

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

Ústav biofyziky a informatiky



**Návrh softwarové platformy pro podporu rehabilitace strabismu
ve 3D vizuálním prostředí**

Bakalářská práce

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

Student: Jan Herčík

květen 2012

Identifikační záznam

HERČÍK, Jan. *Návrh softwarové platformy pro podporu rehabilitace strabismu ve 3D vizuálním prostředí. [The design of a software platform for the support of the rehabilitation of squint in 3D visual environment]*. Praha, 2012. 51 s., Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Jaroslav Dušek, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a pouze s použitím pramenů v ní řádně uvedených. Tato práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu. Nesouhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce do databáze systému meziuniverzitního projektu Theses.cz.

V Praze dne:

podpis:

Poděkování

V první řadě bych rád poděkoval Ing. Jaroslavu Duškovi, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při realizaci práce a Filipovi Ocáskovi za asistenci při experimentální části práce.

Dále bych rád vyjádřil svůj dík mé rodině za podporu ve studiu a v neposlední řadě i svým spolužákům.

Anotace

Zrak je pro člověka jeden z nejdůležitějších smyslů. Umožňuje nám získávat až 90 % informací o našem okolí. Při poruše tohoto smyslu dochází k výraznému snížení kvality života, a proto je důležité provádět preventivní vyšetření již v raném věku. Právě včasné zachycení nemoci umožní u šilhavých pacientů zahájit léčbu a to buď konzervativní nebo operativní cestou. Při správném provedení lze pacienty i zcela vyléčit. Při zanedbání, nebo nedostatečné lékařské péči může dojít onemocnění až do stádia, kdy se začnou utlumovat zraková centra v mozku, která přísluší postiženému oku, a následně k rozvoji tupozrakosti. Metoda pro rehabilitaci strabismu by měla být neinvazivní, lehce použitelná a umožňovat i opakované užití v domácích podmínkách. Dále je nutné, vzhledem k věku pacientů, upoutat jejich pozornost. Princip metody a návrh software spočívá v 3D projekci videosekvencí, přičemž posouváním dílčích obrazů pro postižené oko donutíme toto oko vychylovat (šilhat) se na opačnou stranu, než je směr úchytky. Tímto způsobem docílíme rehabilitace a posílení očních svalů.

Klíčová slova

Strabismus, 3D vizuální prostředí, rehabilitace, prizma, binokulární vidění, disparita, video analýza

Annotation

The eyesight is one of the most important senses for human beings. It enables us to obtain up to 90% of information of what is going on around us. In case this sense is damaged, the quality of life is significantly lowered and therefore it is vital to start with preventive check-ups at an early age. It is only possible to start a treatment of strabologically affected patients, either surgically or conservatively, when this disease is discovered at an early stage. When the medical intervention is performed properly, it is possible to cure the patient completely. In case of neglect or insufficient medical care, the disease may develop into a stage when brain sight centres responsible for the affected eye start to weaken, which can later on result in the development of amblyopy. The method used for the rehabilitation of strabism should be non-invasive, easy to use and should be reusable in house conditions. It is also necessary, with respect to their age, to draw the attention of the patients. The principle of the method and design of the software is in 3D video projection when, by the movement of the sub-images for the affected eye, we force the eye to squint in the opposite direction than the direction of deviation. In this way, we will achieve the rehabilitation and strengthening of the eye muscles.

Keywords

Strabismus, 3D visual environment, rehabilitation, prizma, binocular vision, disparity, video processing

Seznam použitých zkratk

3D	trojrozměrný prostor
ARK	Anomální Retinální Korespondence
AVI	Audio Video Interleave
CCD	Charge Coupled Device
DVI	Digital Visual Interface
fps	frame per sekund
HD	High-Definition
IEEE	Institute of Electrical and Electronic Engineers
LCD	Liquid Crystal Display
m.	musculus
n.	nervus
NRK	Normální Retinální Korespondence
OL	oko levé
OLED	Organic Light-Emitting Diode
OP	oko pravé
px.	pixel
SMP	Simultánní Percepce
SPP	Simultánní Percepce se superpozicí
TN	Twisted Nematic

Seznam použitých symbolů

a_i	členy postoupnosti
δ	deviace [°]
Δ	prizmatický účinek [pD]
Σ	suma
τ	posuv
ω	lámavý úhel [°]
b	báze
C	konstanta
d	posun světelného paprsku [cm]
f	frekvence [Hz]
g	vzdálenost od zobrazovače [m]
j	imaginární jednotka
K	konstanta
MED	medián
n	celé číslo
P	předmět pozorovaný přes hranol
$P1$	zdánlivá poloha předmětu
V	vrchol
x	proměnná
y	proměnná
\int	integrál
∞	nekonečno
$^\circ$	úhlový stupeň

