paprsku je $\Phi_{laser} = 1,2 \cdot 10^{-7}$ W. Ve výpočtech však budeme uvažovat kritičtější hodnotu $\Phi_{přímý} = 1,3 \cdot 10^{-7}$ W v případě pohledu do přímého děličem odraženého svazku. Maximální hodnota zářivého toku pro zařazení zdroje do 1. třídy podle výše uvedené normy je $\Phi_{max} = 3,9 \cdot 10^{-4}$ W. Hodnota zářivého toku Φ_{laser} je o 3 řády nižší než mezní hodnota Φ_{max} pro zařazení zdroje do třídy 1 a 1M podle ČSN EN 60825-1. Při klasifikaci zdrojů laserového záření o vlnových délkách $\lambda = 400 - 700$ nm je dále nutné dodržet limity přípustné emise pro fotochemické a tepelné nebezpečí pro sítnici.

3.5.2.1 Klasifikace zdroje podle fotochemického nebezpečí pro sítnici

Limit přípustné emise (zářivého toku) pro tuto podmínku je dán vztahem

$$\phi_{fotochem} = 3,9 \cdot 10^{-5} C_3 W = 3,9 \cdot 10^{-5} \cdot 43,65 = 1,7 \cdot 10^{-3} W$$

kde je koeficient C_3 vypočten podle vztahu

$$C_3 = 10^{0,02(\lambda-450)} = 43,65$$

Hodnota $\Phi_{přímý} = 1,3 \cdot 10^{-7}$ W je v porovnání s hodnotou $\Phi_{fotochem} = 1,7 \cdot 10^{-3}$ W o 4 řády nižší, než limit pro zařazení do třídy 1 a 1M.

3.5.2.2 Klasifikace zdroje podle tepelného nebezpečí pro sítnici

Limit přípustné emise (zářivého toku) pro tuto podmínku je dán vztahem

$$\phi_{tep} = 7 \cdot 10^{-4} C_6 T_2^{-0,25} W$$

Pro výpočet koeficientu C_6 je nutné znát minimální úhlovou velikost zdroje záření. Tím je holografická deska o rozměrech 12×18 cm ve vzdálenosti 15 cm od očí pacienta. Minimální pozorovací úhel je 380 mrad. Koeficient $C_6 = 66,7$ pro $\alpha > \alpha_{max} = 100$ mrad.

Koeficient T_2 pro $\alpha > 100$ mrad má hodnotu $T_2 = 100$ s. Výsledná hodnota zářivého toku pro dané podmínky je

$$\phi_{tep} = 7 \cdot 10^{-4} C_6 T_2^{-0,25} W = 7 \cdot 10^{-4} \cdot 66,7 \cdot 100^{-0,25} W = 1,48 \cdot 10^{-2} W$$

Hodnota $\Phi_{přímý} = 1,3 \cdot 10^{-7} W$ je v porovnání s hodnotou $\Phi_{tep} = 1,48 \cdot 10^{-2} W$ o 5 řádů menší než limit pro zařazení do třídy 1 a 1M.

3.5.2.3 Souhrn podmínek

Použitý zdroj laserového záření na výstupu ze zařízení splňuje limit maximální přípustné emise a limit pro poškození sítnice fotochemickým a tepelným působením. Je tedy možné jej zařadit do třídy 1 a 1M podle ČSN EN 60825-1.

3.5.3 Výpočet maximální přípustné dávky ozáření rohovky

Pro uvažovanou vzdálenost 15 cm od očí je pozorovací úhel 760 mrad ($42,6^\circ$). Minimální pozorovací úhel α_{min} je podle normy 1,5 mrad pro čas $t > 10$ s. Holografickou desku lze tedy považovat za plošný zdroj difúzního monochromatického světla. Maximální povolená dávka ozáření vyjádřená jako intenzita ozáření rohovky je vypočtena podle vztahu

$$E_{MPE} = 18 \cdot C_6 \cdot T_2^{-0,25} W \cdot m^{-2} \quad \text{pro } t > T_2,$$

kde $T_2 = 100$ s pro pozorovací úhel $\alpha > 100$ mrad,

korekční faktor C_6 je pro $\alpha > \alpha_{min}$ roven

$$C_6 = \alpha / \alpha_{min} = 0,76 / 0,0015 = 506,7.$$

Hodnota E_{MPE} je tedy

$$E_{MPE} = 18 \cdot 506,7 \cdot 100^{-0,25} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} = 2,88 \cdot 10^3 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}.$$

Skutečná hodnota ozáření s uvažováním pohledu do kritičtějšího svazku v případě nedodržení postupu měření o zářivém toku $\Phi_{\text{přímý}} = 1,3 \cdot 10^{-7} \text{ W}$ je

$$E_{\text{laser}} = \frac{\phi_{\text{přímý}}}{S} = \frac{1,3 \cdot 10^{-7}}{5,026 \cdot 10^{-5}} = 2,59 \cdot 10^{-3} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$$

Tato hodnota je v porovnání s maximální přípustnou dávkou ozáření o 6 řádů nižší než normou povolená hodnota.

3.5.4 Ozáření sítnice kolimovaným laserovým paprskem

Při dopadu úzkého laserového svazku do oka je svazek zaostřen na sítnici. Zmenšením stopy paprsku se úměrně zvýší výkon připadající na jednotku plochy. Možné zesílení výkonu paprsku tak může být až v řádu 10^5 . Světelná energie pohlcená buňkami sítnice se mění na tepelnou, ohřívá tkáň sítnice a působí její termickou destrukci s následnými výpadky vjemu ve zrakovém poli. V navrhovaném přístroji je toto nebezpečí eliminováno bezprostředně u zdroje záření, který je uzavřený v kovovém ochranném pouzdře. Koherentní laserový svazek je ihned po výstupu z apertury laserové diody divergován optikou, pouzdro tedy opustí pouze divergentní laserové záření. V optické dráze za diodou je umístěna holografická deska. Záření, které dopadne mimo holografickou desku, bude pohlceno difúzním materiálem uvnitř přístroje a nedostane se tak do prostoru pro pozorování. Pozice rekonstrukčních laserových diod je geometricky řešena tak, aby nebyl možný přímý výstup záření z přístroje. Holografickou deskou difundované záření, které bude mít jiný směr, než k vstupní apertuře přístroje bude rovněž pohlceno difúzním materiálem. Nehrozí tedy nebezpečí ozáření sítnice kolimovaným laserovým svazkem.

3.5.5 Souhrn

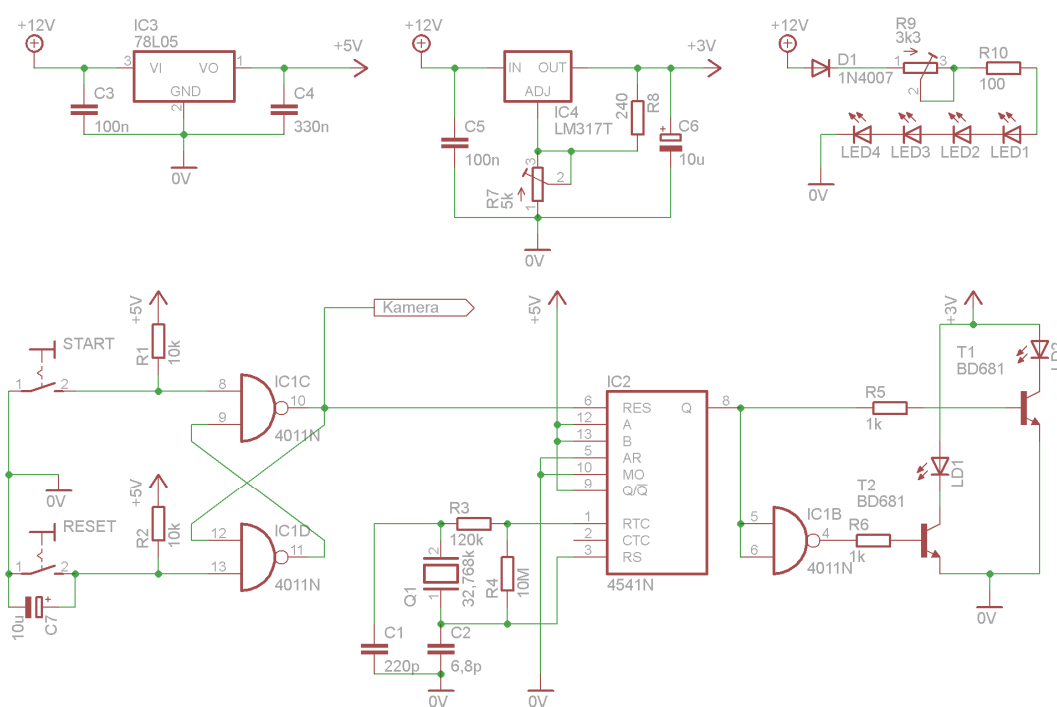
Maximální naměřený zářivý tok použitého LED zdroje NIR záření je $\Phi_{\text{LED}} = 0,25 \cdot 10^{-3} \text{ W}$. Tato hodnota je $16\times$ nižší než normativní mez $\Phi_{\text{max}} = 4 \cdot 10^{-3} \text{ W}$

a splňuje podmínky pro zařazení zdroje záření do třídy 1 podle normy ČSN EN 60825-1 a jejích změn.

