

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. Lékařská fakulta

Ústav biofyziky a informatiky



**Infračervené měření akomodace očních
pohybů - Hardwarový návrh**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Dušek

Student: Tomáš Jindra

květen 2009

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Praze dne

podpis

Poděkování

V úvodu práce bych rád poděkoval Ing. Jaroslavu Duškovi a MUDr. Miroslavu Dostálkovi, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při realizaci práce.

Dále RNDr. Jiřímu Keprtovi, DrSc., Ing. Pavlu Krskovi, Ph.D., Ing. Karlu Fliegelovi a Ing. Stanislavu Vítkovi za pomoc při realizaci experimentů.

Velký dík patří za pomoc a podporu v průběhu celého studia také mé rodině.

Anotace

Zrak je pro lidský život nejvýznamnějším smyslem pro získávání až 90 % informací. V případě jeho špatné funkce dochází ke snížení kvality života. U strabologicky postižených pacientů se jedná o částečnou ztrátu binokulárního vidění. Při zanedbání lékařské péče dochází k útlumu zrakového centra příslušného k postiženému oku a k možnému rozvoji tupozrakosti. Proto je nutné sledovat pacienty od útlého dětství a v případě projevů dysfunkce zasáhnout konzervační nebo chirurgickou léčbou. Včasné podchycení vady v prvních stádiích rozvoje zvyšuje šanci na její kompletní odstranění. Řešením musí být jednoduchá metoda, která je použitelná pro časté opakování. Z důvodu nízkého věku pacientů by měla být v ideálním případě bezkontaktní a neinvazivní, aby nezvyšovala stres, který je při návštěvě lékaře obvyklý. K měření očních funkcí je nezbytná spolupráce pacienta a toho lze v případě dětí dosáhnout upoutáním jejich pozornosti. Navrhovaný systém používá jako fixační obrazce laserem rekonstruované hologramy. Toto řešení umožňuje zobrazení obrazce v různých vzdálenostech s minimální náročností na prostor, což usnadní prosazení zařízení do klinické praxe.

Annotation

Vision is for human life the most sense for the acquisition up to 90% of information. In the case of its malfunction leads to a reduction in quality of life. For strabologically affected patients is concerned partial loss of binocular vision. In neglect of medical care leads to attenuation of visual centers responsible for the affected eye and the possible development of amblyopy. It is therefore necessary to monitor patients from a very early childhood and in case of symptoms intervene dysfunction preservatives or surgical treatment. Timely coverage of defect in the first stages of development increases the chances of its complete removal. The solution must be a simple method which is applicable in frequent repetition. Due to the low age of patients should ideally be non-contact and non-invasive to decreasing stress, which is normal in the presence of doctor. The measurement of eye function is necessary and the patient's cooperation can be achieved in the case of children by fixing their attention. The proposed system uses a holograms reconstructed by laser as a fixative pattern. This solution allows displaying images at different distances with the minimum space costingness, what facilitates enforcement of equipment into clinical practice.

Obsah

1	TEORETICKÁ ČÁST	1
1.1	Anatomie a fyziologické a fyzikální principy	1
1.1.1	Anatomie lidského oka	1
1.1.2	Purkyňovy obrazy	3
1.1.3	Hirschbergův test	4
1.1.4	Excentrická fotorefrakce	5
1.1.5	Určení akomodace avergence pomocí průměrovaných jasových profilů	6
1.2	Hardwarové parametry	7
1.2.1	Kamera	7
1.2.1.1	Optické detektory	7
1.2.1.2	Binning	9
1.2.1.3	Komunikační rozhraní	10
1.2.2	Parametry objektivu	11
1.2.2.1	Ohnisková vzdálenost	11
1.2.2.2	Světelnost a clona	12
1.2.3	Polovodičové zdroje fotonů	13
1.2.3.1	Luminiscenční dioda	13
1.2.3.2	Polovodičový laser	16
1.2.4	Holografie	17
2	VLASTNÍ NÁVRH MĚŘÍCIHO SYSTÉMU	19
2.1	Výběr měřicí kamery	20
2.1.1	Požadavky na kameru	20
2.1.2	Nabídka kamer	21
2.1.3	Volba kamery	27
2.2	Výběr objektivu	28
2.3	Výběr obslužného počítače	29
2.4	Návrh osvětlení a hygiena infračerveného záření	29
2.4.1	Klasifikace zdroje záření podle ČSN EN 60825-1, limit přípustné emise (AEL)	29
2.4.2	Výpočet maximální přípustné dávky ozáření oční rohovky	31
2.4.3	Výpočet maximální přípustné dávky ozáření pokožky	31
2.5	Návrh zdroje světla pro hologramy	32

2.5.1	Ovladač.....	34
2.5.2	Výběr laserové diody a řídicího prvku.....	36
2.5.3	Klasifikace zdroje laserového záření	38
3	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	39
3.1	Experimentální měření vhodnosti kamery Pike F-032 B.....	39
3.2	Ověření funkčnosti sestavy	40
4	ZÁVĚR	43
5	POUŽITÁ LITERATURA	44
6	PŘÍLOHA A.....	47

Seznam použitých symbolů

c	rychlost světla [km/s],
c	vzdálenost oka od apertury objektivu [m],
C	souřadnice středu zakřivení povrchu rohovky [m],
C'	souřadnice I. PI měřícího světla [m],
C_4	korekční faktor [-],
C_6	korekční faktor [-],
d	průměr zornice [mm],
d_1	průměr clony [mm],
d_2	průměr clony [mm],
e	excentricita [mm],
f	ohnisková vzdálenost [mm],
E_{MPE}	maximální přípustná dávka ozáření kůže [$\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$],
H	Planckova konstanta - $6,626\cdot 10^{34} \text{ J}\cdot\text{s}$,
H	Hirschbergův index [$^\circ/\text{mm}$],
H_{MPE}	maximální přípustná dávka ozáření rohovky [$\text{J}\cdot\text{m}^{-2}$],
I_e	zářivost [$\text{W}\cdot\text{sr}^{-1}$],
k	vzdálenost [mm],
l	vzdálenost [mm],
m	vzdálenost [mm],
P	souřadnice středu zornice [m],
P'	souřadnice obrazu středu zornice [m],
$P_{\text{efektivní}}$	efektivní výkon [W],
$P_{\text{špičkový}}$	špičkový výkon [W],
R_λ	spektrální rezponzivita [nJ/cm^2],
Q_e	zářivá energie [J],
QE_λ	kvantová účinnost [%],
S	ozářená plocha oka (zornice) [m^2],
t	doba trvání vyzařování [s],
α	obecný úhel [$^\circ$],
β	úhel pupilární osy a osy objektivu [$^\circ$],
β	obecný úhel [$^\circ$],
γ	obecný úhel [$^\circ$],

δ	obecný úhel [°],
λ	vlnová délka [nm],
θ	obecný úhel [°],
Φ_e	zářivý tok, [W],
Ω	prostorový úhel [sr].

Seznam použitých zkratek

AEL	Absolute Emission Limit,
ASM	kód assembler,
CAC	Common laserdiode Anode and photodiode Cathode on case,
CCA	Common laserdiode Cathode and photodiode Anode on case,
CCC	Common laserdiode Cathode and photodiode Cathode on case,
CCD	Charge Coupled Device,
CF	Crop Faktor,
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor,
DC	Direct Current - stejnosměrný proud,
DN	Digital Numer - digitální hodnota čísla
f	ohnisková vzdálenost,
F	ohnisko,
FPGA	Field Programmable Gate Array,
fps	frames per second,
HEX	hexadecimální kód,
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers,
LD	Laser Diode,
LED	Light Emitting Diode,
M	laserová diody typu M,
MOS	Metal Oxide Semiconductor,
MPE	maximální přípustná emise,
N	laserová dioda typu N,
N	polovodič typu N,
NIR	Near Infrared,
P	laserová diody typu P,
P	polovodič typu P,
PDA	Personal Digital Asistent,
PSNR	Peak Signal-To-Noise Ratio,
px	pixel
ROI	Range Of Interest,
RST	reset.

Seznam příloh

Příloha A

CD-ROM

1 Teoretická část

Bakalářská práce se zabývá řešením hardwarového návrhu sestavy pro měření akomodace a vergence očí postižených strabismem za použití infračerveného měřicího světla. Návrh vychází principem z měřicího systému E.M.A.N.[15]. Tato práce pokládá základ pro další vylepšenou generaci tohoto systému.

1.1 Anatomie a fyziologické a fyzikální principy

1.1.1 Anatomie lidského oka

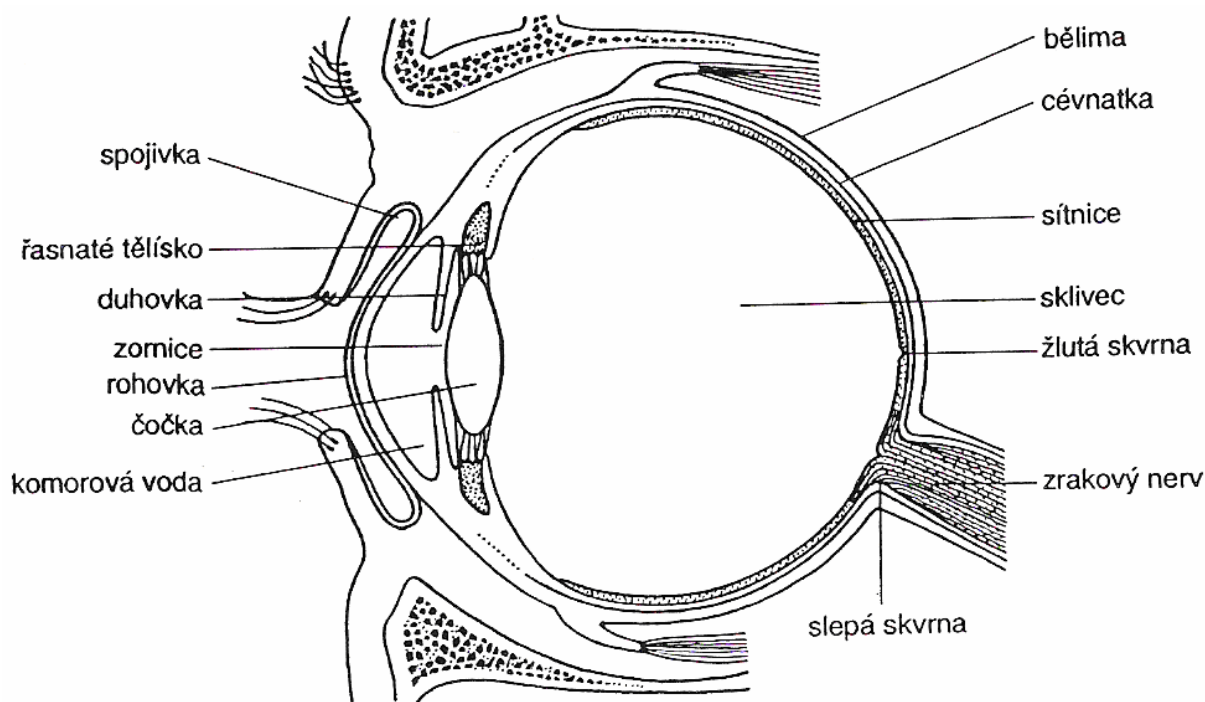
Lidské oko [1, 2] je smyslový receptor sloužící k registraci optických podnětů. Je přizpůsobeno vnímání elektromagnetického záření o vlnových délkách v rozsahu 390 nm – 760 nm. Po průchodu světelného paprsku optickým aparátem dopadá paprsek na sítnici. Zde dochází k fotochemickému převodu světelného podnětu na podnět bioelektrický, který dále zpracovávají nervové buňky sítnice a nervových vrstev. Oko je tvořeno oční koulí a přídatnými očními orgány (obrázek 1.1). Oční koule je uložena v tukovém obalu v oční tvaru čtyřboké pyramidy. Skládá se ze tří vrstev.

Zevní vazivová vrstva bulbu tvoří mechanickou ochranu bulbu. Zadní neprůhledná část, bělima, tvoří 4/5 očního povrchu. Je tvořena fibroblasty a kolagenním vazivem, které zajišťuje mechanickou odolnost oka. Rohovka tvoří přední průhlednou část oční koule o rozsahu asi 1/5 její plochy. Tvar rohovky je mírně eliptický, poloměr zakřivení se pohybuje mezi 6,8 mm – 8,5 mm. Dioptrická hodnoty rohovky je asi 43 D. Zakřivení ve vertikálním směru je větší než v horizontálním, způsobuje tzv. fyziologický astigmatismus (asi 0,5 D), který je následně kompenzován mozkovými centry.

Střední vrstva bulbu, cévnatka, je tvořena cévními kličkami ve vazivu spolu s pigmentovými buňkami. Vyživuje vrstvu tyčinek a čípků a navzájem je opticky izoluje. Specializovanými částmi cévnatky je řasnaté těleso a duhovka. Řasnaté těleso má tvar mezikruží, nachází se ventrálně od ekvátoru (největší obvod oka ve frontální rovině). Je částečně tvořeno hladkou svalovinou ciliárního svalu, který prostřednictvím vláken závěsného aparátu čočky zajišťuje její fixaci a akomodaci. Akomodace je působena změnou tvaru a tedy i optické mohutnosti čočky. Kontrakce ciliárního svalu má za následek uvolnění fixačního aparátu čočky, která svou vlastní pružností zvětší své zakřivení a tím i optickou mohutnost. Po relaxaci svalu dochází díky pružnosti cévnatky ke zpětnému napnutí fixačního aparátu

a oploštění čočky. Duhovka se nachází ventrálně od řasnatého tělesa, jehož je pokračováním. Má opět tvar mezikruží s otvorem v centrální oblasti zvaným zornice (pupilla). Funguje podobně jako clona objektivu. Reguluje velikost zornice a tím množství světla pronikajícího do oka.

Vnitřní vrstva je tvořena sítnicí. Sítnice pokrývá celou plochu zadního segmentu oka a zasahuje až na přední plochu duhovky, fotoreceptory jsou v sítnici pouze k hranici řasnatého tělesa. Na sítnici jsou dvě skupiny fotoreceptorů: tyčinky a čípky v poměru asi 20:1. Tyčinky mají schopnost prostorového a časového rozlišení zrakových podnětů a nerozeznávají barvy. Jejich hlavní funkce se uplatňuje za zhoršených světelných podmínek, kdy jsou mnohem citlivější než čípky (skotopické vidění). Při normálním denní vidění je reakce tyčinek nasycena. Čípky jsou celkově mnohem méně početné, jsou však mnohem více zastoupeny v oblasti fovey (žlutá skvrna), kde je zraková ostrost nejvyšší (hustota čípků v oblasti fovey je asi $147\,000/\text{mm}^2$ [1], naopak zde chybí tyčinky). Uplatňují se za dobrých světelných podmínek a zajišťují barevné vidění (fotopické vidění). Sítnice obsahuje kromě fotoreceptorů ještě několik dalších buněčných vrstev. Fotoreceptory tvoří vnější vrstvu nejdále od čočky. V důsledku toho musí světlo k fotoreceptorům proniknout celou tloušťkou sítnice. Naproti tomu fovea neobsahuje další vrstvy sítnice, což umožňuje průnik světla k fotoreceptorům přímo bez zkreslení. V místě odstupu zrakového nervu se nachází tzv. slepá skvrna, která neobsahuje žádné fotoreceptory.