Obsah

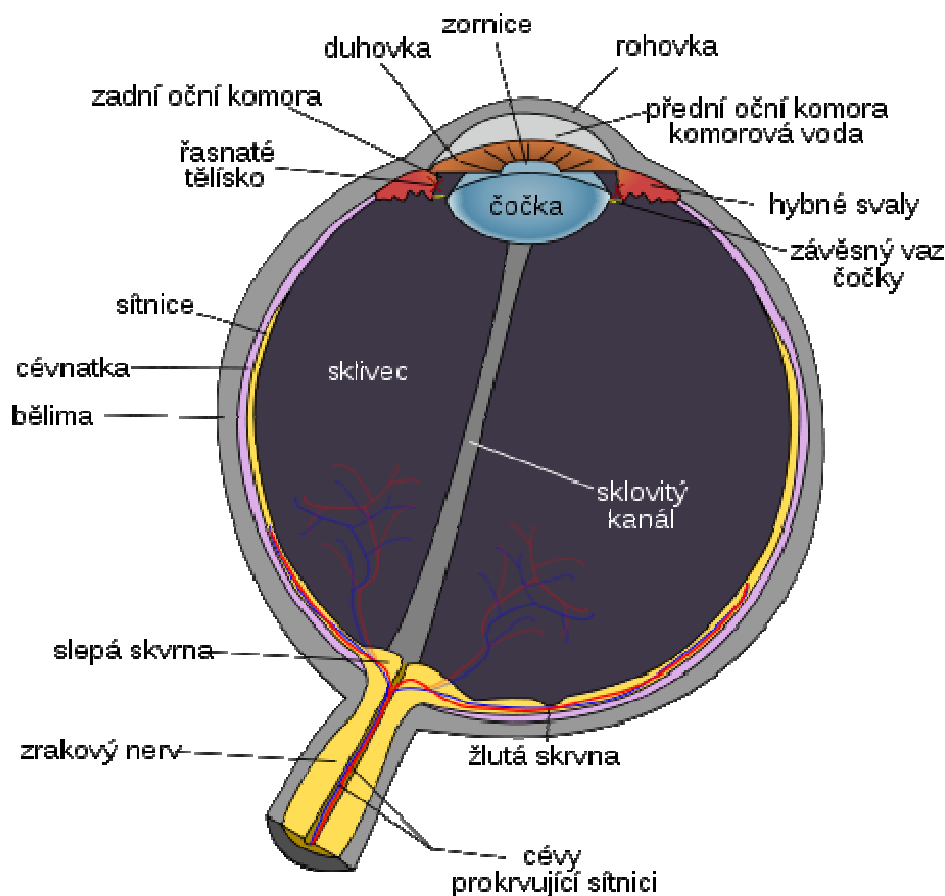
1	Teoretická část.....	1
1.1	Anatomie a fyziologie lidského oka.....	1
1.1.1	Anatomie oka	1
1.1.2	Okohybné svaly a oční pohyby	3
1.1.3	Prostorové vidění.....	5
1.1.4	Binokulární vidění.....	5
1.2	Strabismus	6
1.2.1	Základní principy pro léčbu	6
1.2.2	Vyšetřovací metody.....	7
1.3	Prizma a prizmatická dioptrie.....	13
1.4	Metody a algoritmy 3D zobrazení.....	14
1.4.1	Disparita	14
1.4.2	Možnosti zobrazování	15
1.4.3	Hygiena 3D	20
1.5	Algoritmy použité pro úpravu obrazu	21
1.5.1	Fourierova transformace	21
1.5.2	Konvoluce	21
1.5.3	Filtrace obrazu.....	22
1.6	Multimediální kontejner.....	25
1.6.1	Avi (Audio Video Interleave) kontejner	25
2	Praktická část.....	26
2.1	Vlastní návrh software	26
2.2	Vlastní realizace software	26
3	Experimentální část.....	29
3.1	Požadavky na hardware.....	29
3.2	Uspořádání optické sestavy.....	32
3.3	Průběh experimentu.....	33
4	Výsledky experimentu.....	34
5	Závěr.....	37
6	Literatura	38
7	Přílohy	42

1 Teoretická část

1.1 Anatomie a fyziologie lidského oka

1.1.1 Anatomie oka

Oko je smyslový receptor sloužící k vnímání optických podnětů [1, 2, 3]. Má přibližně tvar koule a jeho průměr je cca 25 mm (obrázek 1.1).



Obrázek 1.1: Anatomická stavba oka [5].

Je přizpůsobeno k registraci elektromagnetického světelného záření v rozsahu vlnových délek 390–760 nm. Po průchodu světelného paprsku optickým aparátem dopadá paprsek na sítnici, kde dochází k fotochemickému převodu světelného podnětu na bioelektrické podněty nervových buněk a jejich následnému zpracování. Oko je přizpůsobeno prostorovému, černobílému i barevnému vidění. Celková optická mohutnost je přibližně +60 D. Oko je tvořeno oční koulí a přídatnými očními orgány. Oční koule je uložena v tukovém vazivu v očníci tvaru čtyřboké pyramidy. Zepředu je chráněno očními

víčky a slzným aparátem. Spojení mezi oční koulí a víčky zajišťuje spojivka. Oko se skládá ze tří vrstev.

Zevní vazivová vrstva slouží jako mechanická ochrana bulbu. Bělima je pevná tuhá neprůhledná vazivová blána, tvořená kolagenními a elastickými fibrilami a zaujímá zadních 5/6 oční koule. Je ochranným obalem pro hlubší oddíly oční koule a představuje pevnou oporu pro připojující se šlachy okohybných svalů. Tloušťka bělimy kolísá mezi 0,3–1,5 mm. Nejsilnější je v zadní části a nejslabší těsně pod úpony okohybných svalů. Je prakticky bezcévná. Rohovka tvoří přední průhlednou část oční koule a odpovídá asi 1/5 její plochy. Tvar rohovky je mírně eliptický. Poloměr zakřivení je 6,8–8,5 mm, přičemž zakřivení ve vertikálním směru je větší než ve směru horizontálním. Tím je způsoben tzv. fyziologický astigmatismus (1–2 D), který je kompenzován mozkovými centry. Dioptrická hodnota rohovky je asi 43 D.