Maximální zářivý tok přímého divergovaného laserového svazku odraženého od děliče paprsku je $\Phi_{\text{přímý}} = 1,3 \cdot 10^{-7} \text{ W}$. Horní hranice pro zařazení zdroje do 1. třídy nebezpečnosti podle nové verze ČSN EN 60825-1 je $\Phi_{\text{MPE}} = 3,9 \cdot 10^{-4} \text{ W}$. Maximální výstupní výkon měřicího zařízení je o 3 řády nižší než normativní mez pro třídu 1. Únik laserového záření zařazeného do vyšší třídy je zajištěn optickými prvky uvnitř přístroje. Oba zdroje lze tedy považovat za bezpečné pro pozorování v souladu s výše uvedenou normou ČSN EN 60825-1.

3.6 Řídicí elektronika

Navržený elektronický obvod zajišťuje synchronizaci měřicí kamery s okamžikem přepnutí rekonstrukčních laserových zdrojů. Schéma zapojení je na obr. 3.6.

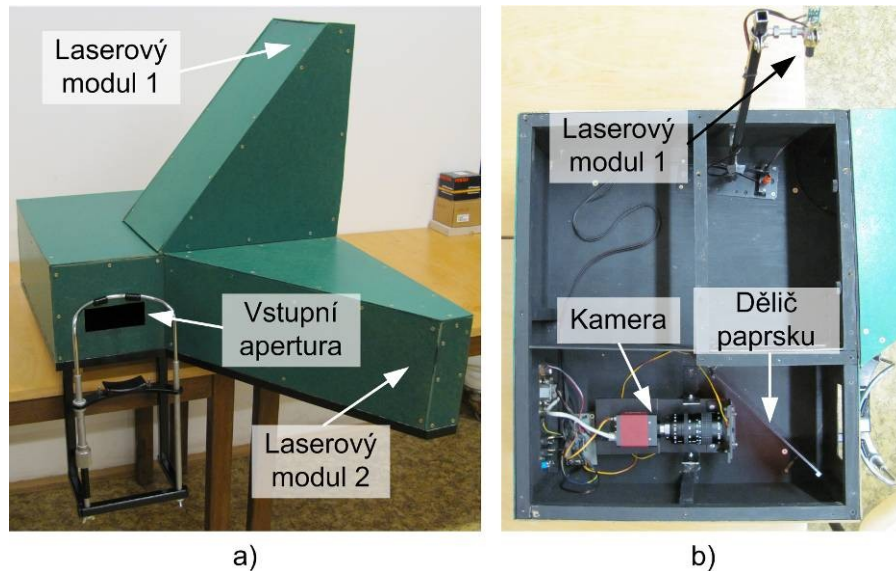


Obr. 3.6 – Schéma řídicí elektroniky.

Zařízení je napájeno síťovým adaptérem stabilizovaným stejnosměrným napětím 12 V, odpadá tak potřeba řešit bezpečnost provozu v případě přivedení síťového napětí do prostoru zařízení. Napájecí napětí je dále upraveno na napětí +5 V pro napájení obvodů stabilizátorem IC₃ 78L05. Napájení laserových modulů napětím +3 V je zajištěno obvodem IC₄ LM317T. Plného napájecího napětí 12 V je použito k napájení měřicích IR LED. Maximální proud diodami je omezen na 50 mA s možností regulace. Ovládací obvod je sestaven z dvou hradel NAND zapojených jako R-S obvod a za časovače, který zajišťuje zpožděné přepnutí rekonstrukčních laserů. Po přivedení napájecího napětí do obvodu je pomocí kondenzátoru C₇ dočasně uzemněn vstup hradla IC_{1d}, čímž je zajištěna počáteční nízká výstupní úroveň hradla IC_{1c}. Výstupní úroveň tohoto hradla zároveň ovládá synchronizační obvod kamery. Ta je nastavená tak, aby nahrávání probíhalo pouze po přivedení vysoké úrovně na ovládací vstup. Počet nahraných snímků je softwarově omezen na 1000, což je při průměrné rychlosti snímání 200 fps celkově 5 vteřin. Stisknutím tlačítka START dojde k překlopení výstupu hradla IC_{1c} a je spuštěna kamera. Zároveň je vysokou úrovní odblokován resetovací vstup časovače IC₂. Konfigurační piny obvodu IC₂ jsou nastaveny tak, aby byl časovací cyklus po prvním průchodu zablokovaný. Krystal použitý k časování obvodu zajišťuje dlouhodobě stabilní časovou základnu, jejíž parametry jsou na okolním prostředí a použitých součástkách jen minimálně závislé. Výstup obvodu IC₂ řídí spínací tranzistory T₁ a T₂, které ovládají laserové rekonstrukční moduly LD₁ a LD₂. Jejich fáze je díky invertoru IC_{1b} opačná, v jednu chvíli tedy svítí vždy jen jeden rekonstrukční zdroj. Stisknutím tlačítka RESET lze celý obvod uvést do původního stavu a měřicí sekvenci je možné opakovat. Doba od aktivace obvodu do přepnutí rekonstrukčních zdrojů byla ověřena experimentálně. Měřicí kamerou umístěnou před blízký laserový rekonstrukční zdroj bylo zaznamenáno 10 měřicích sekvencí. V získaných sekvencích byly identifikovány snímky zachycující okamžik přepnutí a z rozdílu časových značek identifikovaných a počátečních snímků byl zjištěn čas přepnutí t_0 elektronického ovladače, který je $t_0 = 0,846$ s.

3.7 Realizace zařízení

Podle výše popsaných principů a výpočtu byl zrealizován měřicí systém Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation) s holografickou stimulací. Na obrázku 3.7 je vnější vzhled zařízení.



Obr. 3.7 – Realizované zařízení Ir.M.A.

Za vstupní aperturou je umístěn dělič paprsku (barevný filtr), který odděluje stimulační a měřicí část. V měřicí části za děličem je umístěna kamera a řídicí elektronika připojená k ovládacímu panelu (obr. 3.8).



Obr. 3.8 – Detail ovládacího panelu.

V pravé části zařízení jsou umístěny laserové moduly osvětlující holografickou desku. Geometrické uspořádání laserových zdrojů vychází z výrobních podmínek. Pro kvalitní rekonstrukci hologramů s původní velikostí musí být rekonstrukční zdroje

umístěny ve vzdálenosti 60 cm od holografické desky. Zvolené úhly dopadu rekonstrukčního paprsku jsou 60° vertikálně od horizontální roviny kolmé k holografické desce (pro laserový modul 1) a 60° horizontálně od vertikální roviny kolmé k holografické desce (pro laserový modul 2). Rekonstruovaný blízký holografický objekt je na obr. 3.9.



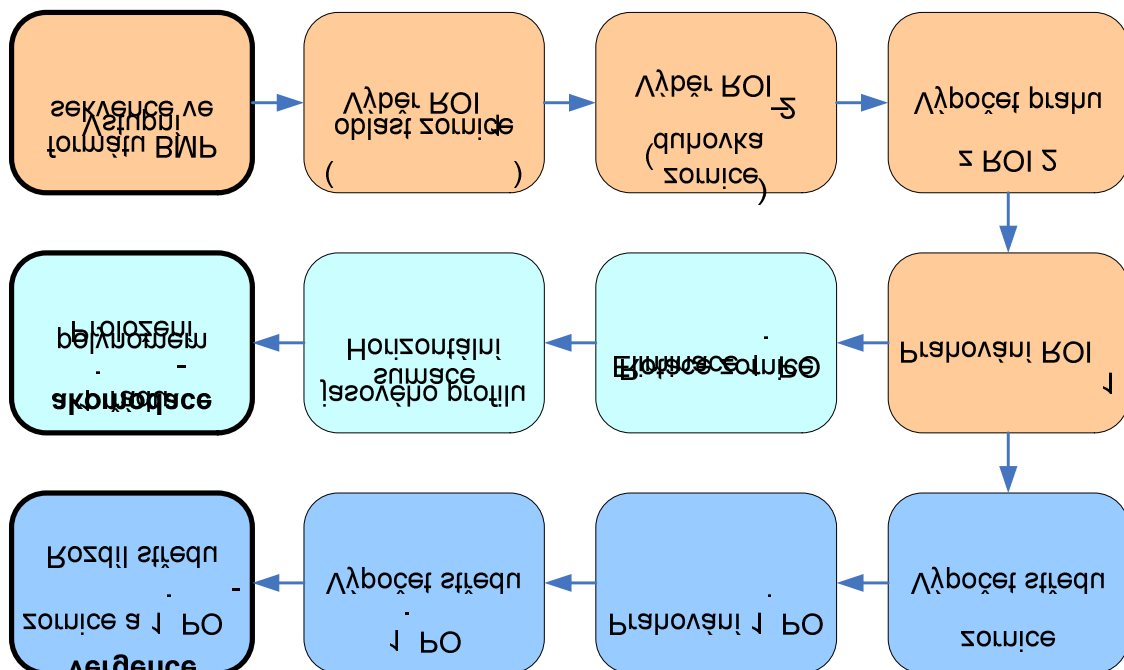
Obr. 3.9 – Rekonstruovaný blízký holografický objekt.