Obrázek 1.1: Struktura oka [21].

Vnitřní prostor bulbu je vyplněn strukturami, které propouštějí světlo a soustředí ho tak, aby dopadalo na sítnici. Paprsek po průchodu rohovkou prochází komorovou vodou, čočkou a sklivcem. Čočka má tvar bikonvexního elipsoidu o průměru asi 10 mm a tloušťce asi 3,8 mm. Je uložena v nebuněčném pouzdře, které je fixačním aparátem připojeno k řasnatému tělesu. Její optická mohutnost je 15–20 D [2]. Akomodační šíře oka v dětství je 12–16 D a s postupujícím věkem progresivně klesá až k úplné ztrátě akomodace věku kolem 70 let. Na celkové optické mohutnosti asi 60 D se také podílí rohovka (42 D).

1.1.2 Purkyňovy obrazy

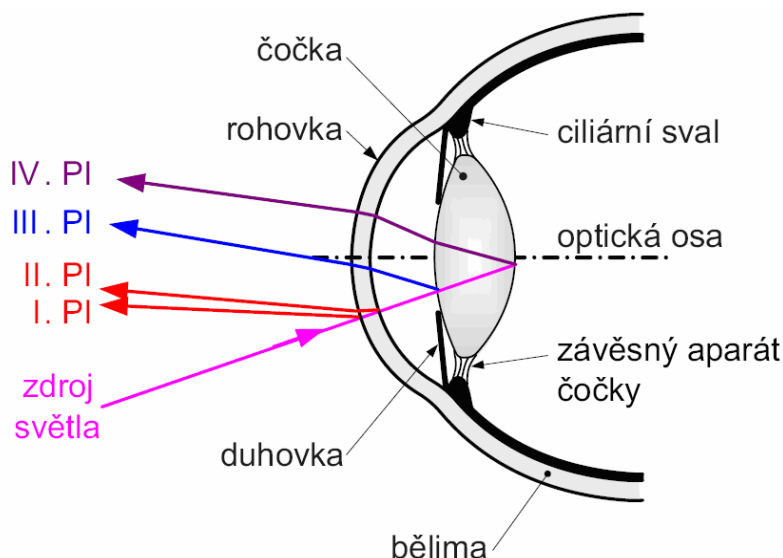
Purkyňovy obrazy (PI - Purkynje images) jsou odrazy předmětových paprsků od optických rozhraní oka [3, 4]. Při pohledu do oka při osvětlení vhodným zdrojem světla je možné pozorovat nejméně čtyři PI (obrázek 1.2).

I. PI vzniká odrazem od vnějšího povrchu rohovky (korneální reflex). Obraz je zdánlivý a přímý. Na rozhraní se odrazí 2,06 % dopadajícího světla.

II. PI je odraz od zadní plochy rohovky. Obraz je stejně jako I. PI zdánlivý, přímý a velmi nejasný. Zpravidla splývá s I. PI.

III. PI je tvořen na přední ploše čočky. Stejně jako předchozí dva PI je zdánlivý a přímý. Na rozhraní se odrazí 0,19 % dopadajícího světla.

IV. PI se vytváří odrazem od zadní plochy čočky, který je konkávní. Obraz je tedy jako jediný skutečný a převrácený. Na rozhraní se stejně jako u III. PI 0,19 % dopadajícího světla.



Obrázek 1.2: Vznik Purkyňových obrazů.

Detektor a zdroj světla k vytváření PI je nutné umístit ve vhodné vzdálenosti od optické osy oka. Bude-li optická osa detektoru totožná s optickou osou zdroje světla, všechny PI splynou v jediný. Naopak bude-li vzdálenost zdroje světla od optické osy příliš velká, nebude možné zachytit IV. PI, protože bude skrytý za duhovkou.

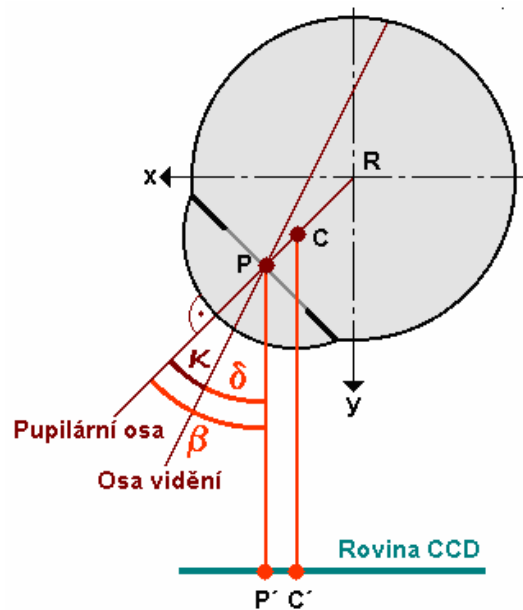
1.1.3 Hirschbergův test

Hirschbergův test slouží k měření postavení oka analýzou vzájemné polohy I. PI a pupilární osy oka (obrázek 1.3) [4]. Úhel β , který svírá pupilární osa oka a osa objektivu kamery, lze vyjádřit pomocí vztahu:

$$\beta = \sin^{-1} \cdot \frac{P' - C'}{P - C},$$

kde

- β úhel pupilární osy a osy objektivu [°],
- P souřadnice středu zornice [m],
- P' souřadnice obrazu středu zornice [m],
- C souřadnice středu zakřivení povrchu rohovky [m],
- C' souřadnice 1. Purkyňova obrazu měřícího světla [m].



Obrázek 1.3: Schéma Hirschbergova testu (v půdorysu - R = otočný střed oka, C = střed zakřivení povrchu rohovky, P = střed zornice).

Výpočet je však komplikován nutností znát souřadnice středu zakřivení rohovky C a středu zornice P . V klinické praxi se proto používá zjednodušený vzorec:

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

kde

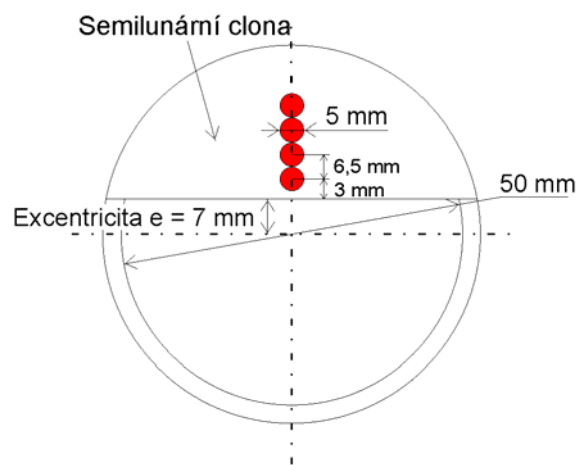
- β úhel pupilární osy a osy objektivu [°],
- P' souřadnice obrazu středu zornice [m],
- C' souřadnice I. PI měřícího světla [m],
- H Hirschbergův index [°/mm].

Hirschbergův index vyjadřuje předpoklad o jaký úhel se musí změnit směr pohledové osy oka, aby se I. PI posunul v rovině kolmé na osu objektivu měřící kamery procházející středem zornice o 1 mm. Hirschberg usuzoval na základě empirie na poměr ~ 8 °/mm.

1.1.4 Excentrická fotorefrakce

Excentrické fotorefrakce je objektivní metodou pro určení refrakčního stavu oka [4]. Přináší na rozdíl od retinoskopie možnost stanovení refrakčního stavu obou očí najednou. Zdroj světla je spolu s clonou umístěn excentricky na objektivu snímacího zařízení. Měřící světlo, které prochází optickou soustavou oka osvětlí část sítnice. Osvětlená plocha se stává

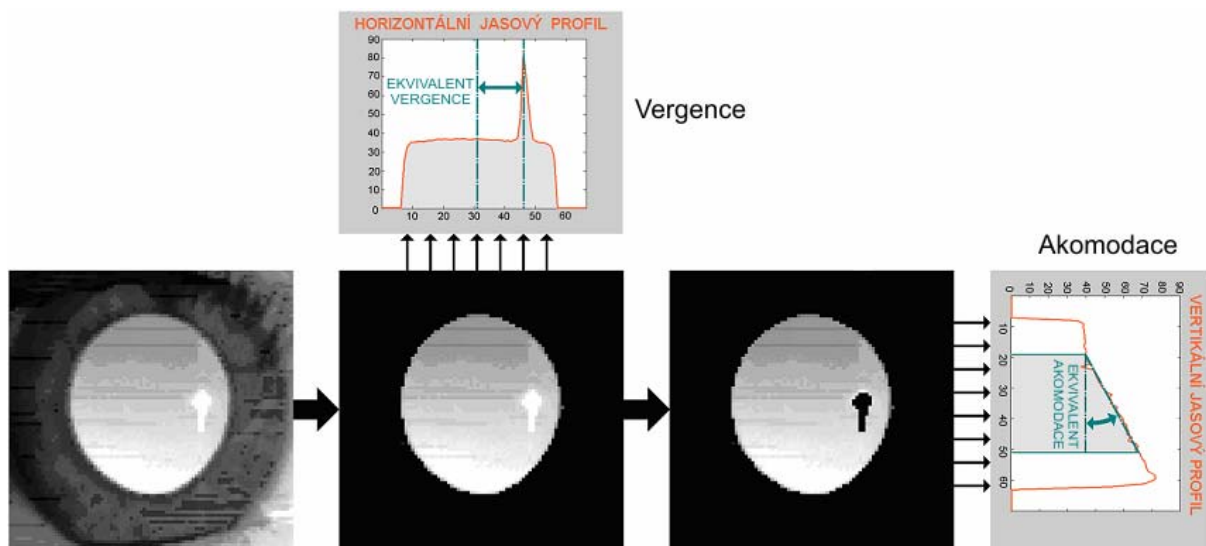
zdrojem odražených paprsků, které podruhé procházejí optickým aparátem oka, který jej formuje do tvaru kužele v závislosti na refrakčním stavu oka. Semilunární clona (obrázek 1.4) umožní vstup do objektivu jen části vyzářeného kužele, který nese informaci o refrakčním stavu oka [5]. Výsledkem je záznam reflexního odrazu od sítnice, který má tvar srpku různě umístěného v závislosti na charakteru dioptrické vady. Bodový zdroj světla, který byl v začátcích výzkumu používán neumožňoval přesnou počítačovou analýzu vzniklého srpku. Vznikal efekt červených očí podobně jako při focení očí s bleskem. Schaeffelova modifikace zdroje [20] na vícebodový umožňuje určení refrakčního stavu oka podle sklonu jasového profilu obrazu zornice.



Obrázek 1.4: Předsádka objektivu pro excentrickou fotorefrakci se semilunární clonou.

1.1.5 Určení akomodace a vergence pomocí průměrovaných jasových profilů

Pro hodnocení vergence oka se používá výše uvedených Purkyňových obrazů a Hirschbergova principu, akomodaci umožní zhodnotit princip excentrické fotorefrakce. Při osvětlení oka zdrojem světla při excentrické fotorefrakce zároveň vznikají Purkyňovy obrazy viditelné na výsledném snímku. Proto je možné hodnotit akomodaci i vergenci oka z jednoho snímku. Vyfiltrováním okolí zornice a získáním horizontálního a vertikálního jasového profilu lze získat údaje o vergenci a akomodaci (obrázek 1.4) [4, 5].



Obrázek 1.4: Určení akomodace a vergence průměrovanými jasovými profily [4].

1.2 Hardwarové parametry

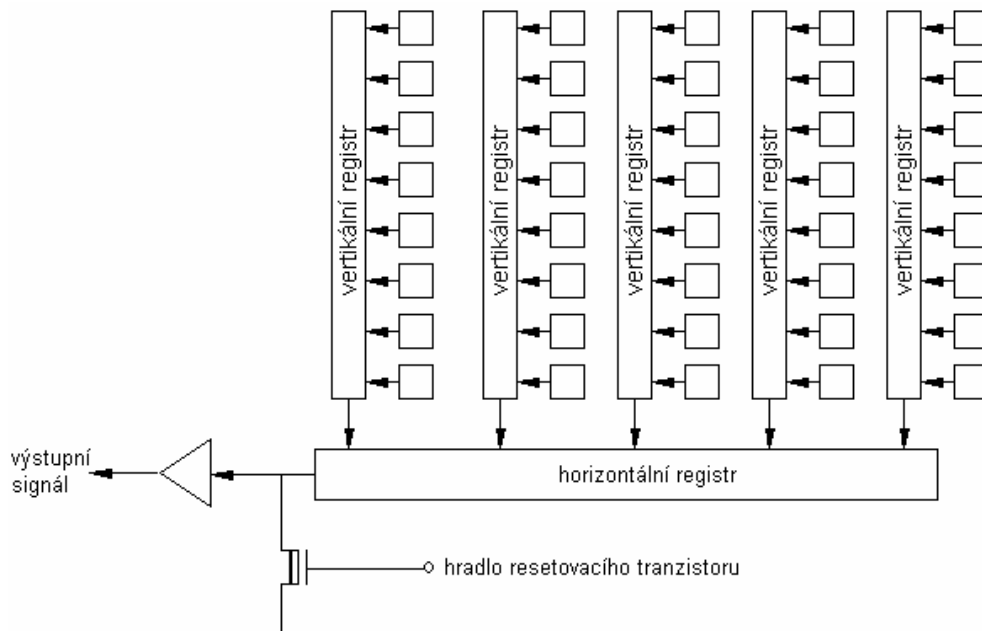
1.2.1 Kamera

Kamera je zařízení, které zaznamenává obrazy buď jako statické fotografie nebo jako sled na sebe časově navazujících snímků. Termín pochází z latinského camera obscura (v překladu „temná komora“), starého mechanismu projekce obrazu, kde celá místnost fungovala jako real-timový zobrazovací systém. Z tohoto uspořádání se vyvinula dnešní kompaktní kamera s optickým systémem a záznamovou strukturou. Vstupním otvorem do kamery vstupuje svazek paprsků. Ten dopadá na druhou část, kterou jsou analogové nebo digitální záznamové struktury. Kamery mohou pracovat s viditelnými vlnovými délkami, ale i s ostatními částmi elektromagnetického spektra. Tomu je však nutné přizpůsobit technické provedení optické soustavy.