Střední vrstva oka je cévnatka, tvořená cévními kličkami ve vazivu spolu s pigmentovými buňkami. Vyživuje vrstvu tyčinek a čípků a navzájem je izoluje. Pomáhá udržovat napětí čočky a reguluje množství dopadajícího světla na sítnici. Specializovanými částmi cévnatky jsou řasnaté těleso a duhovka. Řasnaté těleso má tvar mezikruží a nachází se ventrálně od ekvátoru (největší obvod oka ve frontální rovině). Tvořeno je částečně hladkou svalovinou ciliárního svalu, který pomocí vláken závěsného aparátu čočky zajišťuje její fixaci a akomodaci. Akomodace je způsobena změnou zakřivení čočky, a tak se mění i optická mohutnost. Kontrakcí ciliárního svalu dojde k uvolnění fixačního aparátu čočky, která svou vlastní elasticitou zvětší své zakřivení a tím i optickou mohutnost (oko zaostří na blízko). Díky pružnosti cévnatky dochází po relaxaci ciliárního svalu ke zpětnému napnutí fixačního aparátu a oploštění čočky. Duhovka je pokračováním řasnatého tělesa a má ve své centrální oblasti otvor zvaný zornice. Má tvar mezikruží. Slouží k regulaci množství světla pronikajícího do oka změnami velikosti zornice podobně jako clona objektivu u fotoaparátu. Čočka má tvar bikonvexní čočky o průměru 10 mm, tloušťka je přibližně 3,8 mm. Při ostření na blízko se vyklenuje až na 4,4 mm. Optická mohutnost je asi +17 D.

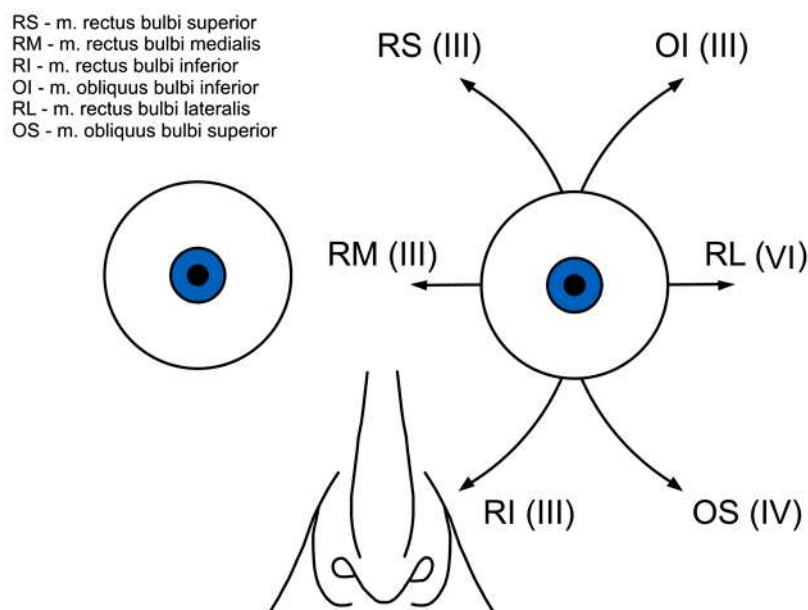
Vnitřní vrstva je tvořena sítnicí. Sítnice vystýlá celou dutinovou stranu oční koule až po okraje duhovky. Fotoreceptory jsou v sítnici pouze ke hranici řasnatého tělesa. Nalezneme na ni dva druhy světločivých buněk: tyčinky a čípky v poměru asi 20:1. Tyčinky mají schopnost prostorového a časového rozlišení zrakových podnětů, rozeznávají pouze stupně šedi. Vzhledem k tomu, že jsou mnohem citlivější nežli čípky, je jejich uplatnění hlavně za zhoršených světelných podmínek (skotopické vidění). Čípky mají oproti tyčinkám celkově mnohem menší zastoupení, ovšem jsou mnohem více zastoupeny v oblasti žluté

skvrny, kde je nejvyšší zraková ostrost. Tyčinky v této oblasti chybí. Uplatňují se za dobrých světelných podmínek a zajišťují barevné vidění (fotopické vidění). Sítnice obsahuje kromě fotoreceptorů ještě několik dalších buněčných vrstev. Jelikož fotoreceptory tvoří vnější vrstvu nejdále od čočky, musí k nim světlo proniknout celou tloušťkou sítnice. V důsledku toho může docházet ke zkreslení obrazu. Tato situace nenastává ve žluté skvrně, protože neobsahuje další vrstvy sítnice. Průnik světla k receptorům je přímý a bez zkreslení. Jakýsi opak žluté skvrny je skvrna slepá. Nachází se v místě odstupu zrakového nervu a neobsahuje žádné fotoreceptory.

Vnitřní prostor bulbu je vyplněn strukturami, které propouštějí světlo a zároveň ho soustřeďují, aby dopadlo na sítnici. Paprsek prochází po průchodu rohovkou dále komorovou vodou, čočkou a sklivcem. Komorová tekutina vyplňuje komory a podílí se na výživě rohovky. Sklivec je rosolovitá polotekutá dokonale průhledná hmota, která vyplňuje sklivcový prostor mezi zadní plochou čočky a sítnicí.

1.1.2 Okohybné svaly a oční pohyby

Každým okem hýbe celkem 6 okohybných svalů (obrázek 1.2) [2, 4].



Obrázek 1.2: Okohybné svaly [6].

Za fyziologických podmínek se na pohybu oka podílí několik svalů najednou, svaly tak mají více funkcí zároveň v závislosti na výchozí poloze oka. Pohyb samotného oka se nazývá dukce. Oční pohyb shodným směrem označujeme jako verze (dextroverze, levoverze, supraververze, infraververze) a v případě protiběžného pohybu očí hovoříme o vergenci (při pohybu ke středové rovině – konvergence, při laterálním pohybu – divergence).