3.7.1 Záznam snímků

Snímky jsou zaznamenávány kamerou Prosilica GE-680B stabilní snímací rychlostí 200 fps při rozlišení 640×240 px s dvojnásobným vertikálním binningem. Použití binningu zvyšuje citlivost senzoru kamery a umožňuje snížit světelný tok měřicích NIR LED na minimum. Kamera je připojena k počítači Lenovo ThinkPad Edge 15,6“ a obsluhována programem StreamPix 5. Videosekvence jsou nastaveny na snímání souboru 1000 snímků. Měření je zahájeno stiskem tlačítka Start. V první fázi měření (0 – 0,846 s) je zaznamenána série snímků při zobrazeném vzdáleném fixačním objektu, která slouží pro kalibraci počátečních podmínek obrazové analýzy. V čase 0,846 s je řídicí elektronikou aktivován blízký fixační cíl a záznam je po dosažení 1000 snímků ukončen. Záznamová rychlost kamery však není zcela stabilní. Pro eliminaci časových nepřesností je kamerou ke každému snímku generována jeho časová značka s přesností v řádu tisícín vteřiny a je vložena do názvu příslušného snímku.

3.7.2 Obrazová analýza

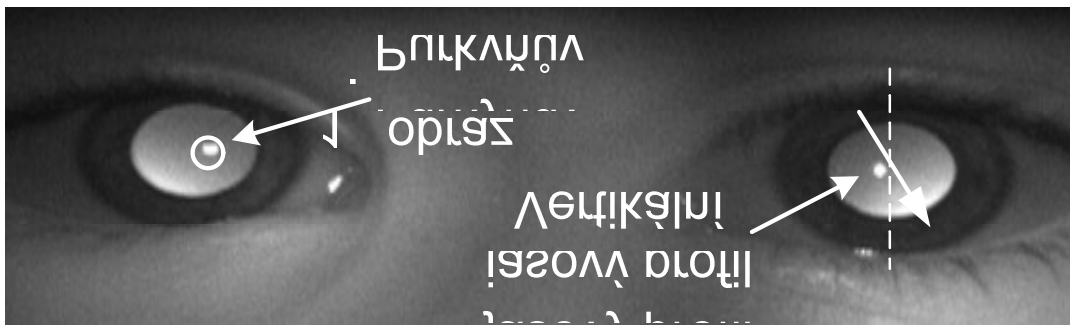
Vstupem obrazové analýzy, která probíhá v prostředí MATLAB, je sekvence BMP snímků vytvořená záznamovým softwarem. V každém snímku je obsažena informace o okamžitém akomodačním stavu a pozici oka vůči zdroji měřicího světla. Při analýze je zpracován každý snímek samostatně na základě předem definovaných parametrů algoritmu. Analýza probíhá samostatně pro každé oko, je tedy třeba ji provést na každé videosekvenci dvakrát. Schéma obrazové analýzy je na obr. 3.10.



Obr. 3.10 – Schéma obrazové analýzy.

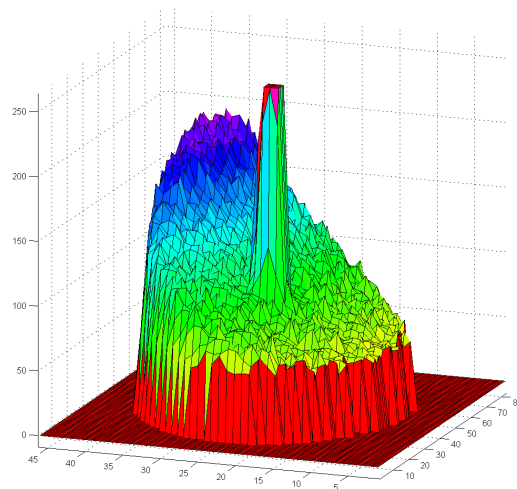
Na začátku analýzy je uživatelem definována oblast zájmu (ROI 1) zornice oka pomocí funkce *getrect*. Souřadnice ROI 1 jsou pro analýzu všech snímků stejné, je proto důležité věnovat pozornost velikosti ROI 1, aby zornice oka při pohybu během měření byla stále uvnitř oblasti. Dále je uživatelem definována druhá oblast (ROI 2) nad rozhraním zornice a duhovky příslušného oka, která slouží ke kalibraci prahu algoritmu. Z matice jasových hodnot ROI 2 jsou vybrány maximální a minimální hodnoty. Hodnota prahu z těchto hodnot je zvolena na 60 % rozsahu [10]. Následně je prahováním z ROI 1 pomocí funkce *im2bw* vytvořena binární matice nad oblastí

zornice, která je násobena s ROI 1 a tím je z obrazu odstraněno okolí zornice. Zde se obrazová analýza dělí na výpočet vergence a akomodace. K zjištění vergence je pomocí funkce *regionprops* s atributem *centroid* je vypočten střed zornice použitý pro určení pozice oka. V dalším kroku je prahováním extrahován 1. PO. Funkcí *regionprops* jsou vypočteny souřadnice jeho středu a 1. PO je nahrazen nulovými hodnotami, aby při dalším zpracování neovlivňoval výsledky. Z rozdílu středu zornice a 1. PO je určena jejich vzdálenost v horizontální rovině a následně je vypočtena okamžitá relativní pozice oka. Před analýzou jasového profilu pro ujištění akomodace je nutné provést úpravu vstupního obrazu. Použitím jednoho zdroje měřicího světla umístěného v mediální rovině obličeje dochází k rotaci jasového profilu zornice (obr. 3.11).



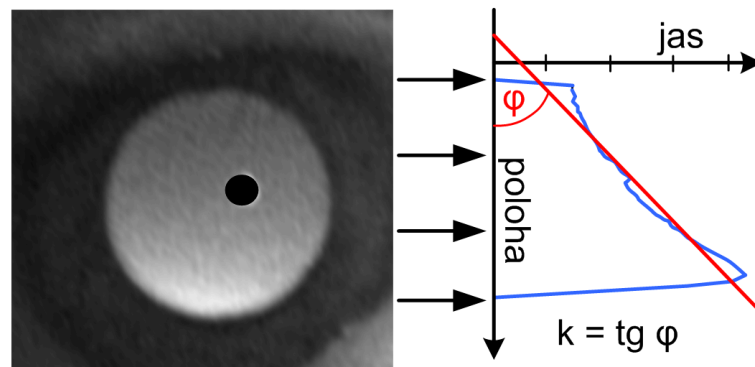
Obr. 3.11 – Snímek z měřicí aparatury.

Velikost úhlu rotace závisí na decentraci oka vůči zdroji světla. Pro dané podmínky je empiricky zjištěná velikost úhlu rotace jasového profilu 20° . Vizualizace jasového profilu zornice je na obr. 3.12.



Obr. 3.12 – Vizualizace jasového profilu zornice v barevné škále.

V horizontální rovině je zanesena geometrická poloha pixelů, na vertikální ose je jejich jasová hodnota v rozsahu 0 – 255. Rotací ROI 1 je obraz upraven tak, aby osa největšího gradient jasového profilu byla orientována vertikálně. Po této úpravě je použita metoda průměrovaných jasových profilů [10]. Jasové hodnoty horizontálních sloupců jsou sečteny a vyděleny počtem nenulových hodnot v daném sloupci.



Obr. 3.13 – Jasový profil zornice.

Okrajové hodnoty získaného průměrovaného jasového profilu jsou před dalším zpracováním oříznuty o 15 % rozsahu z každé strany pro eliminaci nulových a přechodových okrajových hodnot. Funkcí *polyfit* je následně souborem hodnot proložena regresní přímka (polynom 1. řádu), jejíž směrnice k odpovídá okamžité relativní dioptrické mohutnosti oční čočky. Tento postup obrazové analýzy byl aplikován na celou videosekvenci a hodnoty relativní akomodace a relativní pozice oka byly spolu s časovými značkami příslušných snímků exportovány do XLS souboru k dalšímu zpracování.

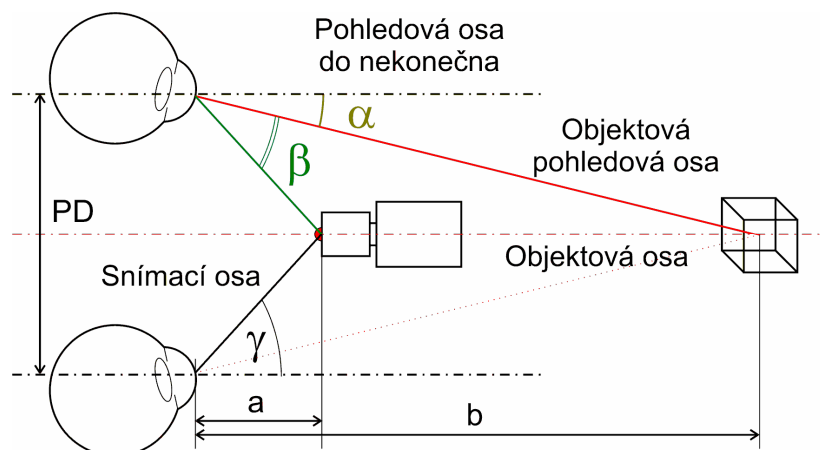
3.7.3 Software pro obrazovou analýzu naměřených videosekvencí

K analýze naměřených obrazových sekvencí byl vytvořen experimentální jednoúčelový softwarový nástroj v programovém prostředí MATLAB. Z důvodu velké časové náročnosti konstrukční části přístroje a následných klinických testů nebylo možné vytvořit plnohodnotné uživatelské rozhraní s možnostmi nastavení všech

potřebných parametrů. V experimentální verzi se úprava parametrů analýzy provádí manuálně přímo v programovém kódu. Vytvoření funkčního softwarového celku je plánováno v další fázi výzkumného projektu současně se zhotovením prototypu přístroje, který bude vhodný ke klinickým zkouškám v rozsahu stovek pacientů. V této situaci již nebude možné nastavit parametry měření u každého testovaného subjektu částečně manuálně, jak je tomu u experimentální verze analyzačního programu, a bude nutné použít sofistikovanější řešení. Analýza bude prováděna offline ihned po změření pacienta, aby bylo možné v případě přítomnosti artefaktů měření opakovat. Výhodnější způsob vyhodnocování by však byl online během měření s využitím nástrojů prostředí Simulink. Pacientská data by se zpracovávala již během snímání, což umožní nastavit parametry analýzy ještě před začátkem měření. Východiskem pro uživatelskou verzi softwaru však bude původní analyzační algoritmus a uživatelská verze bude pouze jeho programovou mutací. Soubor s kódem experimentální verze analyzačního softwaru je v příloze A (soubor analyza.m). Vstupními daty programu jsou již zmíněné sekvence snímků zaznamenaných ve formátu BMP.