1.2.1.1 Optické detektory

V kamerách se používají detektory dvojího druhu – CCD a CMOS. Oba detektory převádí světelný signál na signál elektrický, liší se však v dalším zpracování signálu. Prvek s nábojovou vazbou [6] (Charge Coupled Device – CCD) je paměťový prvek MOS (Metal Oxide Semiconductor) využívající k přenosu a skladování náboje fyzikální vlastnosti povrchových vrstev polovodiče. Označení CCD se většinou používá pro kombinovaný integrovaný obvod pro detekci optického zobrazení. Tento prvek se skládá z jednotlivých elementů, které současně integrují vznikající náboj a po zvolené expozici jsou vzniklé

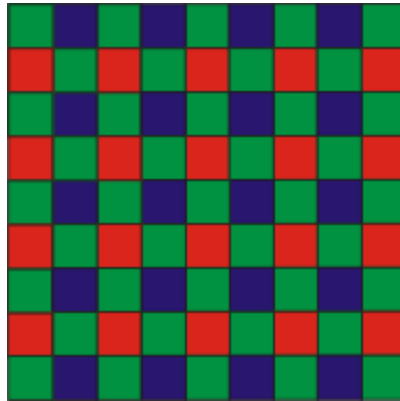
elektrické náboje přeneseny do jednotlivých buňek (analogová paměť), které tvoří též analogový posuvný registr (obrázek 1.5). Vnější hodinové impulzy pak krokují obsah posuvného analogového registru na vstup výstupního zesilovače CCD, na jehož výstupu má signál charakter videosignálu. Do CCD čipu bývá ještě integrován převodník videosignálu na signál digitální vhodný pro zpracování výpočetní technikou.



Obrázek 1.5: Schéma zapojení CCD [22].

CMOS senzory [7] (Complementary Metal Oxide Semiconductor) se vyrábějí ve dvou provedeních. Pasivní senzory generují náboj úměrný dopadajícímu záření. Aktivní senzory mají každou světlocitlivou buňku vybavenou obvodem eliminujícím šum. Oproti CCD sensorům nepotřebují pro svou funkci další samostatné čipy, jejich rozměry i cena jsou menší. Spotřeba proudu je díky technologii CMOS rovněž nižší. Rychlost snímání lze ovlivnit nastavením oblasti zájmu (ROI – Range Of Interest). Citlivost CMOS sensorů má v závislosti na čase logaritmický průběh, která je však celkově menší než u CCD. Tento nedostatek se dá korigovat miniaturní optikou umístěnou v každé buňce a další minimalizací. Výsledná kvalita obrazu je však nižší z důvodu přetékání náboje mezi sousedními buňkami. Z toho důvodu se v aplikacích náročných na osvětlení více používají CCD senzory oproti CMOS.

Pro rozlišení barev se před snímací čip zařazuje tzv. Bayerův filtr (obrázek 1.6). Ten obsahuje dvojnásobné množství zelených polí oproti červeným a modrým, protože lidské oko je nejvíce citlivé na zelenou barvu. Další možností je použití tří čipů s barevnými filtry. Výsledný obraz je kvalitnější, vysoká cena však toto řešení omezuje na profesionální a vědecké použití s vysokými nároky na kvalitu obrazu.



Obrázek 1.6: Bayerův filtr [23].

1.2.1.2 Binning

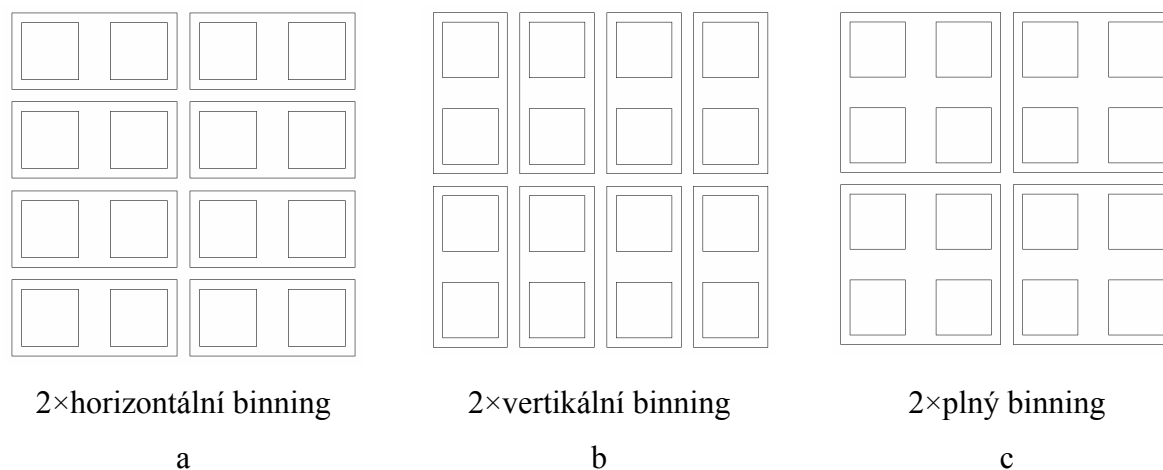
Binning [8] je proces součtu sousedních pixelů při čtení z CCD nebo CMOS čipu. Používá se z několika důvodů. Sloučením více pixelů dohromady se snižuje celkový počet výstupních pixelů a tím i výstupní datový tok. Hlavním důvodem však je zvýšení citlivosti způsobené sčítáním signálů z pixelů. Tím se zvyšuje jas obrazu a odstup signál – šum (PSNR - Signal-to-Noise Ratio). Hodnota udává jak vysoký je podíl šumu s ohledem na maximální dosažitelnou intenzitu signálu. Vyšší hodnota udává vyšší kvalitu signálu. Obecně používanou jednotkou je decibel [dB]. Decibel je fyzikálně bezrozměrná jednotka obecně vyjadřující logaritmické měřítko poměru dvou hodnot:

$$PSNR[dB] = 10 \cdot \log \frac{P_{\text{spíčičk}}}{P_{\text{efektivní}}}.$$

I přes výhody v možnostech snímání je nutné si uvědomit, že použití binningu způsobí redukcí rozlišení výstupního obrazu. Rozlišjeme tři druhy binningu s různým počtem sčítaných pixelů (záleží na firmwaru kamery). Při horizontálním binningu (obrázek 1.7 a) se signály z jednotlivých pixelů sčítají v FPGA bloku (Fiel Programmable Gate Array), který umožňuje naprogramování binningu různého rozsahu. Tomu odpovídá i zvýšení citlivosti (2× binning odpovídá zesílení 3 dB, kombinovaný binning 2×2 odpovídá zesílení 6 dB) a SNR. Binning (obrázek 1.7 b) vzniká přímo sloučením sousedních vertikálních pixelů při posunu horizontálního registru. To umožňuje vynechání binningem již zpracovaných řádků a zvýšení počtu snímků za vteřinu, což při horizontálním binningu není možné. Kombinací obou popsaných metod vzniká plný binning (obrázek 1.7 c). Jeho senzitivita i SNR je oproti

horizontálními i vertikálnímu binningu vyšší, redukce dat však také. Binning je při použití u moderních CCD kamer s počtem pixelů v řádech milionů stále důležitější.

Pokud jsou pixely kamery podstatně menší než nejmenší detail v obraze a obraz by tím byl převzorkovaný, přináší binning zvýšení citlivosti, zrychlení digitalizace a zmenšení objemu dat, aniž by omezil úhlové rozlišení. Na druhou stranu pokud dojde k podvzorkování obrazu a ztrátě rozlišení.



Obrázek 1.7: Možnosti binningu.

1.2.1.3 Komunikační rozhraní

Pro výstup obrazových signálů z digitální kamery se v poslední době nejvíce používají tři typy rozhraní s různou rychlostí přenosu obrazových dat do počítače: sériové rozhraní USB 2.0, sériové rozhraní pro sběrnici FireWire podle standardu IEEE 1394 nebo nejnovější kamerové rozhraní Camera Link.

USB [9] (Universal Serial Bus) je sériová asynchronní sběrnice široce používaná k připojování periférií k počítači. Umožňuje také přepnutí na synchronní provoz pro případ přenosu multimédií. Data jsou přenášena čtyřvodičovým kabelem, v němž dva slouží k napájení nízkoodběrových zařízení (do 500 mA) napětím +5 V a zbylé dva (kroucená dvojlinka) k datovému přenosu. USB má 3 verze, které se vzájemně liší komunikační rychlostí. Online přenos nekomprimovaného videa je možný pouze přes USB 2.0 s teoretickou rychlostí 480 Mb/s. Sběrnici je možné stupňovitě větvit do hvězdicovité topologie o celkovém počtu 127 zařízení, mezi něž se dělí datový tok 480 Mb/s na jeden hub. Vzdálenost zařízení nebo hubu od počítače je limitována maximální délkou kabelu na 5 m.

FireWire [9] (označováno také jako IEEE 1394) je sériová sběrnice vyvinutá firmami Apple a Sony především pro vysokorychlostní přenosy multimediálních aplikací. K dispozici jsou dvě verze. IEEE 1394a s rychlostí do 400 Mb/s a IEEE1394b s rychlostí 800–3200 Mb/s. Podobně jako u USB je možné sběrnici stupňovitě větvit do maximálního počtu 1024 zařízení. Selektivně je možné použít synchronní mód komunikace.

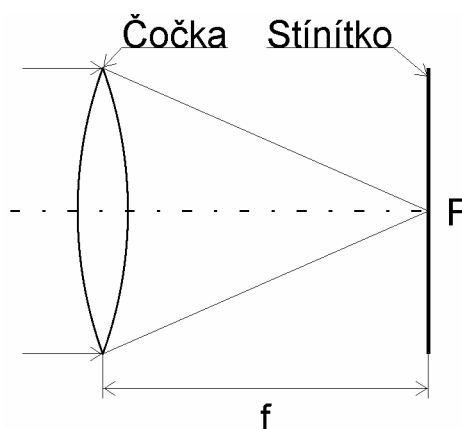
Camera Link [10] (označováno také Low Voltage Differential Signaling – LVDS) je sériové komunikační rozhraní navržené speciálně pro aplikace strojového vidění s vysokými datovými toky (teoreticky do 1,923 Gb/s). Jeho hlavní využití se očekává zvláště v kamerách vybavených rychlými snímači obrazu na bázi technologie CMOS, které mají vysoké rozlišení a poskytují daleko větší množství obrazových dat.

1.2.2 Parametry objektivu

Objektiv je korigovaná centrovaná optická soustava, složená z různě tvarovaných čoček (případně v kombinaci se zrcadly), která usměrňuje a reguluje svazek paprsků do ní vstupujících, aby mohl být následně zaznamenán do roviny citlivé vrstvy nebo senzoru. Jeho základní vlastnosti charakterizuje ohnisková vzdálenost a světelnost.

1.2.2.1 Ohnisková vzdálenost

Obrazové ohnisko F (obrázek 1.8) je bod ležící na optické ose v obrazovém prostoru. Je obrazem bodu, který je v nekonečné vzdálenosti od čočky v předmětovém prostoru [14]. Vzdálenost mezi obrazovým ohniskem (F) a optickým středem čočky se nazývá ohnisková vzdálenost (f). V případě optických soustav v objektivu se jedná o vzdálenost, v jaké se vykreslí ostrý obraz za objektivem.



Obrázek 1.8: Ohnisková vzdálenost čočky.

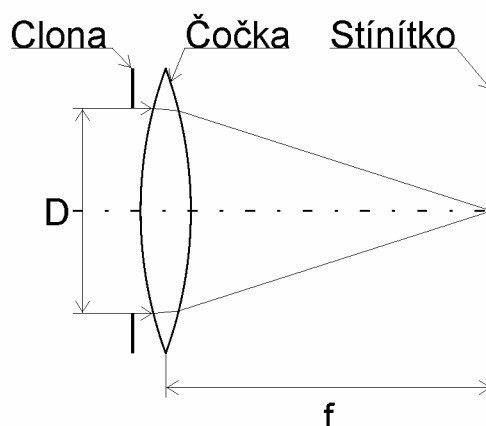
Dalším specifikem objektivů je uvádění tzv. ekvivalentní ohniskové vzdálenosti. Umožňuje vzájemné porovnávání vlastností objektivů, protože je vztažena k rozměru políčka klasického 35mm filmu (36×24 mm). V dnešních digitálních fotoaparátech se používají snímače menších rozměrů. Zorný úhel se tím zmenší a hodnotu ohniskové vzdálenosti objektivu je potřeba přepočítat na ekvivalentní. Poměr pro přepočet se nazývá crop faktor. Vyjadřuje poměr úhlopříčky 35 mm filmu k úhlopříčce použitého snímače. Po vynásobení vypočtené ohniskové vzdálenosti objektivu pro konkrétní použití tímto faktorem vyjde ekvivalentní hodnota, podle které lze vybírat objektiv. Pro plynulou změnu ohniskové vzdálenosti slouží transfokátor (zoomovací objektiv).

1.2.2.2 Světelnost a clona

Světelnost je udávána bezrozměrným clonovým číslem:

$$F = \frac{f}{D},$$

které vyjadřuje poměr ohniskové vzdálenosti k průměru vstupní apertury omezené clonou (obrázek 1.9).



Obrázek 1.9 : Výpočet clonového čísla.

Clona je zařízení regulující množství světla, které prochází objektivem. Zároveň koriguje optické vady objektivu, protože zakrývá okrajovou část čočky, kde se vady nejvíce projevují. K dosažení kvalitního obrazu je nutné dodržet postup pro nastavování objektivu. Po zaměření objektu se nastaví clonové číslo na nejvyšší možné číslo pro danou expoziční dobu a zaostří se. Poté ještě dodatečně dokoriguje velikost clony. Množství světla, které projde clonou, je úměrné ploše otvoru clony. Nastavování clony v objektivu umožňuje zmenšení vstupní plochy o polovinu. Průměr clony se však mění v poměru:

$$d_2 = \sqrt{2} \cdot d_1,$$

kde d_1 je původní průměr clony a d_2 je průměr clony po změně. Ideálním číslem světelnosti je 1, objektivy jsou však velmi drahé. Pro běžné použití jsou vhodné objektivy s clonovým číslem od 2,8. Profesionální objektivy s pevnou ohniskovou vzdáleností dosahují hodnot 1,8, výjimečně se jedná i o zoomovací objektivy.

1.2.3 Polovodičové zdroje fotonů

Polovodičové materiály mohou emitovat záření v důsledku elektron-děrové rekombinace [11]. Materiály schopné emitovat takové záření jej nevysílají při pokojové teplotě, neboť koncentrace tepelně vybuzených elektronů a děr jsou příliš nízké k tomu, aby mohly vyvolat detekovatelný zářivý tok. Lze ovšem požit vnější zdroj energie k vybuzení dostatečného počtu elektron-děrových párů tak, aby mohlo vzniknout relativně intenzivní spontánní rekombinační záření (luminiscence). Výhodný způsob jak toho dosáhnout je zapojit přechod P-N v propustném směru, což má za následek injekci elektronů a děr do téže prostorové oblasti. Výsledné rekombinační záření se pak nazývá injekční luminiscence. Jestliže napětí v propustném směru vzroste nad určitou hodnotu, počet elektronů a děr se může zvýšit natolik, že dosáhne populační inverze a stimulovaná emise (emise indukovaná přítomnými fotony) převáží nad absorpcí. Přechod se pak dá použít jako diodový laserový zesilovač nebo jako injekční laserová dioda s příslušnou zpětnou vazbou.