Při pohybu očí v daném směru se podílí více svalů z obou očí najednou. Každý sval má svého stejnostranného antagonistu a druhostranného synergistu a antagonistu. Antagonisté pracují v navzájem opačném směru, kdežto synergisté ve směru shodném. Souhru a plynulost párových pohybů řídí Heringův a Sherringtonův zákon. V případě Heringova zákona se inervační impuls z motorického centra mozkové kůry rovnoměrně rozdělí mezi synergisty obou očí a ti se v tomto případě chovají jako jeden orgán. Totéž platí i pro antagonisty. Sherringtonův zákon popisuje reciprokovou inervaci svalů. Jestliže má dojít k pohybu oka, musí být kontrakce synergistů doprovázena relaxací jejich antagonistů. O řízení okohybných svalů se starají tři hlavové nervy, jejichž motorická jádra jsou uložena v zadní části mozkového kmene a jsou vzájemně propojena. Jsou to nervus oculomotorius (n. III), nervus trochlearis (n. IV) a nervus abducens (n. VI). Oční pohyby jsou řízeny ze třech mozkových center. Centrum v týlním laloku řídí reflexní zrakové podmíněné pohyby (optomotorické) – akomodace, konvergence, fúze, fixace, reflexe a mrkací reflex. Centrum v čelním laloku řídí volní pohyby. Motorické centrum vestibulárního aparátu řídí statokinetické reflexy – vyrovnávání očí při pohybech hlavy nebo těla, jsou to reflexy vrozené a zachovávají se i při slepotě. Pro správnou souhru očních pohybů je nezbytná správná funkce senzoričká.

Okohybné svaly jsou svaly štíhlé stuhovité příčně pruhované, které většinou začínají ve společné kruhové šlaše (anulus tendineus communis), která je připevněna ke stěně očnice okolo vyústění canalis opticus. Z tohoto společného místa se jednotlivé svaly rozbíhají k různým stranám oční koule, na kterou se upínají krátkými plochými šlachami. Okohybné svaly dělíme na přímé a šikmé.

Přímé svaly oční koule (musculi recti) jsou čtyři: horní, vnitřní, dolní a zevní (musculus rectus superior, medialis, inferior a lateralis). Začínají od anulus tendineus communis a směřují dopředu. Sledují přitom příslušnou stěnu očnice a pomocí tenké šlachy se upínají v předním segmentu oční koule na bělimu. Zevní a vnitřní přímé svaly otáčejí oční kouli horizontálně a horní a dolní svaly stáčí oko nahoru a dolů a současně lehce mediálně.

Šikmé svaly oční koule jsou dva: Musculus obliquus superior, který začíná společně s přímými okohybnými svaly od anulus tendineus communis. Klade se mezi musculus rectus medialis a musculus rectus superior a po mediální straně očnice směřuje dopředu k dovez trochlearis, kde se jeho šlacha otáčí kolem chrupavčité kladky (trochlea). Od kladky probíhá jeho šlacha dozadu a laterálně, klade se mezi horní přímý sval a oční kouli a na oční kouli se připojuje za ekvátorem v zadním horním laterálním kvadrantu. Musculus obliquus inferior nezačíná společně s ostatními svaly, ale na dolní stěně očnice laterálně od crista lateralis posterior a od vstupu do canalis nasolacimalis. Směřuje dozadu a laterálně, klade se

pod přímý dolní sval a upíná se za ekvátorem v dolním laterálním kvadrantu. Musculus obliquus superior při pohledu vpřed provádí rotaci oka dovnitř a druhotně stáčí oko dolu a zevně. Musculus obliquus inferior provádí při pohledu vpřed rotaci zevně a druhotně oko zvedá a stáčí také zevně.

1.1.3 Prostorové vidění

Prostorové vnímání prostoru zprostředkuje zrak. Mechanismy monokulárního (jednookulárního) vnímání prostoru mohou být založeny ve velké míře na zkušenosti pozorovatele [2]. Příkladem je znalost velikosti předmětů (například strom, tužka), lineární perspektiva – sbíhání rovnoběžných čar se vzrůstající se vzdáleností. Dalšími mechanismy pak ztráta barvy předmětů ve větších vzdálenostech, překrývání vzdálenějších věcí bližšími a paralaxa – při pohybu, například v automobilu, se bližší předměty pohybují proti nám, kdežto objekty vzdálenější, jakoby jely s námi.

1.1.4 Binokulární vidění

Za normálních podmínek fungují okohybné svaly společně jako celek. Pohyb oka je ovládán šesti svaly. Oči jsou zaměřeny do jediného sledovaného bodu. Pro správné zaměření očí na tento bod je nutná dokonalá souhra všech dvanácti okohybných svalů. Jsou řízeny ze složitých mozkových center. Mozek spojuje obrazy z každé sítnice do jednoho trojrozměrného obrazu. Tato funkce se vyjadřuje pomocí takzvaného kyklopského oka, které je mezi oběma očima. Pokud je jedno oko odchýlené od druhého, dostává mozek dva jiné obrazy. U malých dětí, trpících strabismem, se mozek naučí obraz z odchýleného oka ignorovat a dále pracovat pouze s obrazem oka zdravého. Dítě tak ztrácí hloubkové trojrozměrné vidění. Dospělí jedinci se strabismem vnímají obraz z obou očí, a vzniká tak dvojitě vidění [2].

Vývoj binokulárního vidění má několik fází [4]. Nejprve se vyvíjí monokulární vidění. Novorozenec je v řádu několika hodin po narození schopen krátkodobé monokulární fixace. Druhé oko při tom může fyziologicky zašilhát. Dítě je od druhého měsíce schopno fixace, sleduje lidi a pohybující se předměty. Sledovací pohyby zatím nejsou plynulé. Ve druhém a třetím měsíci se rapidně zvyšuje zraková ostrost. V tomto období mohou veškeré patologické stavy vyústit až v poškození zrakového centra v mozku a k vývoji amblyopie.

Druhá fáze vývoje nastává po dosažení dostatečného stupně monokulárního vidění. 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 buňky se vyvíjejí od narození. Jejich uplatnění závisí nejen

na fyziologickém a anatomicky fyziologickém stavu očí, ale také na retinální stimulaci a paralelním postavení očí, které se mění s věkem. S vytvořením optomotorické souhry dochází současně k rozvoji binokulárního vidění. Při poruše vývoje vzniká útlum zrakového centra, amblyopie a strabismus. Podmínkou 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

Další složky jsou sensorické:

- normální vidění obou očí
- centrální fixace obou očí
- shodná velikost retinálních obrazů
- normální retinální korespondence
- správně vyvinuté binokulární reflexy.