3.7.4 Matematická úprava primárních hodnot vergence

K výpočtu standardizovaného úhlu dukce oka α z hodnoty vzdálenosti středu zornice a středu I. PO je nutné znát rozměry a úhlové poměry zařízení. Nákres je na obr. 3.14.



Obr. 3.14 – Zjednodušené geometrické uspořádání zařízení.

Ohnisko kamery je umístěno před obličejem pacienta v objektové ose (před pomyslné „kyklopské oko“) ve vzdálenosti $a = 223$ mm. Protože je měření určeno pro dětské pacienty, je pro pupilární vzdálenost užívána jednotná hodnota $PD = 55$ mm. Pohledová osa do nekonečna svírá s objektovou pohledovou osou úhel α (standardizovaný úhel dukce). Jeho velikost pro vzdálenost fixačních objektů (vzdálený a blízký) lze získat ze vztahu

$$\alpha = \arctg\left(\frac{PD}{2b}\right),$$

kde α standardizovaný úhel dukce [°]
 PD vzdálenost zornic (Pupillar Distance) [m]
 b vzdálenost středu fixačního objektu od oka v objektové ose [m].

Standardizovaný úhel dukce má různé hodnoty pro vzdálený a blízký fixační objekt ($\alpha_{vzdálený} = 0,72^\circ$ a $\alpha_{blizký} = 4,25^\circ$). Rozdílem velikostí jednotlivých úhlů je amplituda dukce $\Delta\alpha = 3,53^\circ$. Snímací osa svírá s objektovou pohledovou osou úhel měřený úhel dukce β . Jeho výpočet pomocí Hirschbergova testu je uveden v kapitole 2.2.2. Pro úhel α dále platí vztah

$$\alpha = \gamma - \beta,$$

kde α standardizovaný úhel dukce [°]
 β měřený úhel dukce [°]
 γ úhel odklonu kamery [°].

Velikost úhlu γ lze získat podle vzorce

$$\gamma = \arctg\left(\frac{PD}{2a}\right),$$

kde γ úhel odklonu kamery [°].
 a vzdálenost ohniska objektivu od oka v objektové ose [m]
 PD vzdálenost zornic (Pupillar Distance) [m].

Pro dané rozměry zařízení je hodnota a a PD konstantní, velikost úhlu γ je rovna $7,03^\circ$. Výpočet úhlu pupilární osy oka z hodnot získaných obrazovou analýzou videosekvencí je proveden podle vzorce

$$\beta = PC \cdot K \cdot H,$$

kde β měřený úhel dukce [$^\circ$]
 PC vzdálenost středu 1. PO a středu zornice [px]
 K konverzní faktor [$\text{mm} \cdot \text{px}^{-1}$]
 H Hirschbergův koeficient [$^\circ \cdot \text{mm}^{-1}$].

Dosazením do vztahu pro výpočet úhlu α získáme výsledný vzorec pro výpočet standardizovaného úhlu dukce α :

$$\alpha = \gamma - PC \cdot K \cdot H.$$

Konverzní faktor K byl pro danou konfiguraci zjištěn ze série snímků zachycujících milimetrové měřítko umístěné ve vstupní apertuře přístroje. Grafickým rozměřením snímků byl stanoven konverzní faktor $K = 0,112 \text{ mm} \cdot \text{px}^{-1}$. Hirschbergův koeficient použitý ve výpočtu vyjadřuje velikost posunu korneálního reflexu v milimetrech při dukci oka o jeden úhlový stupeň v horizontální rovině. Jeho velikost je pro každého pacienta různá, závisí na poloměru zakřivení přední plochy rohovky a na poloze pomyslného otočného bodu oka. Hirschbergem experimentálně stanovený koeficient má hodnotu $H = 7^\circ \cdot \text{mm}^{-1}$ [6]. Při měření byla velikost koeficientu individuálně upravována tak, aby výsledná hodnota rozdílu standardizovaného úhlu dukce pro vzdálený a blízký fixační pohled byla blízko hodnotě amplitudy dukce $\Delta\alpha = 3,53^\circ$. Měření vergence je kalibrované z počátečních ($0 - 0,846 \text{ s}$) a koncových hodnot videosekvence. Koncový časový úsek použitý ke kalibraci je individuální. Protože se jedná o dětské pacienty, je obtížné udržet ideální podmínky měření na dlouhou dobu. K nim patří eliminace pohybů hlavy (částečně odstraněná použitím opěrky), dokonalá fixace cíle bez sledovacích verzích pohybů a udržení očí bez mrknutí po dobu měření. Výběr koncového kalibračního úseku tedy probíhá manuálně s vyloučením částí sekvence s výše uvedenými artefakty.

3.7.5 Matematická úprava primárních hodnot akomodace

Cílem této úpravy je převedení hodnoty sklonu regresní přímky jasového profilu k na hodnotu dioptrické mohutnosti. Polynomickou analýzou jasového profilu získáme koeficienty přímky ve směrnicovém tvaru

$$y = kx + q,$$

kde q úsek na ose y [-]

k koeficient směrnice přímky [-] definovaný rovnicí

$$k = \operatorname{tg}(\varphi).$$

Symbol φ zde označuje orientovaný úhel, jehož vrchol je v průsečíku přímky a první souřadnicové osy. Získaná hodnota koeficientu k je následně převedena na dioptrickou mohutnost. Dioptrie obecně vyjadřuje převrácenou hodnotu ohniskové vzdálenosti optického prvku, viz následující rovnici.

$$D = \frac{1}{f}$$

kde D dioptrie [D]

f vzdálenost [m].

V tomto případě vyjadřuje převrácenou hodnotu axiální vzdálenosti fixačního objektu od oka. Předpokladem pro tento postup je lineární vztah mezi sklonem regresní přímky a a dioptrickou mohutností oční čočky. Bylo doloženo, že sklon regresní přímky k je pro oko konstantní s interindividuálními rozdíly. Je proto nutné kalibrovat dioptrickou mohutnost čočky pro každé oko zvlášť.

Výchozími hodnotami pro konstrukci kalibrační přímky jsou sklony jasového profilu při fixaci vzdáleného a blízkého objektu. Holografické objekty jsou rekonstruovány ve vzdálenosti 2,18 m (resp. 0,37 m), příslušná dioptrická hodnota je tedy 0,46 D (resp. 2,7 D). Průměr z počátečního úseku měření (0 – 0,846 s) je použit ke kalibraci prvního bodu kalibrační přímky. Druhý bod je určen průměrem z koncové části sekvence. Podmínky pro výběr koncového kalibračního úseku jsou stejné jako při kalibraci vergenční křivky, úseky jsou shodné. Získaná rovnice kalibrační přímky je použita k přiřazení dioptrických hodnot sklonům regresních přímek v ostatních snímcích.

4 Experimentální měření

Účelem měření bylo ověřit funkčnost experimentální sestavy na pacientech s různým typem strabismu a na kontrolní zdravé skupině. Testovaný soubor obsahoval 30 testovaných subjektů (děti ve věkovém rozpětí 4 – 18 let) rozdělených do 3 skupin. Do kontrolní skupiny (ko) byly vybrány subjekty, u kterých vyšetření prokázalo normální funkci okulomotorického systému. V eso experimentální skupině (eso) byly zkoumány subjekty s diagnostikovanou esotropií, do exo experimentální skupiny (exo) byly zařazeny subjekty s diagnostikovanou exotropií. Jednotlivé subjekty byly označeny názvem Irma 1 – 30 a příslušností ke skupině (ko, exo, eso). V popisech grafů je navíc označena lateralita měřeného oka.

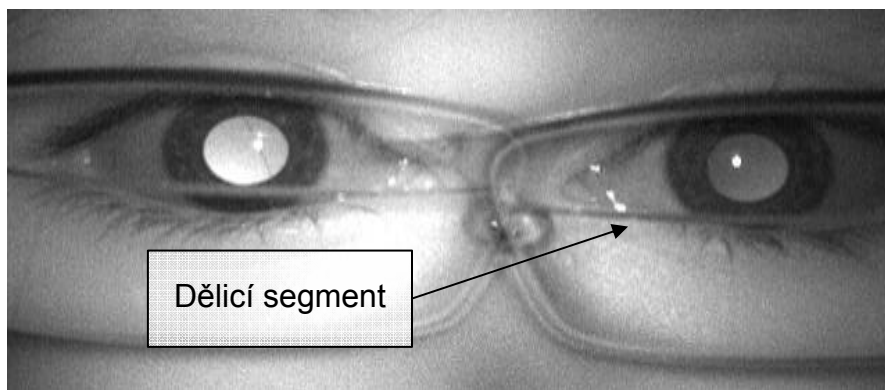
Předpokládaný průběhvergence a akomodace u zdravých jedinců začíná fází latence. Ve druhé fázi probíhá nejprvevergence následovaná akomodací (open – loop), ve třetí fázi jsou zapojeny jemné řídicí mechanismyvergence a akomodace k ustálení stavu (closed – loop) (viz kap. 2.1.5). Pro jednotlivé skupiny byly pomocí analyzačního softwaru a následné kalibrace generovány grafy průběhuvergence a akomodace v závislosti na čase. Z grafů byly extrahovány kvalitativní a kvantitativní parametry průběhů. Kvantitativní parametry byly hodnoceny manuálně analýzou a porovnáním průběhůvergence a akomodace s teoretickými průběhy. Sledovanými kvalitativními parametry jsou latence očních reakcí po prostorovém podnětu a rychlostvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS.