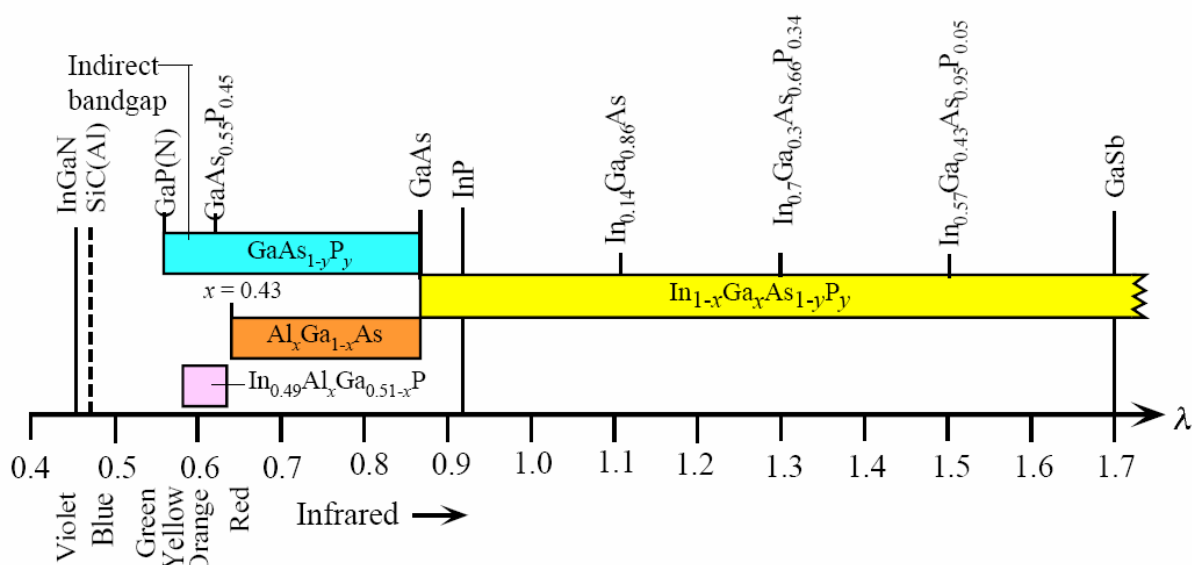
Polovodičové fotonové zdroje, ať již ve formě LED či injekčních laserů, slouží jako velmi účinné elektron-fotonové měniče. Jejich výhodou je snadná modulace ovládním injektovaného proudu. Pro úspěšné použití v noha různých aplikacích jsou důležitými faktory jejich malé rozměry, vysoká účinnost i spolehlivost a kompatibilita s elektronovými systémy.

1.2.3.1 Luminiscenční dioda

Luminiscenční dioda (LED – Light Emitting Diode) je v propustném směru pólovaný přechod P-N s vysokou pravděpodobností zářivé rekombinace injektovaných minoritních nosičů, vyrobený z polovodiče s přímými přechody zakázaného pásu zajišťující vysokou kvantovou účinnost, který emituje záření ve formě injekční elektroluminiscence. Koncentrace elektronů je velká v materiálu typu N a děr v typu P. K dosažení intenzivního záření je nutné, aby velké množství elektronů i děr bylo v téže prostorové oblasti. Splnění této podmínky lze snadno dosáhnout právě v oblasti přechodu propustně pólované diody s přechodem P-N. Napětí přiložené v propustném směru vhání díry ze strany P a elektrony ze strany N procesem

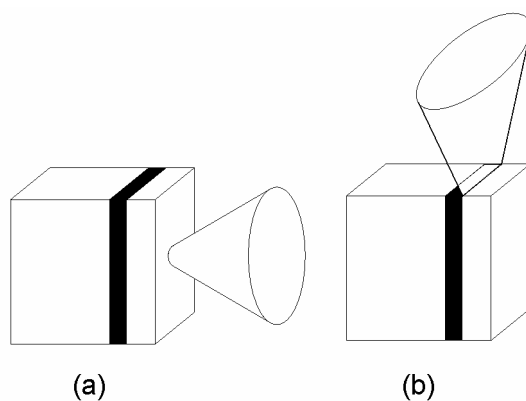
injekce minoritních nosičů do společné oblasti přechodu, kde nekombinují a dochází k emisi fotonů.

LED pracují ve spektrálním oboru od blízké ultrafialové do infračervené oblasti. V blízké infračervené oblasti (Near Infrared – NIR) se používá řada polovodičových materiálů (obrázek 1.10), které slouží, díky svému přímému zakázanému pásu, jako vysoce účinné materiály pro přípravu LED, například: GaAs ($\lambda = 0,87 \mu\text{m}$) nebo InP ($\lambda = 0,92 \mu\text{m}$).



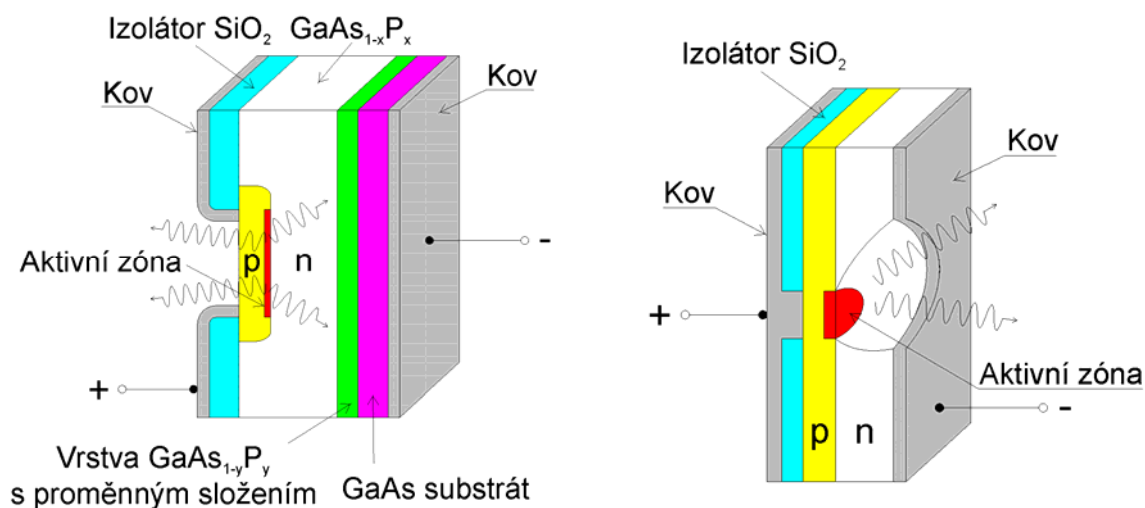
Obrázek 1.10: Materiály pro výrobu LED.

LED mohou být konstruovány v plošně nebo hranově vyzářující konfiguraci (obrázek 1.11). Plošně emitující LED emituje záření z plochy součástky rovnoběžné s rovinou přechodu. Záření z protilehlé plochy je pohlceno substrátem a ztraceno. Výhodnější však je když se odráží od kovového kontaktu. To je však možné pouze při použití transparentního substrátu. Hranově vyzářující LED vysílá záření z hrany oblasti přechodu. Plošně vyzářující LED jsou obvykle účinnější než hranově emitující.



Obrázek 1.11: Plošně (a) a hranově (b) vyzařující LED.

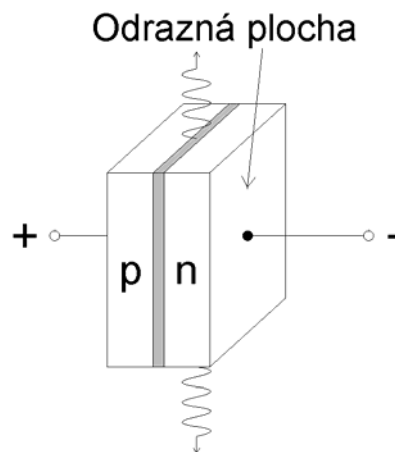
Příklady struktur plošně emitujících LED jsou na obrázku 1.12. Konfigurace ploché diody $\text{GaAs}_{1-x}\text{P}_x$ na GaAs substrátu je na obrázku 1.12a. Vrstva $\text{GaAs}_{1-y}\text{P}_y$ s odstupňovaně se měnícím složením, umístěná mezi substrát a vrstvou typu N, zmenšuje rozdíl mezi mřížkovými konstantami. Zakázaný pás GaAs je menší než energie fotonu emitovaného červeného světla, takže záření emitované směrem k substrátu je pohlcováno. Burrusova LED na obrázku 1.12b využívá ke směrování záření bezprostředně z oblasti přechodu vyleptané jamky. Tato struktura je vhodná pro účinné navázání emitovaného záření do optického vlákna.



Obrázek 1.10: Konstrukce LED (a – s vrstvou s proměnným složením, b – Burrusova).

1.2.3.2 Polovodičový laser

Polovodičový injekční laser je polovodičový zesilovač opatřený optickou zpětnou vazbou. Polovodičový laserový zesilovač je silně dotovaným P-N přechodem pólvaným v propustném směru vyrobeným z polovodičového materiálu s přímým zakázaným pásem [11, 6]. Injekční proud je dostatečně vysoký k zajištění optického zisku. Zpětná vazba je vytvořena zrcadly, která se obvykle získají lomem polovodičového materiálu podél krystalových ploch. Velký rozdíl indexu lomu mezi krystalem a vzduchem působí, že štěpné plochy hrají roli zrcadel. Krystal polovodiče tedy současně plní funkci zesilujícího prostředí i optického rezonátoru (obrázek 1.13). Za předpokladu, že koeficient zesílení je dostatečně vysoký, mění zpětná vazba optický zesilovač na optický oscilátor (laser). Prvek se nazývá polovodičový injekční laser nebo laserová dioda.

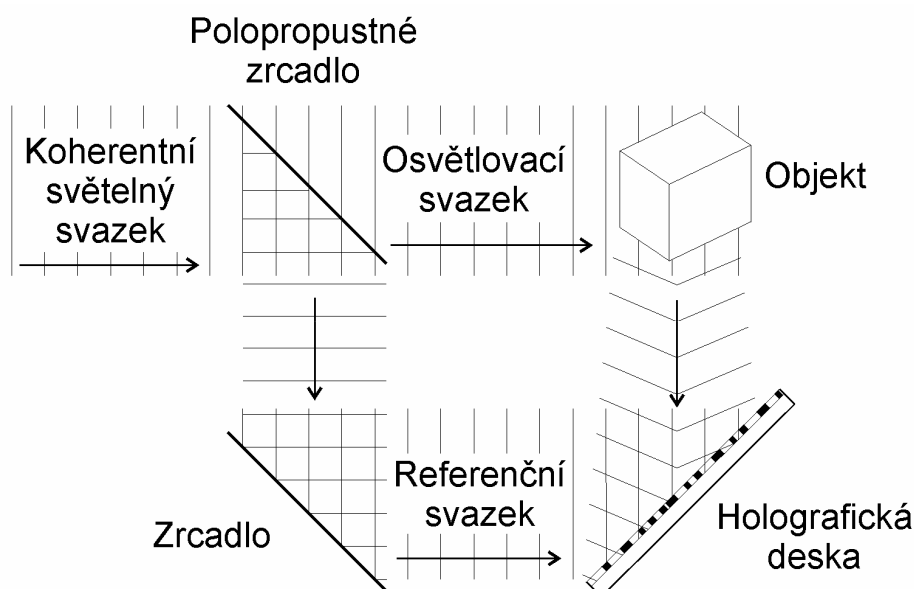


Obrázek 1.13: Konstrukce laserové diody.

Laserová dioda je podobná LED. V obou součástkách je zdrojem energie elektrický proud injektovaný do přechodu P-N. Záření emitované LED je však generováno spontánní emisí, zatímco záření laserové diody vzniká stimulovanou emisí záření při kvantových přechodech elektronů z vodivostního do valenčního energetického pásu. V porovnání s ostatními typy laserů má injekční laser řadu výhod: malé rozměry, vysokou účinnost a snadné čerpání i modulaci injektčním elektrickým proudem. Spektrální šířka laseru je však typicky větší než u ostatních laserů. Pro řízení výkonu laserové diody je v pouzdru integrovaná fotodioda. Monitoruje výstupní výkon na opačné straně než je výstup z laserové diody. Tuto informaci předává řídicímu obvodu, který reguluje proud laserovou diodou.

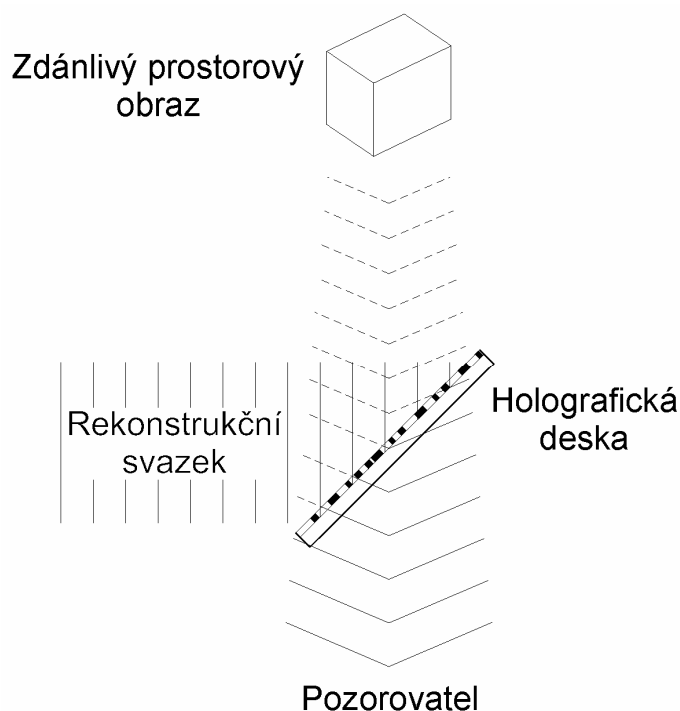
1.2.4 Holografie

Holografie je metoda záznamu optické informace. Při záznamu obrazu klasickým fotoaparátem se na citlivou vrstvu zaznamenává pouze informace o amplitudě zachycené vlnoplochy a informace o fázi vlnoplochy je ztracena [6, 12]. Holografický záznam umožňuje uchování obou složek tím, že interferencí převede fázovou složku vlnoplochy na amplitudu. Z toho vyplývá, že k záznamu je potřeba známá vlna (referenční svazek) a vlna odražená od objektu (objektový svazek). Záznam hologramu se uskutečňuje interferencí vlny s danou vlnoplochou s vlnou, jejíž vlnoplocha je známa. Zaznamenávaná vlna se nazývá signální neboli předmětová vlna, známá vlna je referenční. Do interferenčního pole se vloží záznamový materiál, na který se záznam provede. Nezbytnou podmínkou pro výrobu hologramu je zdroj monochromatického světla s minimální fluktuací fáze (velká koherentní délka). Fázové fluktuace způsobují náhodné posuvy interferenčního obrazce a znemožňují vznik hologramu. Na obrázku 1.14 je typické uspořádání používané k záznamu hologramu a k rekonstrukci optické vlny původně rozptýlené od povrchu předmětu. Pomocí děliče svazku je laserové světlo rozděleno na dvě části. Jedna je použita jako referenční vlna, zatímco druhá se rozptyluje na objektu a vytváří tak předmětovou vlnu. Rozdíl optických drah těchto dvou vln musí být co nejmenší, aby bylo zajištěno, že oba svazky zachovají nenáhodný fázový rozdíl.