1.2 Strabismus

Strabismus (šilhání) je zraková vada, při které hledí každé oko jiným směrem, je porušena spolupráce obou očí [2]. Je to časté onemocnění (přibližně každé desáté dítě), které postihuje chlapce i dívky ve stejné míře. Více se objevuje u dětí s mozkovými chorobami: mozková obrna, hydrocefalus, nádory, Downův syndrom. Může ho vyvolat i šedý zákal, úrazy oka a další oční choroby. Často je dědičné, je však mnoho případů dětí se strabismem u nešilhajících rodičů. Hlavní známkou je uchýlení jednoho oka a může se objevit kompenzační náklon hlavy na jednu stranu a přivírání oka. Tato úchylka může mít trvalý nebo přechodný charakter.

1.2.1 Základní principy pro léčbu

Základní principy pro léčbu strabismu lze shrnout do těchto okruhů [7]:

1. Raný záchyt

Brzké zjištění, že dítě trpí strabismem a včasné zahájení léčby je stále dosti podstatné. Důležitou roli mají v této úloze rodiče, kteří si všimají obvykle jako první. Jejich postřeh by se rozhodně neměl podceňovat, ačkoli občas bývá jejich jednání příliš úzkostlivé. O správnou interpretaci se postará dětský lékař, který následně dítě odešle na odborné vyšetření.

2. Správná diagnostika

Tento vyšetřovací postup je pracovní záležitostí oftalmologa a měl by diagnózu potvrdit, nebo vyloučit (existují i simulující stavy). Šilhání může být i prvotním symptomem mnohem závažnějšího očního, případně i celkového onemocnění.

3. Aktivní spolupráce rodičů

Spolupráce rodičů s lékařem je velmi důležitým kritériem. Musí dohlížet, aby dítě dodržovalo doporučené požadavky péče. Lze se bohužel setkat i s laxním přístupem rodičů.

4. Základní léčebný postup

Měl by být dokončen kolem 6. roku života – před začátkem školní docházky. Rozvoj binokulárního vidění je v tomto věku již dokončen. Školák by měl mít vadu již korigovanou. Zároveň by mělo být rozhodnuto, zda se patologické postavení očí bude upravovat chirurgickým zákrokem.

1.2.2 Vyšetřovací metody

Vyšetření pacienta za účelem potvrdit či vyloučit šilhavost, případně tupozrakost má svůj řád. Jednotlivé postupy na sebe navazují. Jsou jimi:

- Vyšetření zrakové ostrosti
- Vyšetření motility
- Vyšetření postavení očí
- Vyšetření binokulárního vidění a retinální korespondence
- Vyšetření refrakce
- Vyšetření fundu
- Stanovení fixace

1.2.2.1 Vyšetření zrakové ostrosti

Vyšetření zrakové ostrosti je prvním základním vyšetřením. Možnost tohoto vyšetření je dána věkem a psychomotorickým rozvojem jedince. Zásadou při vyšetření je dokonalé zakrytí jednoho oka. Vyšetřuje se vizus do dálky a na blízko, podle spolupráce s korekcí a bez korekce. Při zjištění poklesu zrakové ostrosti je pacient vyšetřen na autorefraktoru-keratometru.

1.2.2.2 Vyšetření motility

Vyšetření motility se provádí v devíti směrech. Čtyři jsou v základních rovinách. Doprava a doleva – funkce horizontálních svalů, nahoru a dolů – funkce zvedáčů a sklápěčů.

Další čtyři jsou ve směrech šikmých. Vertikální a šikmé svaly se hodnotí samostatně. Nakonec se hodnotí ještě konvergentní souhyb očí, nejprve do 15 až 20 cm od očí, a pak do 10 cm. Používá se přitom barevný obrázek, připevněný na tužce či špachtli, na který dítě fixuje zrak. Hodnotu motility lze vyjádřit pomocí šestiramenného kříže pro každé oko (horizontální rameno odpovídá horizontálním svalům, vnitřní vertikální rameno šikmým svalům a zevní vertikální rameno horní a dolní šikmý sval).

1.2.2.3 Vyšetření postavení očí

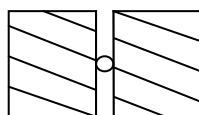
Možnost vyšetření postavení očí je podmíněno věkem dítěte. K jejímu orientačnímu posouzení (i zrakové ostrosti) slouží některé z testů nasvícení zornice bez artificiální mydriázy.

Brücknerovým prosvětlovacím testem se pozoruje reflex v zornici při současném nasvícení obou očí ze vzdálenosti asi 1 m. Při paralelním postavení očí je v centrech. Pro dobrou zrakovou ostrost svědčí symetrické zúžení obou zornic. U šilhajícího dítěte je reflex excentricky umístěn na uchylujícím se oku. Zároveň rozšiřující se zornice svědčí při současném zašednutí druhé, fixující zornice pro amblyopii uchylujícího se oka.

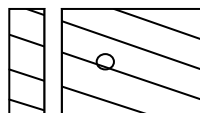
Při **Hirschbergově** metodě je světlo fixováno ve vzdálenosti 30 cm a podle decentrace rohovkového reflexu lze odhadnout velikost úchylky – 1 mm posunu reflexu odpovídá 7°. Reflex na okraji zornice představuje 15° úchylku, reflex mezi zornicí a limbem je 30° šilhání a reflex na limbu rohovky odpovídá 45° tropii.