4.1 Průběh měření

Měření zařízením Ir.M.A bylo provedeno v Centru dětské oftalmologie, BINOCULAR, s.r.o. Klinické zkoušky byly schváleny Lokální etickou komisí, č.j. 02/09as. Rodiče testovaných subjektů podepsali informovaný souhlas s účastí dítěte ve studii. Klinická studie byla pojištěna na zdravotní újmu testovaných subjektů v souvislosti s měřením u pojišťovny Generali. Výběr subjektů vhodných k měření probíhal v ordinaci lékaře specialisty. Podmínkou byl odpovídající věk dítěte, na kterém závisí míra jeho spolupráce při měření.

Dítě bylo před měřením umístěno v místnosti bez prudkého světla za účelem uvolnění miózy, která by znehodnotovala informativní hodnotu snímků

a znemožňovala kvalitní obrazovou analýzu. Po přípravě měřicího zařízení bylo dítě usazeno tak, aby jeho hlava byla fixována v opěrce hlavy a eliminovaly se nežádoucí pohyby hlavy. Následně byla manuálně nastavena intenzita osvětlení scény měřicím světlem za kontroly měřicí kamerou tak, aby ve výsledném snímku byl dostatečně zobrazen retinální reflex důležitý pro hodnocení akomodace. Během nastavování osvětlení byl zobrazen vzdálený fixační objekt k udržení zájmu dítěte. V případě eso experimentální skupiny bylo nutné věnovat přípravě pacienta zvýšenou pozornost. Oční vada této skupiny byla korigována bifokálními čočkami s horizontálním předělem segmentů umístěným zhruba ve vertikálním středu brýlové obruby. Tento předěl by při nevhodném postavení hlavy zakrýval část zornice a znehodnocoval automatizovanou obrazovou analýzu (obr. 4.1)



Obr. 4.1 – Příklad dělicího segmentu bifokálních čoček u eso experimentální skupiny

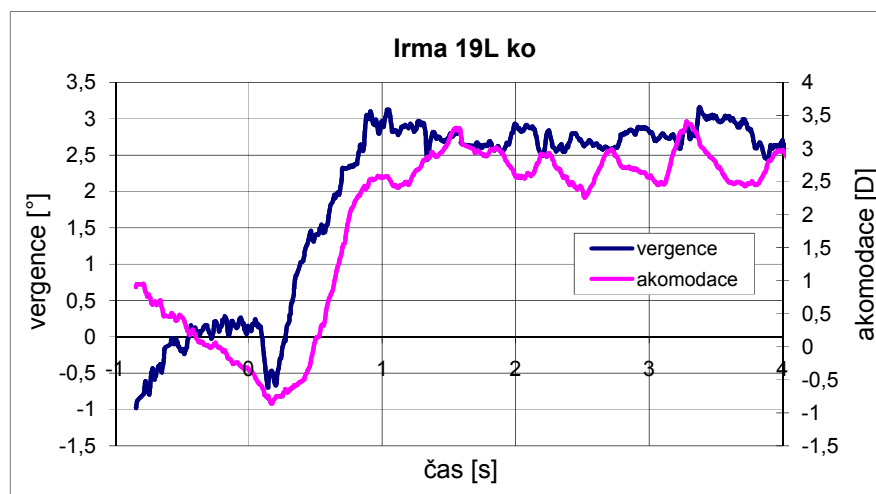
Po správném usazení pacienta bylo zahájeno měření. Vzhledem k věku některých pacientů nebylo často možné udržet jejich dokonalou pozornost a zaznamenat sekvenci aniž by dítě mrknulo. Z toho důvodu bylo měření opakováno 3 – 5 krát pro možnost výběru sekvence bez artefaktů.

4.2 Hodnocení kvalitativních parametrů

Kvalitativní parametry naměřených průběhů vergenčních a akomodačních křivek byly hodnoceny manuálně lékařem specialistou (MUDr. M. Dostálek, Ph.D.) v Centru dětské oftalmologie BINOCULAR s.r.o., Litomyšl.

4.2.1 Kontrolní skupina

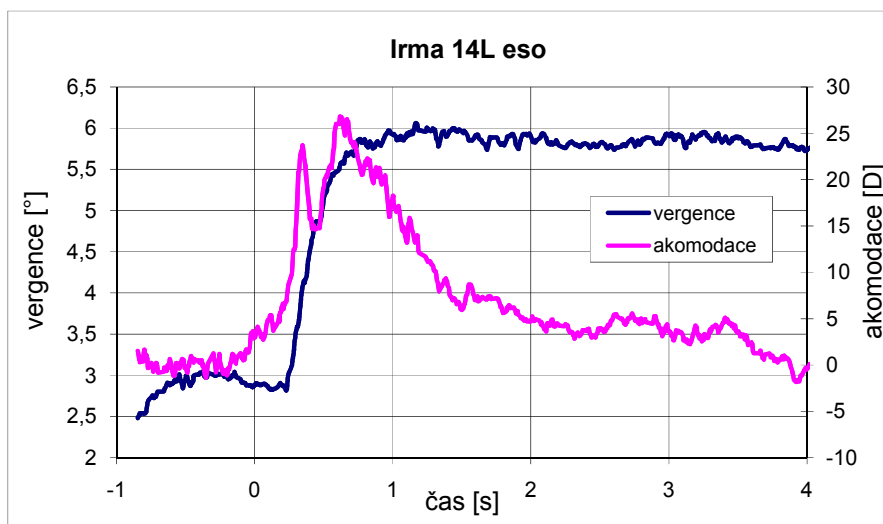
Kontrolní skupina obsahovala 9 subjektů. Ve dvou případech byla zaznamenána mírná nestabilitavergence a akomodace při fixaci blízkého cíle. Příklad typického fyziologického průběhu reakce je v grafu 4.1. Latencevergence je 294 ms, latence akomodace 417 ms. Rychlost iniciálního segmentuvergence je $24,3^{\circ} \cdot s^{-1}$, rychlost iniciálního segmentu akomodace je $8,3 D \cdot s^{-1}$. Z fyziologického průběhu je patrné zpoždění akomodace za konvergencí.



Graf 4.1. – Průběh křivky VAS kontrolního subjektu.

4.2.2 Eso experimentální skupina

V eso experimentální skupině bylo zařazeno 10 dětí, 3 z nich však musely být z dalšího hodnocení vyřazeny. U této skupiny byla zaznamenána výrazná změna průběhu akomodace avergence oproti fyziologickým předpokladům. Příklad průběhu VAS reprezentanta eso experimentální skupiny je zaznamenán v grafu 4.2.

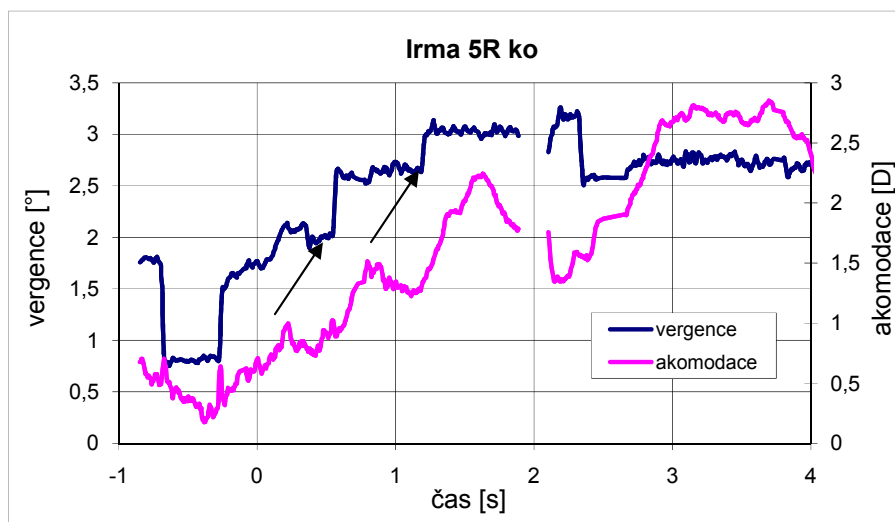


Graf 4.2. – Průběh křivky VAS u subjektu v eso experimentální skupině.

Z grafu je patrná nestabilita akomodace v porovnání se stabilní vergencí. Latence akomodace je kratší (165 ms) než latence vergence (210 ms). Rychlost iniciálního segmentu vergence je $10^{\circ} \cdot s^{-1}$, rychlost akomodace nebyla zjištěna. Atypický (v porovnání s teoretickým průběhem a průběhem u kontrolní skupiny) průběh křivek VAS vypovídá o narušení řídicích a kontrolních mechanismů vergence a akomodace.