Obrázek 1.14 : Výroba hologramu.

Protože interferenční obrazec vytvářející hologram sestává z jemných čar nacházejících se ve vzdálenosti řádu $\lambda / \sin \theta$, kde λ je vlnová délka záření a θ je úhel mezi referenční a předmětovou vlnou, musí mít záznamová vrstva vysokou rozlišovací schopnost (v řádu μm) a soustava se během expozice nesmí chvět. Při osvětlení hologramu referenční vlnou se rekonstruuje předmětová vlna, takže pozorovatel vidí objekt jako by před ním skutečně byl se zachováním jeho trojrozměrného charakteru (obrázek 1.15).

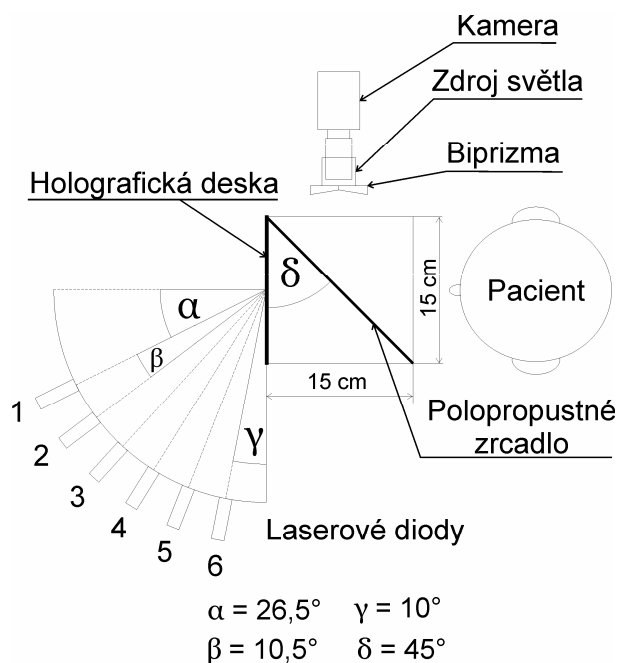


Obrázek 1.15: Rekonstrukce hologramu.

V praxi je nutné uvažovat při vytváření hologramu také tloušťku záznamového média (např. v případě fotografické emulze), která se pohybuje v řádu desítek μm a převyšuje tedy vlnovou délku použitého záření. Záznam se tedy provede do určitého objemu záznamového média, nikoli do roviny. Tím vzniká objemový hologram, který má oproti rovinnému omezení při záznamu více hologramů na jednu desku a rekonstrukci hologramu. Při zaznamenávání více hologramů na jednu desku je nutné dodržet minimální úhel mezi referenčními paprsky [13], který je v závislosti na vlnové délce paprsku asi 10° - viz obrázek 2.1. Pro rekonstrukci hologramu je zdroj světla s malou tolerancí omezen na vlnovou délku, kterou byl hologram zaznamenán. Toto omezení se však stává výhodou při rekonstrukci bílým světlem, kdy je hologram rekonstruován pouze tou vlnovou délkou, která odpovídá vlnové délce zdroje světla použitého při záznamu.

2 Vlastní návrh měřícího systému

Analyzátor akomodace a očních pohybů (obrázek 2.1) vychází principem ze zařízení E.M.A.N. [3]. Hlavním rozdílem je použití hologramů jako animovaných fixačních objektů zachycené v různé vzdálenosti namísto přepínání blízké a vzdálené obrazovky a snímánívergence a refrakčního stavu obou očí najednou. Vstupní apertura zařízení má rozměr 15 cm×10 cm (šířka×výška). Za vstupní aperturou je umístěné polopropustné zrcadlo pod úhlem δ vzhledem k vstupní apertuře, které oddělí měřící část (kamera se zdrojem IR osvětlení) od části stimulační (holografická deska). Pacient ve vstupní apertuře uvidí zobrazené hologramy, na které fixuje svůj pohled. Zdroj IR osvětlení umístěný na fotorefrakční předsádce na objektivu kamery odrazem od polopropustného zrcadla osvětlí rohovky obou očí pacienta najednou. Odražené světlo se vrátí zpět k objektivu kamery, která jej zaznamená. Při zpracování snímků z kamery je potřeba vysoké rozlišení v oblasti očí. Při snímání obou očí najednou zabírá velkou část nos a okolí očí. Symetrickým umístěním dvou prizmatických čoček (biprizma) před objektiv je možné část snímané scény odstranit a tím získat větší rozlišení v oblasti zájmu. Hologramy zaznamenané na holografické desce budou osvětlovány souborem laserových diod seřazených po obvodu kružnice s úhlovou vzdáleností β (viz kap. 1.2.4). Minimální úhel vyzařování laseru α od osy kolmé na holografickou desku je dán požadavkem, aby přímý laserový paprsek, který projde deskou, nemohl dopadnout do vstupní apertury měřícího systému. Všechny prostory v měřícím systému, od kterých není žádoucí odraz světla, budou pokryty difusním materiálem k zabránění vzniku odražených paprsků laseru, které by mohly dopadnout do vstupní apertury systému a tím ohrozit zrak pacienta.



Obrázek 2.1: Schéma měřicího systému.

2.1 Výběr měřicí kamery

2.1.1 Požadavky na kameru

Pro zachycení rychlých jevů v řádu milisekund při měření akomodace avergence je nutné použít kameru s odpovídajícím počtem snímků za vteřinu (frames per second – fps). Z předchozích měření se systémem E.M.A.N. [15] vychází poznatek, že kamery by měla dosahovat nejméně 200 fps, což odpovídá sejmutí jednoho snímku za 5 ms. Dalším požadavkem při výběru kamery je její rozlišovací schopnost při daném fps. Pro kvalitní snímky vhodné k další obrazové analýze je zapotřebí rozlišovací schopnosti asi 640 x 200 pixelů. Velikost rozlišovací schopnosti byla experimentálně odvozena ze systému E.M.A.N. pro snímání jednoho oka pro pole o velikosti 150×50 mm. Vzhledem k charakteru měření v oblasti NIR musí mít kamera dostatečnou citlivost. Jako zdroj měřicího světla byly zvoleny LED o vlnové délce $\lambda = 850$ nm. Vlastní měření probíhalo v zatemněné místnosti, kde jediným zdrojem rušení v oblasti viditelného záření může být pouze odraz monochromatického stimulačního obrazce od povrchu oka. Citlivost kamery tedy nemusí dosahovat hodnot jako pro viditelné záření, za dostatečnou hodnotu bylo považováno 5–10 % pro $\lambda = 850$ nm. Poslední podmínkou je standardní rozhraní pro připojení kamery k počítači. Pro danou rychlost snímání kamery a tomu odpovídajícím datovým tokům přichází v úvahu pouze rozhraní USB 2.0 nebo FireWire (viz kapitola 1.2.1.3 Komunikační rozhraní)

2.1.2 Nabídka kamer

MicroVista®-NIR

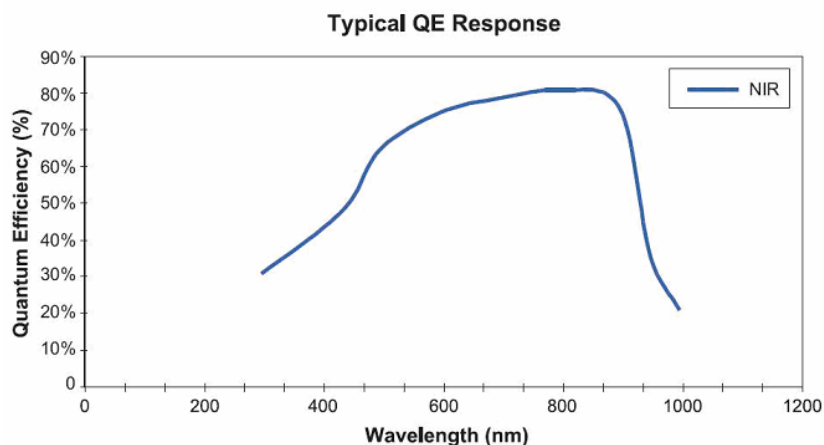
Rozlišení: 1280×1024 px

Hloubka rozlišení: 8 bitů / 14 bitů (16 bitů v High PSNR mode)

Montáž objektivu: C-Mount / CS-Mount

Rozhraní: CameraLink data port

ROI výška [pixel]	Frame rate [fps]
1024	30
512	130
128	1230



[24]

Allied Stingray F-033B VGA Camera

Senzor: Type 1/2" (diag. 8 mm) progressive scan SONY IT CCD

Rozlišení: 656×492 px

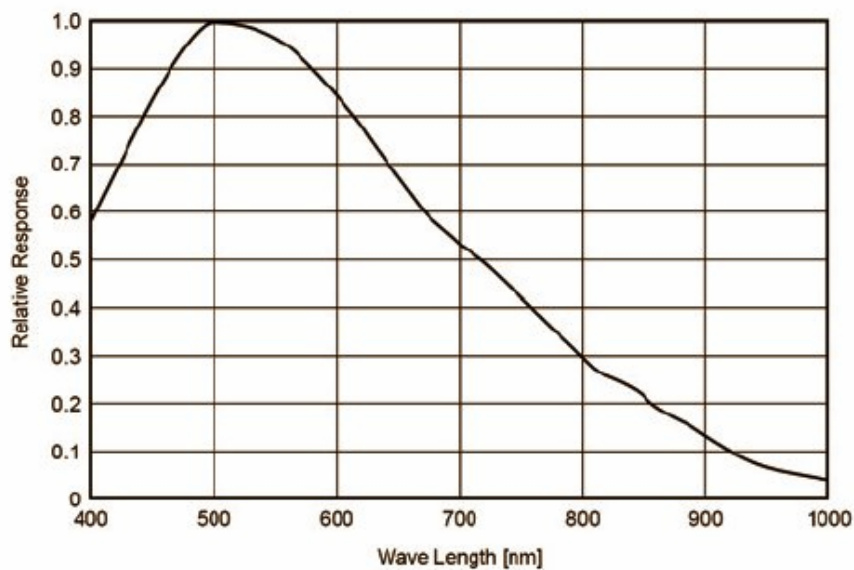
Hloubka rozlišení: 8 bitů / 14 bitů (16 bitů v High PSNR mode)

Montáž objektivu: C-Mount / CS-Mount

Rozhraní: IEEE 1394b (S 800 daisy chain)

Napájení: DC 8–36V přes IEEE 1394 cable < 3W (12V DC)

ROI výška [pixel]	Frame rate [fps]
480	86
320	122
240	152
120	246
60	366

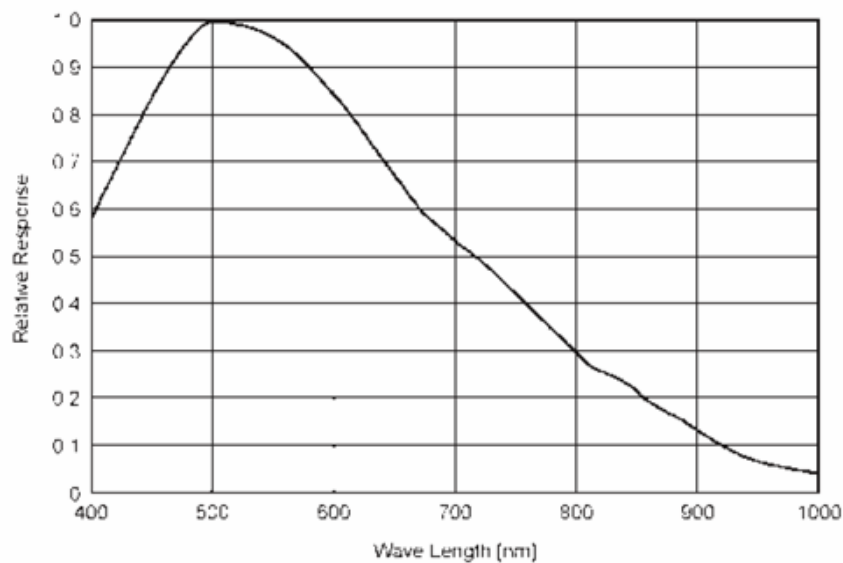


[25]

Allied Marlin F-033B VGA Camera IEEE 1394

Senzor: Type 1/2" (diag. 8 mm) progressive scan SONY IT CCD
Rozlišení: 640×480 px (Format 0); 656 x 494 (Format_7)
Hloubka rozlišení: 8 bitů (Format_0 Mode_S)
Montáž objektivu: C-Mount
Rozhraní: IEEE 1394; DCAM V1.30
Napájení: DC 8–36V přes IEEE 1394 cable < 3W (12VDC)

ROI výška [pixel]	Frame rate [fps]
480	79,02
320	106,71
240	133,71
120	215,48

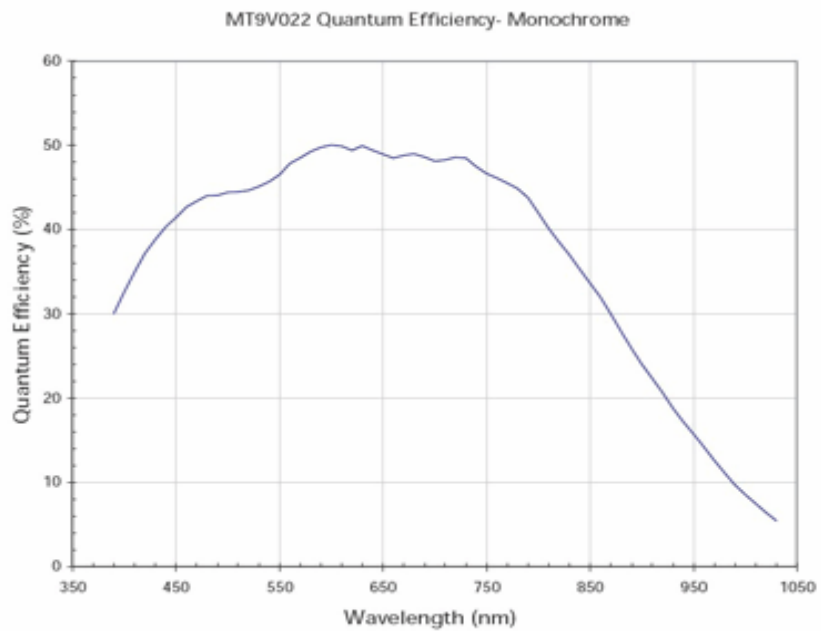


[25]

Allied Guppy F-036B WideVGA Camera IEEE 1394

- Senzor: Typ 1/3" (diag 5,35mm) progressive Scan MICRON CMOS Sensor
- Rozlišení: 752×480 px
- Hloubka rozlišení: 8 bitů
- Montáž objektivu: C-Mount, CS-Mount
- Rozhraní: IEEE 1394; IIDC V1.31
- Napájení: DC 8–36 V přes IEEE 1394 kabel nebo 8-pin HIROSE < 2 W (12V DC)