Troposkop je optický přístroj, který umožňuje pozorovat současně dva rozdílné, nebo dva stejné obrázky. Obsahuje dva zahnuté tubusy se zrcadly, které podmiňují vidění přímo vpřed, a které odstraňují akomodaci a tím dávají pocit vidění na dálku. Úhel šilhání je možný díky umístění tubusů na otočných stupnicích. Úhel odchyly očí se objektivně vyhodnocuje dle vyrovnávacího pohybu bulbu v krycím testu, který se vyvolává střídavým osvětlením obrázků.

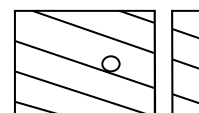
Maddoxova destička je destička vyrobená z červeného skla, které je zabroušené do řady cylindrických sloupců. Světlo se při průchodu mění ze světla bodového na světlo čárové, probíhající kolmo na směr sloupcových výbrusů. Je to základní vybavení brýlové skříně. Pacient má při vyšetření předřazenou tuto destičku před okem (nejlépe fixujícím) s horizontálně směřujícími hranoly. Postavení obou očí v tomto případě určuje vzájemný vztah vjemu červené svislé světelné čáry a bílého světelného bodu druhým okem (obrázek 1.3).



Horizontální ortoforie



Horizontální esofovie



Horizontální exoforie

Obrázek 1.3: Maddoxova destička.

1.2.2.4 Vyšetření binokulárního vidění a retinální korespondence

Binokulární vidění je založeno na koordinované činnosti senzomotorické činnosti očí s fúzní činností mozkového centra. Dělí se na 3 stupně:

- Simultánní percepci (SMP) se superpozicí (SPP)
- Fúzi
- Stereopsi

Simultánní percepce umožňuje současně vnímat obrazy z obou sítnic a spojit tyto informace v jeden vjem překrytím.

Fúze je neuropsychický mechanismus, na kterém je založeno normální binokulární vidění. Zajišťuje, aby se osy očí prořaly v pozorovaném předmětu bez diplopie. Veškeré poruchy binokulárních funkcí tento mechanismus narušují. Odpovědí je adaptace fúze na subnormální mechanismy nebo její rozpad. Opěrným krokem, od kterého se odvíjí pleoptická a ortoptická terapie je vrozená schopnost fúze. Objektivní posouzení zdatnosti fúze je ale v klinických podmínkách téměř nemožné.

Dichoptické maskování je komplexní supresní proces, který z binokulárního zpracování vyřazuje „monokulární“ podnět s horším kontrastem. Tímto fyziologickým mechanismem brání monokulární stimulus s výhodnějším rozložením kontrastu vnímání druhostranného stimulu s kontrastem menším. Základem komplexního supresního fenoménu je rivalita kontrastu. Normální binokulární vidění je základní podmínkou pro dichoptické maskování [28].

Stereopse je schopnost vytvořit hloubkový vjem. Vzniká spojením dvou lehce posunutých obrázků – vzniká tak vjem třetího rozměru.

Normální retinální korespondence (NRK) znamená, že se foveoly kryjí – obdobné oblasti sítnic obou očí mají v prostoru stejnou lokalizaci. Spojí se tak v jedno oko (tzv. kyklopské oko). Úhel šilhání měřený lékařem je stejný jako úhel subjektivně udávaný pacientem. Při anomální retinální korespondenci se tyto dva úhly liší. Jejich rozdíl se dá

přesně měřit a nazývá se úhlem anomálie. Je to projevem funkce korové zrakové oblasti. Anomální retinální korespondence (ARK) je tedy senzorická adaptace jednoduchého binokulárního vidění na motorickou anomálii strabismu.

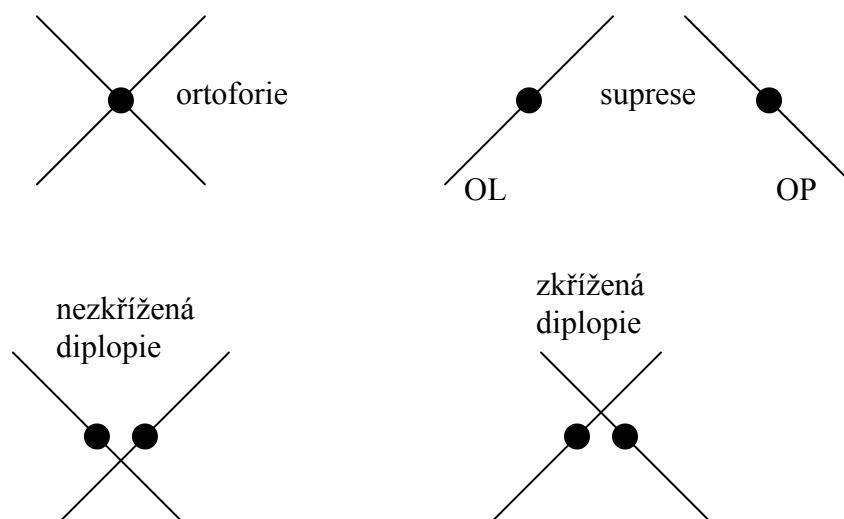
Příklady testů:

Troposkop se využívá pro vyšetření jednoduchého binokulárního vidění. Pro jednotlivé stupně se využívají různé obrázky, přičemž pro SMP i SPP se používají obrázky dvou motivů, které po překrytí dávají smysl (např. pták v kleci). Pacient udává, zda je oba vidí v současnosti v daném měřeném postavení očí, čímž je splněna podmínka SMP a pokud je schopen obrazce překrýt do společné polohy, která dává smysl, jde o SPP. Pro fúzi mají obrázky stejnou konturu a velikost, ale liší se v detailech (pacient udává, zda vidí úplný obrázek).

Worthův test je test disociační. Využívá komplementární vlastnosti červené a zelené barvy, které se neutralizují. Slouží k orientaci o stavu binokulárního vidění, supresi jednoho oka či diplopii. Pacient přes brýle s červeným a zeleným filtrem pozoruje barevné terče uspořádané do kosočtverce.