4.2.3 Exo experimentální skupina

V exo experimentální skupině bylo zařazeno 11 dětí. Primární obrazová data jednoho subjektu však musela být vzhledem k přítomnosti velkého množství artefaktů vyřazena. U poloviny měřených subjektů byla akomodace zahájena dříve než vergence, u druhé poloviny vergence akomodaci předcházela. V grafu 4.3 je příklad patologického průběhu v exo experimentální skupině. Latence vergence je 466 ms, latence akomodace 390 ms. Rychlosti iniciálního segmentu nebyly vzhledem k patologickému průběhu hodnoceny.



Graf 4.3. - Průběh křivky VAS u subjektu v exo experimentální skupině.

V průběhu konvergence je patrný grafomorfolický fenomén „2nd order“ sakáda. V případě, že iniciální segment nedosáhne minimálně 80 % cíle, akomodačně vergenční systém naplánuje dodatečný iniciální segment. Tento jev byl pozorován u dvou měřených subjektů. V obou případech akomodace předcházela vergenci (akomodace je řídicím systémem naplánována rychleji než vergence).

Naměřené průběhy křivek VAS celého testovaného souboru jsou uvedeny v příloze B. Chybějící hodnoty v průběhu grafů jsou způsobeny artefakty při měření, které nebylo možné odstranit (mrknutí, pohyby hlavy). U měření 7L, 8, 12 a 17 nebylo z důvodu velkého množství obsažených artefaktů vyhodnotit videosekvence

4.3 Hodnocení kvantitativních parametrů

Kvantitativně hodnocenými parametry křivky VAS byla doba latence a rychlost iniciálního segmentu u vergence a akomodace. Vzhledem k malému rozsahu studie nebylo možné provést parametrickou statistickou analýzu naměřených výsledků. Kvantitativní parametry byly manuálně hodnoceny lékařem specialistou v Centru dětské oftalmologie BINOCULAR s.r.o., Litomyšl. Kvantitativní parametry křivek VAS některých subjektů nebylo možné vyhodnotit. Tato měření byla z dalšího zpracování vyřazena.

4.3.1 Kontrolní skupina

Předpokládaná latence vergence u kontrolní skupiny je kratší než latence akomodace. V tabulce 4.1 jsou uvedeny doby latence akomodace a vergence pro jednotlivé subjekty. Statistický přehled o skupině poskytují hodnoty průměru a mediánu.

Doba latence KO

	ko 1	ko 2	ko 3	ko 4	ko 5	ko 6	ko 7	ko 8	ko 9	průměr	medián
vergence [ms]	126	213	-	141	-	320	144	452	294	241	213
akomodace [ms]	254	254	-	191	308	329	386	457	417	325	319

Tabulka 4.1 – Latence reakce kontrolní skupiny.

Hodnoty rychlosti vergence a akomodace iniciálního segmentu VAS kontrolní skupiny jsou uvedeny v tabulce 4.2. Získání těchto parametrů bylo možné pouze u 5 subjektů.

Rychlost konvergence a akomodace KO

	ko 2	ko 4	ko 6	ko 7	ko 9	průměr	medián
vergence [$^{\circ}\cdot s^{-1}$]	-	-	7,4	3,9	24,3	11,9	7,4
akomodace [$D\cdot s^{-1}$]	9,6	3,8	-	3,7	8,3	6,4	6,1

Tabulka 4.2 – Rychlost konvergence a akomodace KO v iniciálním úseku VAS.

4.3.2 Eso experimentální skupina

Latenci synkinetické reakce byl možné posoudit pouze u 6 měřených subjektů (Tab. 4.3) Latence vergence i akomodace eso experimentální skupiny jsou v porovnání s kontrolní skupinou kratší.

Doba latence ESO

	eso 1	eso 2	eso 3	eso 4	eso 5	eso 6	eso 7	eso 8	eso 9	eso 10	průměr	medián
vergence [ms]	241	-	419	-	-	210	-	116	-	146	226	210
akomodace [ms]	241	-	450	-	-	165	151	284	-	293	264	263

Tabulka 4.3 – Latence reakce eso experimentální skupiny.

Rychlost konvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS jsou uvedeny v tabulce 4.4. Hodnoty rychlostí jsou v porovnání s kontrolní skupinou nižší. Parametry byly vyhodnoceny pouze u 5 subjektů.

Rychlost konvergence a akomodace ESO

	eso 1	eso 6	eso 7	eso 8	eso 10	průměr	medián
vergence [$^{\circ} \cdot s^{-1}$]	7,8	10,0	12,8	16,1	8,0	10,9	10,0
akomodace [$D \cdot s^{-1}$]	-	-	4,6	6,4	5,6	5,5	5,6

Tabulka 4.4 – Rychlost konvergence a akomodace ESO v iniciálním úseku VAS.

4.3.3 Exo experimentální skupina

Latence reakcí exo experimentální skupiny jsou uvedeny v tabulce 4.5. Latence vergence exo experimentální skupiny byla delší než latence akomodace. Synkinetická reakce byla v porovnání s kontrolní skupinou pomalejší, výrazný rozdíl je patrný především u hodnot latence vergence. Hodnoty byly zjištěny pro 10 subjektů.

Doba latence EXO

	exo 1	exo 2	exo 3	exo 4	exo 5	exo 6	exo 7	exo 8	exo 9	exo 10	exo 11	průměr	medián
vergence [ms]	400	520	350	-	263	250	403	435	591	125	466	380	402
akomodace[ms]	300	422	370	-	397	264	343	198	678	298	390	366	357

Tabulka 4.5 – Latence reakce exo experimentální skupiny.

V porovnání s kontrolním souborem jsou hodnoty rychlostí konvergence a akomodace v iniciálním úseku VAS nižší stejně jako u eso experimentální skupiny. V tabulce 4.6 jsou uvedeny rychlosti konvergence a akomodace. Vyhodnocení parametrů bylo možné pouze u 4 měřených subjektů.

Rychlost konvergence a akomodace EXO

	exo 3	exo 5	exo 9	exo 10	průměr	medián
vergence [$^{\circ}\cdot s^{-1}$]	12,0	7,2	11,5	12,4	10,8	11,8
akomodace [$D\cdot s^{-1}$]	-	7,6	3,8	3,6	5,0	3,8

Tabulka 4.6 – Rychlost konvergence a akomodace EXO v iniciálním úseku VAS.

4.3.4 Souhrn

Porovnáním výše uvedených hodnot je možné zjistit rozdíly kvantitativních parametrů synkretických reakcí u různých typů strabismu. K provedení statistické analýzy a určení statistické významnosti rozdílů mezi různě postiženými skupinami by bylo nutné provést měření na souboru s větším počtem subjektů. Nákladnost takové studie by však byla nad možnosti grantových prostředků získaných pro tento výzkum. S rozsáhlejším souborem pacientů se počítá v další fázi výzkumu VAS reakce. Pro účely ověření funkce zařízení a vyhodnocovacích algoritmů však byl rozsah souboru

dostatečný. Porovnáním průměrných hodnot pro jednotlivé parametry je možné zjistit rozdíly mezi měřenými skupinami. Latence vergence v souboru je 270 ms (ko), 226 ms (eso) a 371 ms (exo). Fyziologická hodnota udávaná odbornou literaturou je 160 ms. Latence akomodace v souboru je 332 ms (ko), 302 ms (eso) a 363 ms (exo). Normativní fyziologická hodnota je 360 ms. Dalším hodnoceným parametrem byla průměrná rychlost vergence a akomodace v iniciálním segmentu. Pro vergenci byla tato hodnota $11,9^{\circ} \cdot s^{-1}$ (ko), $10,9^{\circ} \cdot s^{-1}$ a $10,6^{\circ} \cdot s^{-1}$. Literaturou udávané normativní rozmezí je $5 - 10^{\circ} \cdot s^{-1}$. Rychlost iniciálního úseku pro akomodaci byla $6,3 D \cdot s^{-1}$ (ko), $5,6 D \cdot s^{-1}$ (eso) a $5,0 D \cdot s^{-1}$ (exo). Normativní mez pro tento parametr je $2 - 18 D \cdot s^{-1}$. Rozdílnost naměřených dat od normativních hodnot může být způsobena virtuální povahou fixačního cíle. Kvalitativní parametry dynamiky VAS byly získány analýzou grafomorfologických jevů v průběhu vergence a akomodace. U kontrolní skupiny byl potvrzen předpoklad normálního průběhu. Iniciální fáze byla fyziologicky synchronizované, následná fáze udržela stabilní hodnotu. Mírná nestabilita byla zaznamenána u dvou subjektů kontrolního souboru. U subjektů v eso experimentální skupině byla zjištěna nestabilita akomodace následné fáze, která se projevovala nežádoucí změnou akomodace po úspěšném dosažení cílové hodnoty. V exo experimentální skupině byla u 4 subjektů zaznamenána nadměrná konvergence s následným divergentním pohybem. U 2 subjektů byl navíc pozorován „2nd order“ fenomén. Tento stav je zřejmě dán hrubším poškozením mechanismu detekce disparity a / nebo rozostření.