ROI výška [pixel]	Frame rate [fps]
480	63,5
320	91
240	116
120	199

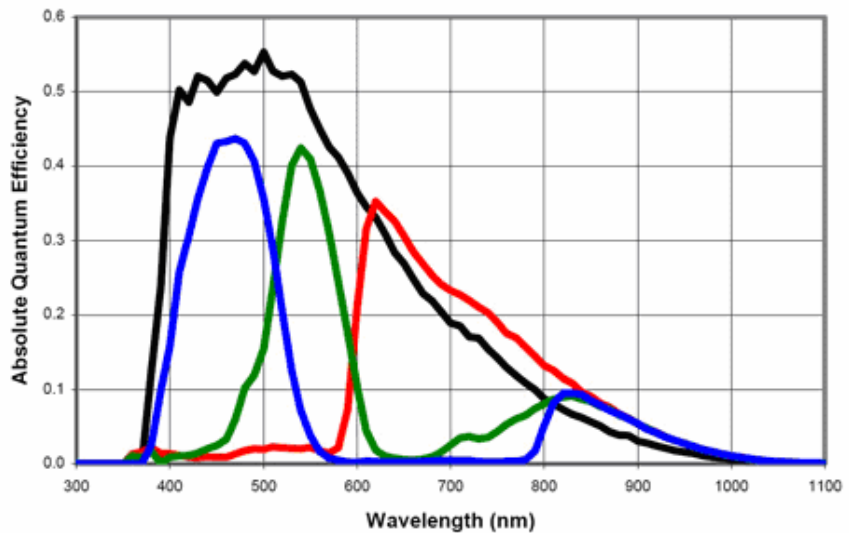


[25]

Allied Pike F-032B fiber S800 Camera IEEE1394

- Senzor: Type 1/3" (Diag 5.92mm) type progressive Scan KODAK CCD
Sensor
- Rozlišení: 640×480 px
- Hloubka rozlišení: 14 bitů
- Motáž objektivu: C-Mount / CS-Mount
- Rozhraní: IEEE 1394b (S800); IIDC V1.31
- Napájení: DC 8–36V přes IEEE 1394 kabel 5W (12 V DC)

ROI výška [pixel]	Frame rate [fps]
480	208
300	314
240	372
120	640



[25]

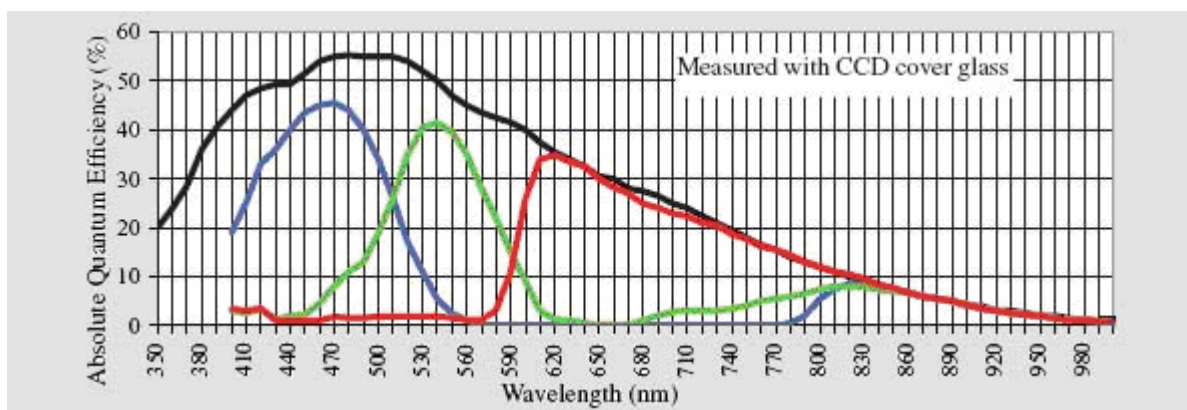
PointGrey Dragonfly Express

Senzor: Sensor Kodak® 1/3" progressive scan interline CCD (dual output)

Rozlišení: 640×480 px

Rozhraní: 9-pin IEEE 1394b

Napájení: 8–32V, < 4W

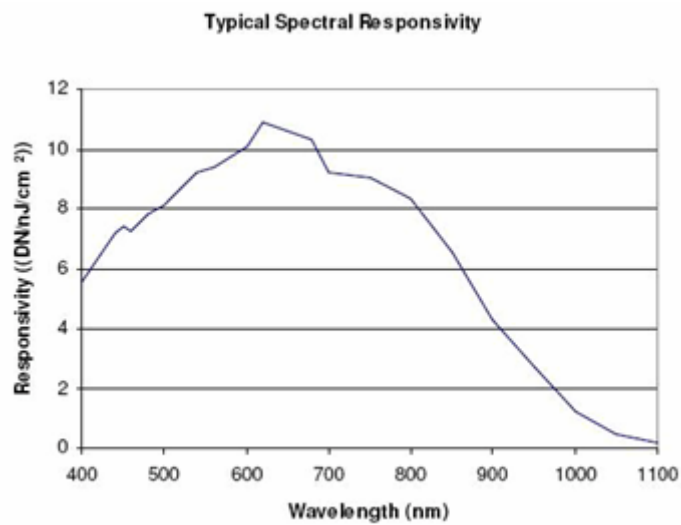




[26]

DALSA GENIE HM640

Senzor: 1/3" DALSA Heleus CMOS
Rozlišení: 640×480 px
Frame Rate: 295 fps
Montáž objektivu: C-Mount
Rozhraní: Gigabit Ethernet
Napájení: DC 12V 4W



[27]

Celkový přehled kamer

Název	Rozlišení	FPS	Kvantová účinnost (850 nm)
MicroVista NIR	512×512	130	75 %
	128×128	1230	
Stingray F-033 B/C	656×240	152	20 %
Marlin F-033 B/C	656×240	133	20 %
Guppy F-036 B/C	752×120	199	34 %
Pike F-032 B/C	640×240	372	6 %
Dragonfly Express	640×480	200	8 %
	binn 1×2 – 640×240	350	
Dalsa Genie HM 640	640×480	295	10 %

Pro kameru Dalsa Genie HM 640 není výrobcem udána kvantová účinnost, ale její spektrální rezpozivita v jednotkách $[DN/(nJ/cm^2)]$. DN označuje digitální hodnotu čísla v rozsahu 0 – 255 pro 8 – bitový systém a odpovídá jasovým úrovním výsledného obrázku [15]. Pro převod spektrální rezpozivity na kvantovou účinnost byl použit vztah:

$$QE_{\lambda} = \frac{R_{\lambda}}{\lambda} \cdot \frac{h \cdot c}{e},$$

kde QE_{λ} je kvantová účinnost [%], R_{λ} spektrální rezpozivita $[nJ/cm^2]$, λ vlnová délka [m], h Planckova konstanta, c rychlost světla a e je elementární náboj. Po dosazení konstant vznikne zjednodušený převodní vztah:

$$QE_{\lambda} = \frac{1240 \cdot R_{\lambda}}{\lambda},$$

pro převod mezi jednotkami. Výsledná kvantová účinnost kamery Dalsa Genie HM 640 je asi 10 %.

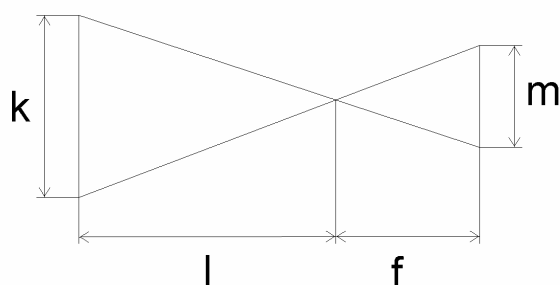
2.1.3 Volba kamery

Hlavním kritériem při výběru kamery byl počet snímků za vteřinu a jemu odpovídající oblast zájmu z celkové plochy snímacího čipu (ROI). Citlivost kamery se ukázala být dostačující i nižších hodnotách vzhledem k možnosti nastavení binningu nebo zvýšení intenzity osvětlení. Z výběru kamer je možné na začátku i před dobrou citlivost vyřadit kameru Marlin F-033 B a Stingray F-033 B z důvodu nízkého fps. Kamera Guppy F-036 B vyhovuje citlivostí i rychlostí, rozlišení je však nedostatečné. Ze zbývajících výběru se zdá být nejlepší volbou MicroVista NIR nebo Dalsa Genie HM 640, které byla již v této aplikaci

úspěšně použita. Zbylé kamery Pike F-032 B a Dragonfly Express vyhovují rychlostí, citlivost je však menší. Kamera PIKE F-032 B byla experimentálně vyzkoušena v Centru strojového vnímání katedry kybernetiky ČVUT FEL.

2.2 Výběr objektivu

Snímaná oblast bude přibližně 150 mm široká (k), optika bude ve vzdálenosti 250–400 mm (l). Senzor Kodak KAI 340D použitý v kameře Pike F-032 B/C má rozměr snímacího pole $5,87(m) \times 4,71$ mm (označován také jako 1/3). Vztah ohniskové vzdálenosti (f) k ostatním parametrům optické soustavy je zřejmý z obrázku 2.2.



Obrázek 2.2: Výpočet ohniskové vzdálenosti.

Výpočet ohniskové vzdálenosti byl proveden podle vzorce:

$$f = \frac{m \cdot l}{k}.$$

Pro dosažení správných výsledků pro výběr objektivu s klasickým značením je ještě třeba zohlednit crop faktor (dále CF). V případě senzoru Kodak KAI 340D je $CF = 6$. Po vynásobení $f \times CF$ dostaneme $f = 60\text{--}96$ mm. Pro možnost změny ohniskové vzdálenosti je nutno vybírat zoomovací objektiv s rozsahem ohniska asi 40 mm buď v daném rozmezí velikosti ohniska nebo objektiv s kratším ohniskem a s použitím mezikroužku.

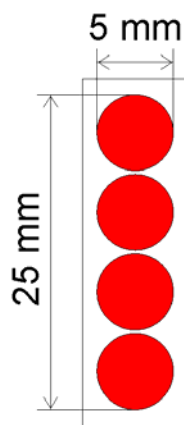
Pro kameru Pike F-032B/C bylo nutné vybírat objektiv pro snímač 1/3" s montáží C nebo CS. Velkou výhodou provedení je možnost nastavení ohniskové vzdálenosti bez použití mezikroužku. Objímka pro objektiv je v kameře našroubovaná na jemném závitě s možností změny vzdálenosti objektivu od senzoru až o 10 mm. Objímka je v nastavené poloze fixována aretačními šrouby. Byl zvolen zoomovací objektiv Pentax s ohniskovou vzdáleností 12,5–75 mm a clonou $f/1,8$ z nabídky výrobce kamery, který garantuje vzájemnou kompatibilitu zařízení.

2.3 Výběr obslužného počítače

Kritériem pro výběr počítače byla jeho přenosnost, dostatečný výkon pro zpracování dat při rychlosti kamery 800 Mb/s s a možnost připojení kamery přes sběrnici FireWire (IEEE 1394b) s možností napájení kamery externím zdrojem. Pro přenosnost systému je nejlepší volbou notebook. Protože však externí napájení sběrnice není u notebooků dostupné, byl pro připojení zvolen FireWire řadič Texas Instrument IEEE 1394b S800 do rozhraní Express Card s možností napájení. Z důvodu kvality zařízení a předpokladu dlouhodobého používání byl zvolen notebook Lenovo ThinkPad W500.

2.4 Návrh osvětlení a hygiena infračerveného záření

V analyzátoru očních pohybů a akomodace je použit zdroj infračerveného měřicího světla, jímž jsou čtyři LED IR 850 sloužící jako zdroj měřicího světla (obrázek 2.3). Celková doba vyzařování byla zvolena 120 s.



Obrázek 2.3 : Zdroj IR světla

Základem pro posouzení zdravotní nezávadnosti infračerveného světla doporučení normy ČSN EN 60825-1 Bezpečnost laserových zařízení Část 1: Klasifikace zařízení, požadavky a pokyny pro používání, vydaná v roce 1997 [16] a jejích změn.

2.4.1 Klasifikace zdroje záření podle ČSN EN 60825-1, limit přípustné emise (AEL)

Použitý zdroj NIR světla odpovídá třídě 1, do které jsou zařazeny „lasery (LED), které jsou bezpečné za provozních podmínek, které lze předpokládat s dostatečně velkou pravděpodobností“. Pro vlnovou délku $\lambda = 700\text{--}1050$ nm se limit přípustné emise (AEL,

maximální přípustná úroveň záření povolená v této třídě) určí podle vztahu (dle tab. 1 citované normy):

$$Q_e = 7 \cdot 10^{-4} \cdot t^{0,75} \cdot C_4 \cdot C_6 \text{ J},$$

$$Q_e = 7 \cdot 10^{-4} \cdot 120^{0,75} \cdot 1,995 \cdot 1,809 = 9,159 \cdot 10^{-2} \text{ J} \quad ,$$

- Q_e zářivá energie [J],
 t doba trvání vyzařování, $t = 120$ [s],
 C_4 korekční faktor, $C_4 = 1,995$ [-],
 C_6 korekční faktor, $C_6 = 1,809$ [-].

Výpočet korekčního faktoru C_4 :

$$C_4 = 10^{0,002 \cdot (\lambda - 700)} = 10^{0,002 \cdot 150} = 1,995$$

Výpočet korekčního faktoru C_6 :

$$\alpha_{\text{horiz}} = \arctg \left(\frac{\frac{5}{2}}{250} \right) \cdot 2 = 19,9 \text{ mrad} \quad , \quad \alpha_{\text{vertik}} = \arctg \left(\frac{\frac{25}{2}}{250} \right) \cdot 2 = 99,92 \text{ mrad}$$

V obou rozměrech splňuje úhlová velikost zdroje podmínku $\alpha_{\text{max}} > \alpha_{\text{vertik,horiz}} > \alpha_{\text{min}}$, (pro hodnoty $\alpha_{\text{max}} = 100 \text{ mrad}$ a $\alpha_{\text{min}} = 11 \text{ mrad}$ - pro $t \geq 10$ s). Pro horizontální směr

$$C_6 = \frac{\alpha}{\alpha_{\text{min}}} = \frac{19,9}{11} = 1,809 \quad \text{a pro vertikální směr} \quad C_6 = \frac{\alpha}{\alpha_{\text{min}}} = \frac{99,92}{11} = 9,084 \quad . \text{ Ve}$$

výpočtu byla použita přísnější hodnota.

Technické údaje o zdroji záření uvedené výrobcem jsou udávány ve $W \cdot sr^{-1}$, je tedy potřeba přepočítat zářivou energii Q_e udanou normou na zářivost I_e podle vztahu:

$$I_e = \frac{\Phi_e}{\Omega} = \frac{Q_e \cdot c}{t \cdot S} = \frac{9,159 \cdot 10^{-2} \cdot 0,25}{120 \cdot 5,026 \cdot 10^{-5}} = 3,797 \text{ W} \cdot sr^{-1},$$

- I_e zářivost (emitovaná) [$W \cdot sr^{-1}$],
 Φ_e zářivý tok (emitovaný) $\Phi_e = \frac{Q_e}{t}$ [W],

Ω prostorový úhel $\Omega = \frac{S}{c^2}$ [sr],

S ozářená plocha oka (zornice) $S = \frac{\pi \cdot d^2}{4} = \frac{3,14 \cdot (8 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 5,026 \cdot 10^{-5}$ [m²],

d průměr zornice [m],

Q_e zářivá energie [J],

t doba trvání vyzařování [s],

c vzdálenost oka od apertury objektivu [m].