Bagoliniho test je vyšetření s nejmenší disociací, což umožňuje hodnotit binokulární funkce v prostoru. Pacient pozoruje světelný bod v prostoru brýlemi ze vzdálenosti 5 m nebo 30 cm, kde je do skel emetropické hodnoty proveden jemný zábrus paralelně běžících linií vpravo pod úhlem 135° a vlevo 45° . Výsledky pozorování jsou (obrázek 1.4):

- vidí-li bodové světlo a dva paprsky, které se v něm protínají, jde o ortotropii a NRK nebo mikrotropii s ARK,
- vidí-li jeden paprsek směřující nahoru doleva, jde o supresi OP a naopak směřuje-li paprsek nahoru doprava, jde o supresi OL,
- vidí-li dva paprsky a dva světelné body ležící pod zkřížením, jde o zkříženou diplopii a exotropii bez útlumu. Při pozorování dvou bodů ležících nad zkřížením jedná se o nezkříženou diplopii a svědčí pro esotropii bez útlumu.



Obrázek 1.4: Bagoliniho test.

Stereoskop je založen na principu rozdělení zorného pole přepážkou. Obrázky mají stejnou konturu, ale liší se v detailech. Pacient má za úkol je spojit v jeden vjem a posuzuje se, zdali vidí všechny detaily – chybění znamená supresi stejnostranného oka.

1.2.2.5 Vyšetření refrakce, fundu a fixace

Tato vyšetření se provádí po aplikaci mydriatických a cykloplegických kolyrií.

Vyšetření refrakce je velmi důležité, provádí se opakovaně. Základní metodikou u kojenců a jedinců s těžším stupněm amblyopie s výraznou excentrickou fixací (vyšetření na autorefraktoru není v tomto případě přesné) je skiaskopie. Vyšetření se provádí přes nasazené brýle. Dítěti přitom není nutné aplikovat cykloplegická kolyria. Princip tohoto vyšetření je založen na nepoměru lomivosti optických prostředí a délky bulbu. Lékař vyvolá retinoskopem reflex očního pozadí vyšetřovaného. Zářící pouze ta část zornice, kde se odrážejí paprsky do oka lékaře, vytváří to pohybující se stín. Leží-li vzdálený bod (*punctum remotum*) za zády lékaře, postupuje tento stín souhlasně s pohybem retinoskopu (*hyperopie*, *emetropie*). Leží-li *punctum remotum* mezi lékařem a vyšetřovaným okem (*myopie*), pohybuje se stín proti pohybu retinoskopu – odražené paprsky se zkříží v *punctum remotum* dříve. Překládáním čoček ve skiaskopické liště se postupně zesiluje jejich *hyperopická* a *myopická* hodnota. Docílí se tím situace, že *punctum remotum* je v zornici lékaře. Došlo tak k vyrovnání celého optického systému. Pohyb stínu není patrný.

Vyšetření fundu je poprvé nutno vyšetřit v homotropinové nebo tropikamidové mydriáze. Po vyloučení vrozené organické vady, zánětu a tumoru se kromě nitroočního nálezu opakuje vyšetření na autorefektoru.

Při mydriáze se dále vyšetřuje stanovení fixace. Dítě ve světle oftalmoskopu fixuje značku při zakrytém druhém oku. Nestálá fixace je charakteristická pro nystagmus.

Hessovo plátno

Hessovo plátno existuje v několika verzích, v podstatě to ale je matně černé čtvercové plátno, které je ze vzdálenosti 0,5 m pozorováno pod zorným úhlem 30° [19, 20]. Je pokryto sítí po 5° , přičemž uprostřed a v křížení čar jsou umístěna červená bodová světla (obrázek 1.5).

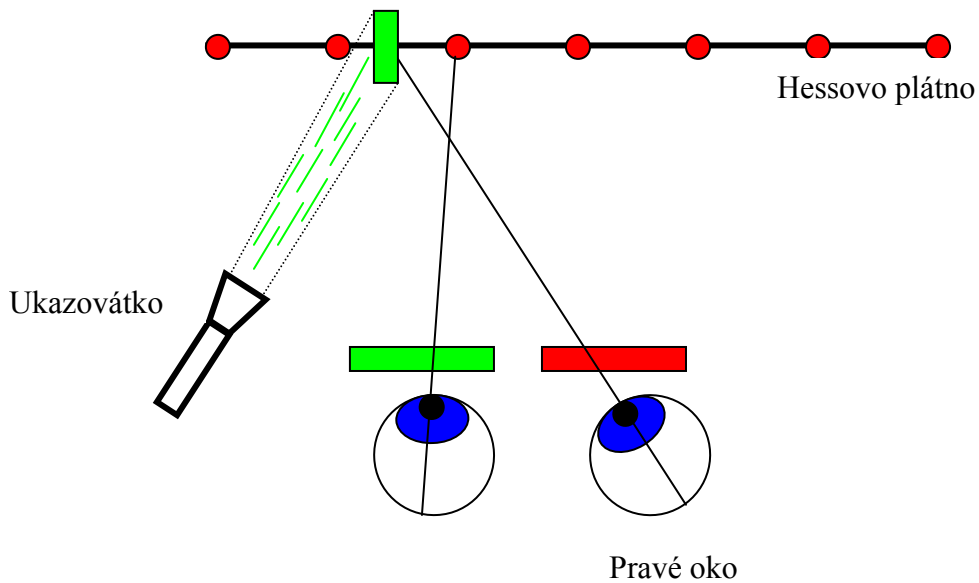


Obrázek 1.5: Hessovo plátno [22].