5 Závěr

Cílem diplomové práce bylo zkonstruovat kompaktní systém k měření dynamiky vergenčně akomodační synkinézy vhodný pro použití v klinické praxi. Díky použití metody holografie se podařilo minimalizovat prostorovou náročnost systému na velikost srovnatelnou s jinými typy diagnostických zařízení používaných v oftalmologické praxi. Softwarová platforma pro obrazovou analýzu však nemohla být vzhledem k časové náročnosti konstrukce zařízení a klinických zkoušek dovedena do podoby vhodné pro běžného uživatele. Stávajícím výsledkem je tedy experimentální verze softwaru v programovacím prostředí MATLAB, kde jsou parametry obrazové analýzy zadávány manuálně. Na analyzační software navazuje matematická úprava naměřených hodnot v tabulkovém procesoru Excel, který z upravených hodnot generuje grafy závislostivergence a akomodace oka na čase. Tyto výsledky byly předány k vyhodnocení strabologovi ke kvalitativní a kvantitativní analýze. Vzhledem k malému rozsahu testované skupiny dětí (30 subjektů) nebylo možné provést plnohodnotnou statistickou analýzu výsledků. Statistické výsledky jsou tak omezeny pouze na zjištění průměru a mediánu pro latencivergence a akomodace a rychlostvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS u různých měřených skupin. Výsledné hodnoty parametrů průběhu VAS pro jednotlivé skupiny (kontrolní, exo, eso) potvrdily rozdíly u kvalitativních i kvantitativních parametrů v závislosti na postižení zrakového aparátu.

Jako rozšíření systému Ir.M.A. je připravena stimulace zraku pohyblivým holografickým fixačním cílem. Jak bylo popsáno v teoretickém úvodu do holografie, je možné rekonstruovat na jedné holografické desce více objektů s různou polohou. Zobrazováním sekvencí více realizací objektu ve dvou diskrétních vzdálenostech lze dosáhnout dojmu pohybu objektu. Výzkum v této oblasti by mohl být základem studie zabývající se atraktivitou fixačního cíle. Doposud publikované práce v tomto poli se zabývají atraktivitou fixačního objektu v reálném prostoru, směrodatné studie ve virtuálním holografickém prostoru nejsou zatím dostupné. Atraktivita cíle má pro měření zásadní význam. Protože se diagnostika týká malých dětí, je nutné efektivně

zaujmout jejich pozornost na dobu nutnou ke sběru obrazových dat. Pohyblivý cíl je jistě atraktivnější, zůstává však otázka schopnosti dítěte orientovat se ve virtuálním prostoru s doposud nevyzrálým zrakovým centrem umožňujícím dokonalé stereoskopické vidění.

Výsledky výzkumu shrnuté s této prací byly v minulém roce prezentovány na 3 tuzemských [22, 23] (poslední konference bez sborníku) a 2 zahraničních konferencích [17, 18]. Zároveň se podařilo získat dvouletou finanční podporu Grantové agentury UK (GAUK 0880/2010). Tyto prostředky byly použity k zakoupení potřebných komponent systému, financování pojištění klinických zkoušek a krytí nákladů spojených s prezentací práce.

Tato práce je základem pro vývoj unikátního měřicího systému, který umožňuje diagnostiku vad zrakového aparátu souvisejících s očními pohyby a akomodací očí. Změny dynamiky průběhu VAS, které nebylo doposud možné detailně měřit, mohou být použity k časnější diagnostice poruch vedoucích k amblyopii a umožní zahájení terapie vedoucí k nápravě poruchy dříve, než by bylo možné s použitím rutinních diagnostických metod. Cílem dalšího výzkumu je dokončení vývoje uživatelské softwarové platformy a konstrukce prototypu zařízení na profesionální úrovni. Kombinace těchto kroků umožní zahájení klinických testů systému na větších souborech pacientů. Takto získaná standardizovaná data budou základem rozsáhlejší statistické studie, která by vedla k definitivnímu ověření funkce přístroje před zavedením do klinické praxe.

6 Použitá literatura

- [1] KUCHYNKA Pavel, et al.: *Oční lékařství* 1.vyd. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [2] ELIŠKOVÁ, Miloslava, NAŇKA, Ondřej. *Přehled anatomie*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2006. 309 s. ISBN 80-246-1216-X.
- [3] WRIGHT, Kenneth W. et al.: *Ophthalmology and strabismus*, St. Louis, Mosby 1995, 902 s. ISBN 0-8151-9359-9.
- [4] VARADYOVÁ Barbora, UNČOVSKÁ Edita, ŘEHŮŘEK Jaroslav. *Vývoj binokulárního vidění*, In *Folia strabologica et neuroophthalmologica*. 2008, pp 50 – 53, ISSN 1213-1032
- [5] DOSTÁLEK Miroslav, DUŠEK Jaroslav, BENEŠOVÁ Jana. *Vergenčně akomodační synkinéza u některých poruch JBV*, In *Folia strabologica et neuroophthalmologica*. 2002, roč. 5, č. 1, pp 76 – 79, ISSN 1213-1032
- [6] DOSTÁLEK, Miroslav. *Vergenčně – akomodační synkinéza v patofyziologii některých forem strabismu*. [s.l.], 2003. 148 s. Lékařská fakulta UK v Hradci Králové. Vedoucí dizertační práce Prof. MUDr. Pavel Rozsival, CSc.
- [7] DUŠEK Jaroslav, HOZMAN Jiří, HROMÁDKA Zdeněk, DOSTÁLEK Miroslav.: *Automatická detekce horizontální polohy Purkyňových obrazů*, *Lékař a technika*, Roč. 34, Č. 2, 2003, pp. 47–59. ISSN
- [8] SCHAEFFEL F., FARKAS L., HOWLAND H. C.: *Infrared photoretinoscope*, *Appl. Opt.* 26, 1987, pp. 1505–1509.
- [9] MRŇÁVEK, Vlastimil. *Digitalizace fotoscreeningu očních vad u malých dětí*. Praha, 2006. 75 s. České vysoké učení technické. Vedoucí diplomové práce Ing. Jaroslav Dušek.

- [10] DUŠEK Jaroslav. Diplomová práce E.M.AN. (Eye Movement Analyzer) – softwarové řešení, Praha, 2001, pp. 66.
- [11] KLÍMA, Miloš, et al. *Zpracování obrazové informace*. Dotisk prvního vydání. Praha : Vydavatelství ČVUT , 1999. 177 s. ISBN 80-01-01436-3.
- [12] RUSS, John C. *The Image Processing Handbook*. 4. vydání. Boca Raton : CRC Press, 2002. 732 s. ISBN 0-8493-1142-X.
- [13] MILER, Miroslav. *Holografie : teoretické a experimentální základy a její použití*, Praha 1974, Státní nakladatelství technické literatury, ISBN 04-002-74
- [14] SALEH, Bahaa E. A., TEICH, Malvin Carl. *Základy fotoniky 1*. 1. vyd. Praha : MATFYZPRESS, 1994. 226 s. ISBN 80-85863-01-4.
- [15] SALEH, Bahaa E. A., TEICH, Malvin Carl. *Základy fotoniky 3*. 1. vyd. Praha : MATFYZPRESS, 1994. 226 s. ISBN 80-85863-05-7.
- [16] JINDRA, Tomáš. *Infračervené měření akomodace a očních pohybů – Hardwarový návrh*. Praha 2009, 1. lékařská fakulta UK v Praze, pp. 43. Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Dušek.
- [17] DUŠEK Jaroslav, JINDRA Tomáš, DOSTÁLEK Miroslav. *Measurement system of the eye vergence and accommodation with 3d hologram stimulation*, London, Editors: R.N. Jorge, J.M.R.S. Tavares, M. Pinotti, A. Slade, Technology and Medical Sciences, CRC press Taylor & Francis Group, 2011, pp 15-17, ISBN 978-0-415-66822-4
- [18] DUŠEK Jaroslav, JINDRA Tomáš, DOSTÁLEK Miroslav. *Infračervené měření dynamiky akomodace a vergence s holografickou stimulací*, Zborník príspevkov 18.th Annual Conf. Proc. Technical Computing, Bratislava 2010, RT Systems s.r.o., Bratislava, CDROM pp. 1-4, ISBN 978-80-970519-0-7.

- [19] ČSN EN 60825 – 1: Bezpečnost laserových zařízení, Část 1: Klasifikace zařízení, požadavky a pokyny pro používání, Praha 2010, Český normalizační institut.
- [20] DUŠEK Jaroslav, BAXA Václav, DOSTÁLEK Miroslav. *Extraction of Selected Parameters of the Eye Reactions*, In 8th International Student Conference on Electrical Engineering, POSTER 2004, CTU, Prague, 2004, pp. NS7.
- [21] DOSTÁLEK Miroslav, DUŠEK Jaroslav. *E.M.A.N. (Eye Movement and Accommodation Analyzer) device for vergence accommodation synkinesis recording and analysis*. Transactions, 28th European Strabismological Association Meeting. J.-T. de Faber. London, New York 2004, Taylor & Francis: 357 – 361.
- [22] DOSTÁLEK Miroslav, DUŠEK Jaroslav, JINDRA Tomáš, KEPRT Jiří. *Holografický systém pro fixaci pohledu do dálky a do blízka*. Sborník transakt: Trendy v dětské oftalmologii a strabologii, Roč. XI., Supp. I., Litomyšl 10/2010, Vydal: Česká společnost dětské oftalmologie a strabologie, Praha, pp. 32-34, ISSN 1213-1032
- [23] JINDRA Tomáš, DUŠEK Jaroslav. Abstrakt ve sborníku konference XXXIII. dny lékařské biofyziky, 2.-4.6.2010, Mikulov
- [24] <http://spie.org> [online]. 2004 [cit. 2011-05-26]. Retina. Dostupné z WWW: <<http://spie.org/x32352.xml>>
- [25] <http://www.wikiskripta.eu> [online]. 2011 [cit. 2011-05-26]. Nervus abducens. Dostupné z WWW: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Okohybne_svaly.png>.
- [26] <http://www.alliedvisiontec.com> [online]. 2011 [cit. 2011-05-26]. Allied Vision Technology. Dostupné z WWW: <http://www.alliedvisiontec.com/uploads/tx_nawavtcamera/KAI-0340-web_01.jpg>.