Jedna IR LED IR850 je podle údajů výrobce schopna dodat zářivost $I_e = 80$ mW/sr při proudu 50 mA. Čtyři diody jsou tak schopny dodávat maximální zářivost $I_e = 320$ mW/sr. Tato hodnota je 6,5× menší než normativní mez pro zařazení použitého zdroje do 1. třídy ve smyslu ČSN EN 60825-1.

2.4.2 Výpočet maximální přípustné dávky ozáření oční rohovky

Maximální přípustná dávka pro ozáření (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 projevíly nepříznivé vlivy ozáření. Pro světelné zdroje vyzařující světlo o vlnové délce v pásmu $\lambda = 700\text{--}1050$ nm v čase $1,8 \cdot 10^{-5}\text{--}10^3$ s je MPE definována vztahem:

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

$$H_{MPE} = 18 \cdot 120^{0,75} \cdot 1,995 \cdot 1,809 = 2,355 \cdot 10^3 \text{ J} \cdot m^{-2},$$

H_{MPE} maximální přípustná dávka ozáření rohovky [$J \cdot m^{-2}$],

t doba vyzařování,

C_4 korekční faktor, $C_4 = 1,995$ [-],

C_6 korekční faktor, $C_6 = 1$ [-].

2.4.3 Výpočet maximální přípustné dávky ozáření pokožky

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

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

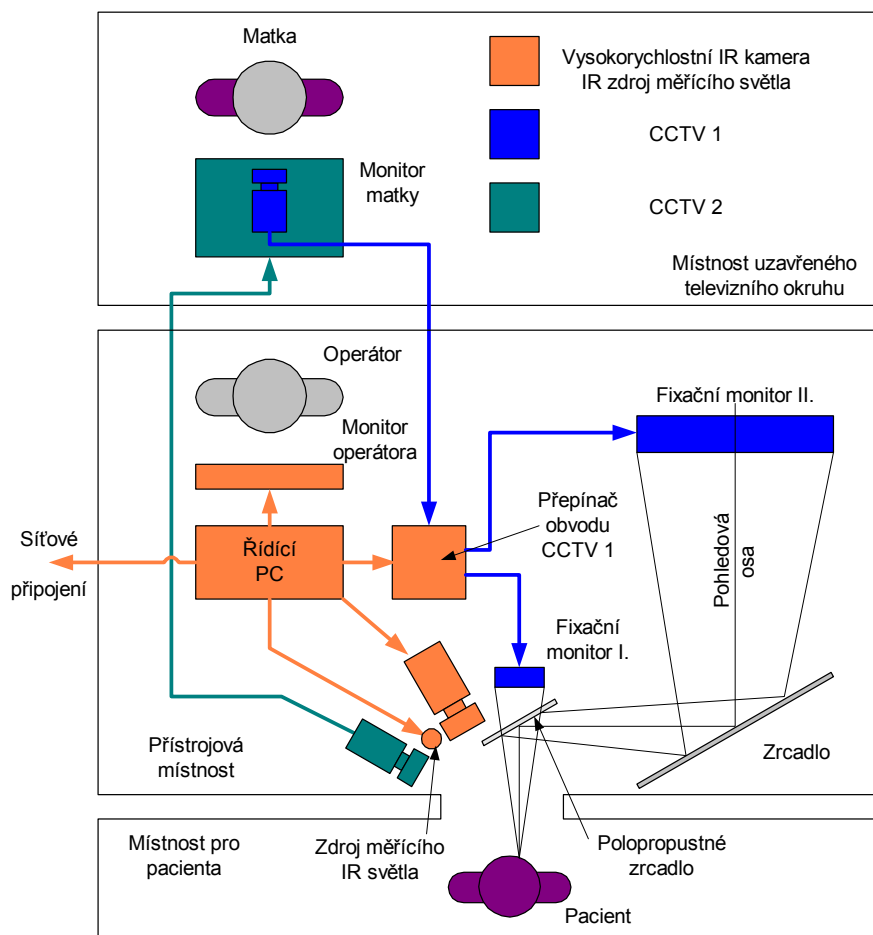
$$E_{MPE} = 2000 \cdot 1,995 = 3990 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2},$$

E_{MPE} maximální přípustná dávka ozáření kůže [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$],

C_4 korekční faktor, $C_4 = 1,995$ [-].

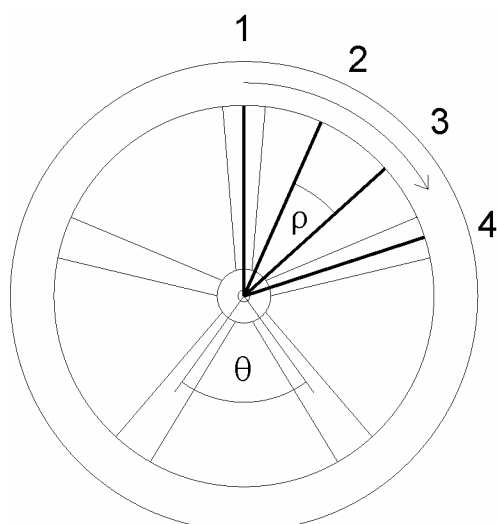
2.5 Návrh zdroje světla pro hologramy

Základním požadavkem pro fixační obrazec je možnost jeho zobrazení v různé vzdálenosti tak, aby bylo oko nuceno akomodovat na blízko (0,2 m) i do dálky (2 m). Uspořádání běžné optické soustavy je pro takový rozdíl vzdáleností prostorově velmi náročné a není možné tuto soustavu umístit do kompaktního obalu vhodného pro běžné klinické využití. Zajímavé možnosti v tomto směru však poskytuje holografie. Ta zobrazuje předměty ve skutečné vzdálenosti v jaké se nacházely při expozici holografické desky. Je tedy možné na zaznamenat hologram dvou stejných předmětů umístěných v různé vzdálenosti na jedinou desku a následně zobrazit příslušný hologram osvětlením referenčním paprskem pod příslušným úhlem. Další podmínkou na fixační obrazec je možnost jeho pohybu. Pro vyšetřování malých dětí je nutné upoutat jejich pozornost zajímavým objektem, v ideálním případě pohyblivým. V zařízení E.M.A.N. [3] byl jako blízký fixační objekt použit monitor PDA, vzdálený objekt představovala obrazovka televize zobrazená před oko pomocí soustavy zrcadel (obrázek 2.4). Na obrazovky se zobrazovala tvář matky dítěte přenášená online videokamerou z vedlejší místnosti. V holografickém provedení bude pohyb zajišťovat série snímků s různou pozicí objektu, které dohromady vytvoří dojem pohybujícího se předmětu.



Obrázek 2.4: Blokové schéma diagnostického přístroje E.M.A.N..

Pro vytvoření dojmu pohybujícího se předmětu je zapotřebí minimálně tři snímků v sekvenci. Při použití pouze dvou snímků není jasně daný směr pohybu, obraz zdánlivě kmitá mezi dvěma polohami. Pro naše účely byl zvolen model auta. Animovaná část bude otáčející se kolo. Ráfky kol napodobují pětipaprsková litá kola (obrázek 2.5). Paprsky kola mezi sebou svírají úhel $\theta = 72^\circ$. Protože je použita animace na třech snímcích, je potřeba tento úhel rozdělit na tři části. Výsledný úhel mezi jednotlivými polohami kola je tedy $\rho = 24^\circ$. Na hologram se postupně zaznamenávají jednotlivé polohy kola v přesné úhlové pozici, aby nedocházelo ke zdánlivému zrychlování a zpomalování otáčení kola při animaci. Hologramy jsou osvětlovány v sekvenci poloh 1-2-3-1. Čtvrtá poloha kola je za předpokladu jeho souměrnosti a stejného vzhledu povrchu totožná s první. Tím se obraz zacyklí a vzniká animace.



Obrázek 2.5: Animace pohybu kola.

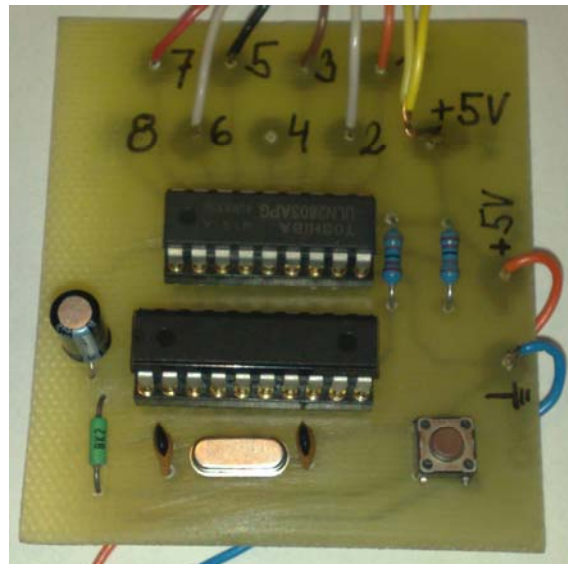
Jak bylo uvedeno výše, je pro účely měření nutné přepínat mezi dvěma animacemi v různých vzdálenostech. K tomu poslouží osvětlování holografické desky dvěma sadami laserových diod. Na výsledné holografické desce bude tedy zaznamenáno 6 holografických obrazů auta s otáčejícím se kolem, 3 blízké ve vzdálenosti 20 cm a 3 vzdálené ve vzdálenosti 2 m.

2.5.1 Ovladač

Napájecí zdroj pro laserové diody musí pracovat jako přepínač šesti laserových diod ve dvou skupinách s možností tlačítkem ovládaného přepínání skupin. Vzhledem k tomu, že holografickou desku se záznamem lze snadno vyměnit za jinou s jinak nasnímanými sekvencemi, je vhodné konstruovat zdroj s možností rozšíření o další módy spínání laserových diod. Tomuto požadavku nejlépe vyhovuje konstrukce s programovatelným mikroprocesorem.

Pro ovládání driverů laserových diod byl vytvořen přípravek, jehož elektrické schéma je na obrázku 2.6.

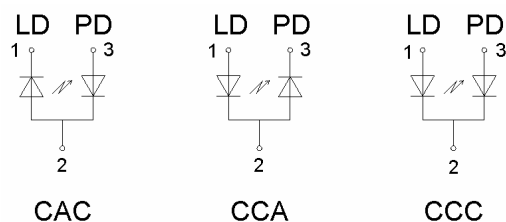
člen, který lze ovládat minimálním proudem. V tranzistorovém poli ULN 2803 jsou výstupy zapojeny jako Darlingtonovy tranzistory s otevřeným kolektorem dimenzované na 500 mA kontinuálního proudu. Na obrázku 2.7 je realizovaný ovladač driverů. Předloha pro desku plošných spojů a osazovací plán jsou obsaženy na příloženém CD-ROM.



Obrázek 2.7: Realizovaná deska plošných spojů ovladače

2.5.2 Výběr laserové diody a řídicího prvku

Laserové diody se liší podle vzájemného zapojení výkonové (LD – Laser Diode) a monitorovací diody (PD - Photodiode) – obrázek 2.8



Obrázek 2.8: Vnitřní zapojení laserových diod

Označení pod schémata jsou zkratkou anglického popisu zapojení, užívá se i označení jedním písmenem:


- CAC (typ N) - Common laserdiode Anode and photodiode Cathode on case,
- CCA (typ P) - Common laserdiode Cathode and photodiode Anode on case,
- CCC (typ M) - Common laserdiode Cathode and photodiode Cathode on case.

Pro splnění podmínky rekonstrukce hologramu světlem vlnovými délkami odpovídajícími červenému spektru byly vybírány diody vyzařující v oblasti kolem 660 nm. Na doporučení Společné laboratoře Univerzity Palackého a Akademie věd ČR, kde budou hologramy vytvářeny, byla zvolena AlGaInP laserové diody HL6501MG typu CCA (typ P) (obrázek 2.9)

$\lambda = 658\text{nm}$ P = 35mW, Single Mode Hitachi HL6501MG

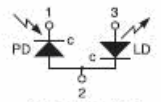
CAUTION: ELECTROSTATIC SENSITIVE

- 5.6mm Package
- AlGaInP Structure
- Astigmatism (typ.) 0.6 μm
- Pulsed Optical Power 50mW With a 50% or Less Duty Cycle and a Maximum Pulse Width of 100ns.
- Emitter Size: 1 x 5 μm



Pin Description

- 1 monitor diode cathode
- 2 common case
- 3 laser anode



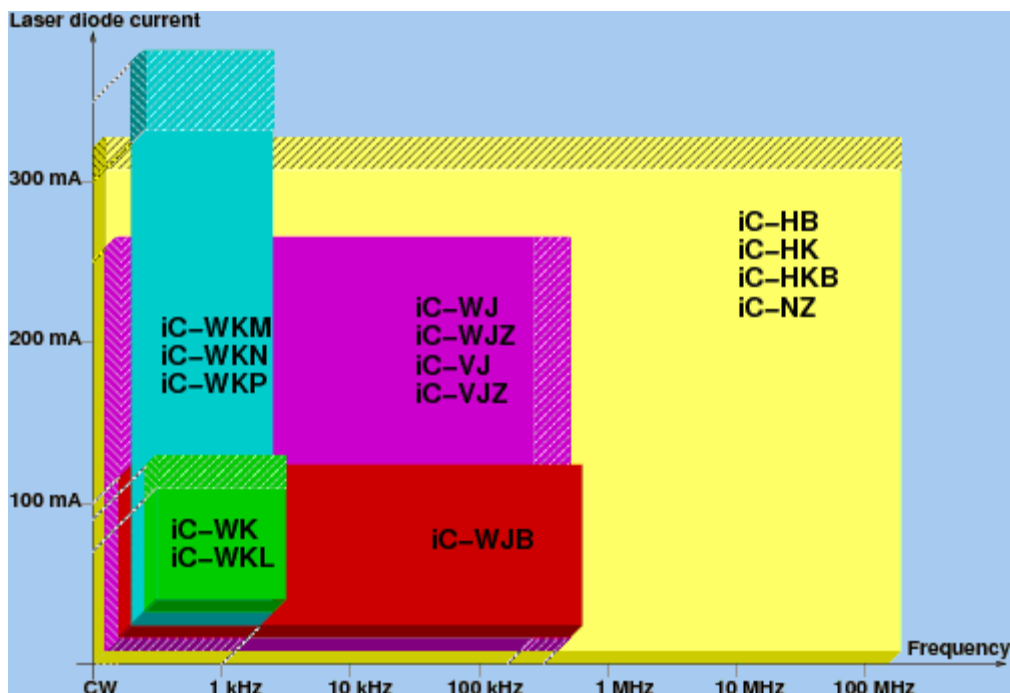
PIN CODE 5C

Absolute Maximum Ratings (T_c=25°C)

CHARACTERISTIC	SYMBOL	RATING
Optical Output Power (CW)	P _o	35mW
LD Reverse Voltage	V _{R(LD)}	2V
PD Reverse Voltage	V _{R(PD)}	30V
Operation Case Temperature	T _c	-10 to 60°C
Storage Temperature	T _{stg}	-40 to 85°C

Obrázek 2.9 : Parametry laserové diody [27].