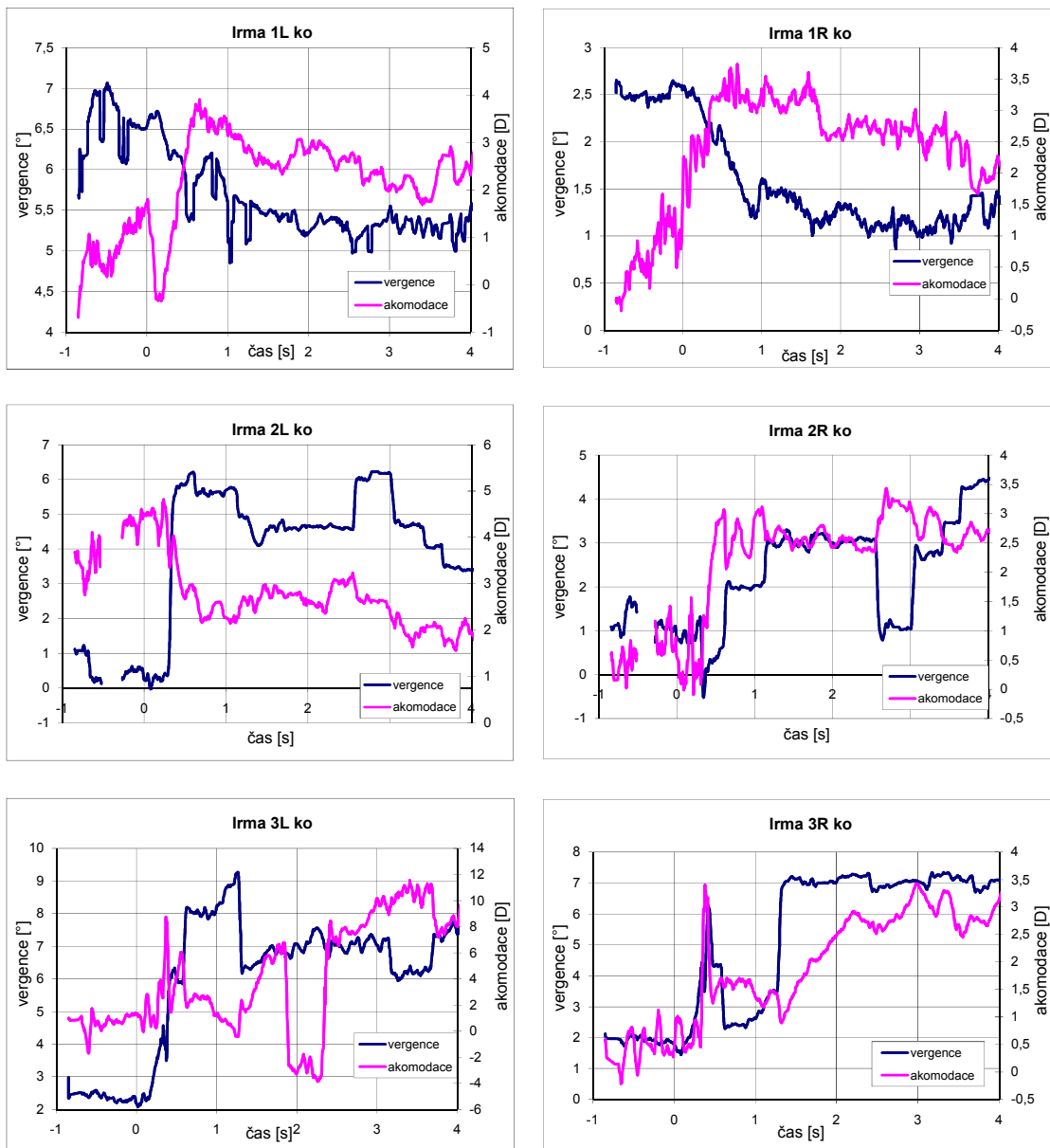
7 Přílohy

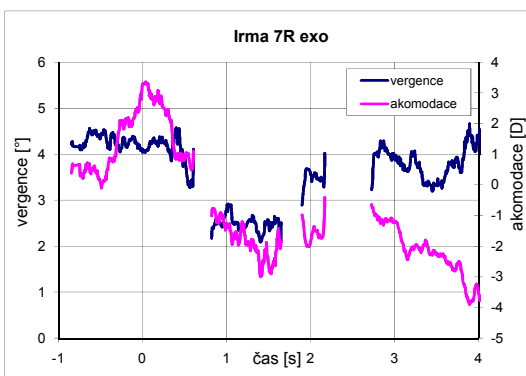
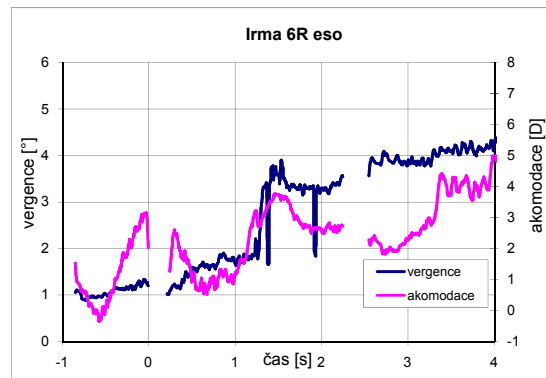
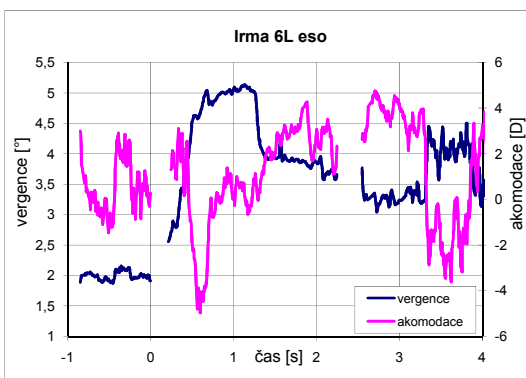
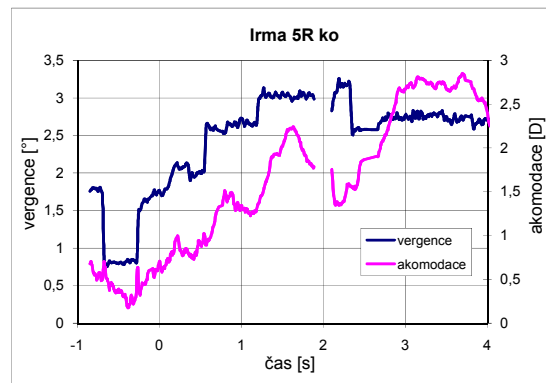
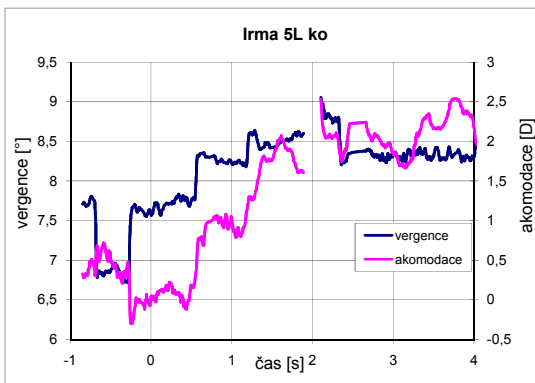
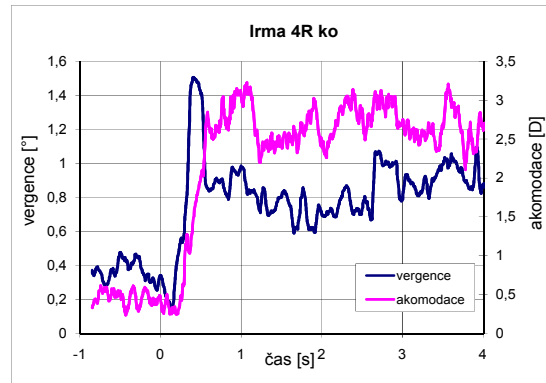
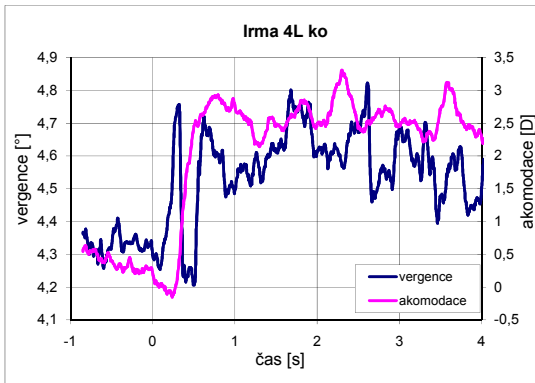
Příloha A

CD s elektronickou verzí diplomové práce, souborem irma.m, analyza.m a dokumenty souvisejícími s klinickými zkouškami

Příloha B

Grafy průběhů VAS naměřených aparaturou Ir.M.A.





nebylo možné vyhodnotit