Každý typ vnitřního zapojení laserové diody musí být ovládán jiným typem ovladače (driveru). Nejjednodušší driveru jsou založeny na řídicích obvodech firmy iC – Haus [19], které se liší pracovním napětím, výstupním proudem a způsobem provozu (CW – Continual Wave nebo pulzní). Na obrázku 2.10 jsou zobrazeny různé typy ovládacích obvodů v závislosti na proudu laserovou diodou a kmitočtu výstupních pulzů. Pro řízení laserové diody HL6501MG frekvencí 15 Hz s maximálním proudem 50 mA je dostačující základní obvod iC-WK. Driver s tímto obvodem však nemá možnost řízení vnějším signálem, proto je v ovladači laserových diod zapojen k řídicímu signálu přes tranzistorové pole. Typická doba náběhu obvodu je podle technické dokumentace výrobce [19] do 70 μs , což odpovídá maximální frekvenci pulzů 14,3 kHz. Výrobce garantovaná frekvence, při jaké bude obvod spolehlivě fungovat, je 1 kHz. Výstupní frekvence ovladače laserových diod je 15 Hz, zpoždění 70 μs nehraje v tomto případě žádnou roli.



Obrázek 2.10: Vlastnosti driverů

2.5.3 Klasifikace zdroje laserového záření

Laserové diody HL6501MG jsou podle normy ČSN EN 60825-1 klasifikovány jako zdroj laserového záření třídy 3B, do které patří zdroje záření do výkonu 0,5 W. Přímý pohled do svazku je vždy nebezpečný, sledování difúzních odrazů je normálně bezpečné [16]. Při použití laserů pro rekonstrukci hologramu je nutné koherentní laserový svazek rozptýlit na celou plochu holografické desky. Maximální rozměr desky, která bude použita, je 10×12 cm. Při osvětlení rozbíhavým laserovým paprskem se tak stává zdrojem světla. Pro uvažovanou vzdálenost 15 cm od očí je pozorovací úhel 0,76 rad (42,6 °). Minimální pozorovací úhel α_{\min} je podle normy 11 mrad pro čas $t > 10$ s. Holografickou desku lze tedy považovat za plošný zdroj difúzního světla. Maximální povolená dávka ozáření rohovky je vypočtena podle vztahu

$$H_{MPE} = 18 \cdot t^{0,75} C_6 J \cdot m^{-2} \text{ pro } t < T_2,$$

$$\text{kde } T_2 = 10 \cdot 10^{0,02(\lambda-550)} \text{ s} = 144,5 \text{ s},$$

$$\text{korekční faktor } C_6 \text{ je pro } \alpha_{\min} < \alpha < \alpha_{\max} \text{ roven } C_6 = \alpha / \alpha_{\min} = 0,76 / 0,011 = 69,$$

$$H_{MPE} = 18 \cdot 120^{0,75} \cdot 69 \text{ J} \cdot m^{-2} = 45 \cdot 10^3 \text{ J} \cdot m^{-2}.$$

Zářivý tok laseru udaný výrobcem musí být převeden na světelný tok. Zároveň je vztažen na plochu rohovky:

$$Q_e / S = \Phi_e \cdot t \cdot S = 0,035 \cdot 120 \cdot 5,026 \cdot 10^{-3} = 0,021 J \cdot m^{-2}.$$

V nejnepríznivějším případě poruchy ovladače laserů a rozsvícení všech laserových diod vzroste zářivý tok na rohovku na šestnásobek, tj. $0,126 J \cdot m^{-2}$. I tato hodnota je více než o 5 řádů menší, než hodnota MPE.

3 Experimentální část

3.1 Experimentální měření vhodnosti kamery Pike F-032 B

Úkolem měření bylo zjistit citlivost kamery Pike F-032 B v NIR spektru pro použití při IR měření akomodace avergence. Při pokusu byly použity zařízení:

- Objektiv Computar TV Zoom Lens 1:1,2 / 12,5-75
 - ohnisko 18 mm, clona 1,2, objektiv průměru 48 mm, mezikroužek 1 mm
- Kamera Pike F-032B
 - Nastavení – shutter 400, gain 300
- Zdroj světla – 4x LED IR850
 - $\lambda = 850 \text{ nm}$, výkon $P = 80 \text{ mW} / 30^\circ$, proud jednou LED $I = 50 \text{ mA}$

Kamera byla umístěna ve vzdálenosti 40 cm od očí měřné osoby. Sestava experimentu je na obrázku 3.1. Jako zdroj světla byla použita sestava 4×IR LED v paralelním zapojení ($I = 4 \times 50 \text{ mA} = 200 \text{ mA}$), které byly seřazeny nad sebou do držáku o rozměru 25×5 mm. Se zjednodušením lze tento zdroj světla pokládat za plošný. Maximální přípustná emise (MPE) plošného zdroje v této vzdálenosti v čase 10 s je podle normy 2,5 W/sr. Použité LED mají zářivost 80 mW/sr, pro 4×LED je to 320 mW/sr což odpovídá 40 % MPE (výpočet podrobně rozebrán v kapitole 2.4 Návrh osvětlení a hygiena infračerveného záření).



Obrázek 3.1 : Sestava prvního experimentu.

Na výsledném snímku (obrázek 3.2) je možné pozorovat I. PI a vertikální změnu intenzity osvětlení v oku, což jsou požadované artefakty pro další zpracování obrazu. Tím byla ověřena dostatečná citlivost kamery v požadovaném spektru a vhodnost pro použití v dalším měření.



Obrázek 3.2: Pořízený odraz IR záření od sítnice při experimentálním ověřování kamery.

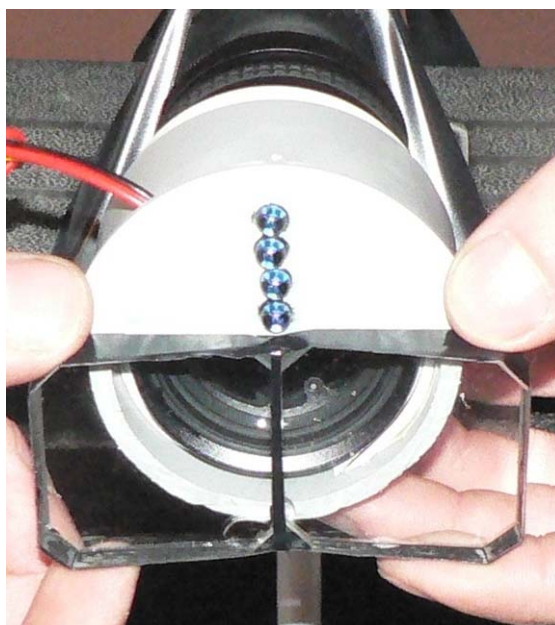
3.2 Ověření funkčnosti sestavy

Účelem měření bylo ověřit funkci kamery, objektivu a počítače pro použití při IR měření akomodace a vergence (obrázek 3.3). Fixačním objektem pro pohled na blízko byl zdroj IR světla na fotorefrakční předsádce ve vzdálenosti 25 cm od očí probanda. Ruční svítilna použitá jako fixační objekt pro pohled do dálky byla umístěna ve vzdálenosti 150 cm od očí probanda v takové výšce, aby oči při pohledu do dálky přes vrchní hranu předsádky vykonaly co nejmenší vertikální pohyb.



Obrázek 3.3 : Sestava experimentu.

Při měření bylo před objektiv umístěno biprizma pro odstranění nežádoucích ploch obličeje ze snímku (obrázek 3.4).



Obrázek 3.4 : Umístění biprizmatu před objektivem

Obrazové sekvence při změně pohledu mezi fixačními objekty byly zaznamenány do počítače. Kamera byla přepnuta do výrobcem definovaného nastavení Format_7 Mode 2.

V tomto módu má kamera rychlost 372 fps při monochromatickém osmibitovém rozlišení 640×240 pixelů s dvojnásobným vertikálním binningem. Na obrázcích 3.5 a 3.6 je vidět změna jasového profilu a mióza zornic (akomodace) a změna polohy I. Purkyňových obrazů vůči středu zornic (vergence).



Obrázek 3.5 : Pohled do dálky.



Obrázek 3.6 : Pohled na blízko.

Oválná deformace zornic ve vertikálním směru je důsledkem použití vertikálního binningu. Při softwarovém zpracování je možné dosáhnout původních rozměrů zvětšením svislého rozměru obrázku na dvojnásobek. Rozměry v horizontálním směru bez binningu zůstaly zachovány.

4 Závěr

Práce položila základy pro vývoj další generace zařízení pro měření akomodace a vergence bezkontaktní metodou. Byla vybrána vhodná kamera s dostatečnou citlivostí v infračervené oblasti. Kvalita výsledného obrazu pro následné softwarové zpracování byla experimentálně ověřena. Navržený zdroj měřicího světla je pro účely měření vyhovující. Zdroj zároveň splňuje kritéria zdravotní nezávadnosti daná normou ČSN EN 60825-1, což je důležitým předpokladem pro další experimenty. Na realizaci stimulační sestavy laserových diod a holografické desky se stále pracuje. Vypočtené hodnoty emise laserového záření splňují podmínky výše uvedené hygienické normy. Po realizaci stimulační sestavy bude experimentálně ověřeno skutečné množství vystupujícího záření. Z důvodu vysokého zdravotního rizika spojeného s pohledem do laserového paprsku by měla být radiometricky ověřena hygienická nezávadnost pro všechny vytvořené holografické desky určené ke stimulaci zraku. Důkazy o splnění normy jsou důležité pro případné zavedení zařízení do klinické praxe.

Zadání bakalářské práce bylo splněno a zařízení je připraveno na případný další vývoj v rámci diplomové práce.

5 Použitá literatura

- [1] ELIŠKOVÁ, Miloslava, NAŇKA, Ondřej. *Přehled anatomie*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2006. 309 s. ISBN 80-246-1216-X.
- [2] KUCHYNKA, Pavel, et al. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [3] MRŇÁVEK, Vlastimil. *Digitalizace fotoscreeningu očních vad u malých dětí*. [s.l.], 2006. 75 s. České Vysoké Učení Technické. Vedoucí diplomové práce Ing. Jaroslav Dušek.
- [4] 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.
- [5] DOSTÁLEK, Miroslav, DUŠEK, Jaroslav. E.M.A.N.(Eye Movement and Accommodation Analyzer) device for vergence accommodation synkinesis recording and analysis. In *Transactions 28th Meeting Strabismological Association*. [s.l.] : [s.n.], 2008. s. 357-360. ISBN 90-2651965-6.
- [6] VRBOVÁ, Miroslava, et al. *Lasery a moderní optika : oborová encyklopedie*. 1. vyd. Praha : Prometheus, 1994. ISBN 80-85849-56-9. s. 474.
- [7] *VUT Brno* [online]. [2008] [cit. 2009-04-28]. Dostupný z WWW: <http://www.fch.vutbr.cz/~zmeskal/obring/presentace_2002/08_cmos_ccd.pdf>.
- [8] *Allied Visiontec* [online]. [2007] [cit. 2008-10-20]. Dostupný z WWW: <http://www.alliedvisiontec.com/fileadmin/files/pdf/produkte/technical_manuals/-Pike_TechMan_V4.3.0_en.pdf>.
- [9] ŠPUNDA, Miloslav, et al. *Zdravotnická informatika*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2007. 194 s. ISBN 978-80-246-1378-9.

- [10] *Image Labs International* [online]. [2009] [cit. 2009-05-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.vision1.com/pdf/CameraLink5.pdf>>.
- [11] SALEH, Bahaa E. A., TEICH, Malvin Carl. *Základy fotoniky 3*. 1. vyd. Praha : MATFYZPRESS, 1994. 226 s. ISBN 80-85863-05-7.
- [12] SALEH, Bahaa E. A., TEICH, Malvin Carl. *Základy fotoniky 1*. 1. vyd. Praha : MATFYZPRESS, 1994. 226 s. ISBN 80-85863-01-4.
- [13] VRBA, Vladislav. *Moderní aspekty klasické fyzikální optiky*. 1. vyd. Praha : Academia, 1974. 296 s. ISBN 509-21-875.
- [14] MALÝ, Petr. *Optika*. 1.vyd. Praha : Karolinum, 2008. 361 s. ISBN 978-80-246-1342-0.
- [15] HROMÁDKA, Z.: Diplomová práce E. M. AN. (Eye Movement Analyzer) – hardwarové řešení, Praha 2001, 78s.
- [16] ČSN EN 60825 – 1: Bezpečnost laserových zařízení, Část 1: Klasifikace zařízení, požadavky a pokyny pro používání, Praha 1997, Český normalizační institut.
- [17] MATOUŠEK, David. *Práce s mikrokontroléry Atmel AT89C2051*. 1. vyd. Praha : BEN - technická literatura, 2002. 248 s. ISBN 80-7300-048-2.
- [18] VACEK, Václav, VACKOVÁ, Václava. *Učebnice programování ATMEL s jádrem 8051*. 1. vyd. Praha : BEN - technická literatura, 2002. 144 s. ISBN 80-7300-043-1.
- [19] *iC-Haus* [online]. [2003] [cit. 2009-04-23]. Dostupný z WWW: <http://www.ichaus.de/upload/pdf/Wk_d1es.pdf>.

- [20] SCHAEFFEL F., FARKAS L., HOLAND H.C.: *Infrared photoretinoscope*, Appl. Opt. 26, 1987, pp. 1505–1509.
- [21] *Gymnázium Benešov* [online]. [2009] [cit. 2008-05-12]. Dostupný z WWW: <<http://fyzika.gbn.cz/phprs/image/fyzika/optika/oko.jpg>>.
- [22] *ElektroRevue* [online]. [2008] [cit. 2008-04-23]. Dostupný z WWW: <<http://www.elektrorevue.cz/clanky/06019/blokove%20CCD.gif>>.
- [23] JISC Digital Media [online]. [2009] [cit. 2009-05-12]. Dostupný z WWW: <http://www.jiscdigitalmedia.ac.uk/images/bayer_layout.gifhttp://www.jiscdigitalmedia.ac.uk/images/bayer_layout.gif>.
- [24] *Intevac imaging* [online]. [2008] [cit. 2008-10-20]. Dostupný z WWW: <<http://www.mosir950.com/default.asp?page=181>>.
- [25] *Allied Visiontec* [online]. [2008] [cit. 2008-10-20]. Dostupný z WWW: <<http://www.alliedvisiontec.com>>.
- [26] *Point Grey* [online]. [2008] [cit. 2008-10-20]. Dostupný z WWW: <<http://www.ptgrey.com/products/dx/index.asp>>.
- [27] *ThorLabs* [online]. [2008] [cit. 2008-10-20]. Dostupný z WWW: <<http://www.thorlabs.com/catalogPages/470.pdf>>.

6 Příloha A