Pacient se posadí před plátno, kde je připravena opěrka pro bradu a čelo. Do rukou dostane zelené ukazovátko a na oči brýle, které mají červený a zelený filtr. Hessovo plátno může být popsáno jako sítnico-sítnicový test, protože jedno oko fixuje červený bod na plátně a druhé zelené ukazovátko. Každé oko fixuje předmět opačné barvy, než je barva filtru oku přiřazená, takže je každá sítnice drážděna rozdílným podnětem (obrázek 1.6).

Vyšetřující postupně rozsvěcuje jednotlivé červené body na plátně a pacient na ně ukazuje ukazovátkem a provádí se přitom záznam. Vzhledem k rozložení čar po 5° lze podle odchylky ukazovátko od červeného bodu zhodnotit velikost úchylny oka.

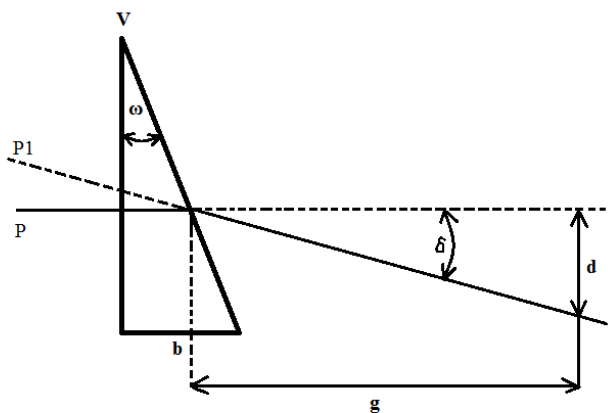
Diagnóza se stanovuje srovnáním tvaru (směry a délky hran obrazce) oproti originálu, ze vzájemného posunutí či pootočení a ze srovnání obrazů obou očí navzájem.



Obrázek 1.6: Princip hessova plátna.

1.3 Prizma a prizmatická dioptrie

Prizma (optický hranol nebo klín) je trojboké těleso z průhledného materiálu a skládá se z báze, vrcholu a dvou lomných ploch. Lámavé plochy spolu svírají lámavý úhel ω a protínají se v lámavé hraně. Plocha proti lámavému úhlu ω je neúčinná plocha b – báze hranolu [12]. Světelný paprsek, který prochází lomnými plochami se lomí dvakrát ve stejném směru, vždy ke směru báze prizma. Paprsek vystupující z hranolu je od původního paprsku odchýlen o úhel δ , jež nazýváme deviací. Tato odchylka závisí na úhlu dopadu na první lámavou plochu, na indexu lomu materiálu, z něhož je hranol vyroben a na lámavém úhlu ω . Prizmata se nefokusují ani nezmenšují ani nezvětšují (obrázek 1.7).



Obrázek 1.7: Schéma prizmatické dioptrie.

Za předpokladu, kdy paprsek dopadá kolmo na lámavou plochu, určujeme prizmatický účinek, který se vyjadřuje v prizmatických dioptriích (pD). Prizmatický účinek velikosti 1 pD má optický hranol, který ve vzdálenosti 1 m od druhé lámavé plochy hranolu odchyluje paprsek o 1 cm. Obecně vypočítáme prizmatický účinek ve vzdálenosti g metrů, který uchyluje paprsek o d centimetrů dle vzorce:

$$\Delta = d / g .$$

Ze vzorce vyplývá, že prizma téže síly má různý účinek na různou vzdálenost. Platí zde pravidlo o přepočtu síly prizmatu a úchylky šilhání. $1 \text{ pD} = \frac{1}{2}$ obloukového stupně.

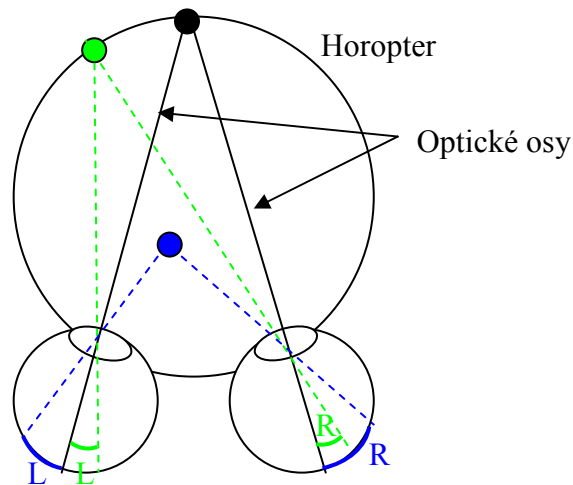
Prizmata jsou uplatňována především v ortoptice, jsou využívána v diagnostice (zjištění přítomnosti a šířky fúze, k měření velikosti úchylky očí a další) a k terapeutickým účelům (odstranění astenopických obtíží u heteroforií, k překonání diplopie u paralytického strabismu, k získání jednoduchého binokulárního vidění v prostoru u malých úchylek strabismu – úchylky, které pacient nedokáže překonat fúzí).

1.4 Metody a algoritmy 3D zobrazení

Trojrozměrný vjem vzniká při sledování dvou plošných, vzájemně posunutých obrázků stejné scény [8, 9, 10].

1.4.1 Disparita

Fixační disparita je malá odchylka fixačních os, která se projevuje při normální binokulární fúzi a leží ještě v rámci Panumova prostoru (je tedy zachováno jednoduché binokulární vidění) [15]. Fixační osy se neprotínají ve sledovaném bodě, který leží v Panumově prostoru, ale neleží na horopteru (množina bodů v prostoru, které jsou fúzovány a jsou viděny jednoduše, tyto body se při fixaci zobrazí na korespondující body sítnic – dvojce bodů obou sítnic, které by se při teoretickém přeložení přesně překrývaly) (obrázek 1.8).



Obrázek 1.8: Horopter.

1.4.2 Možnosti zobrazování

1.4.2.1 Pozorování dvou vedle sebe umístěných snímků

Nejstarší způsob zobrazení, který se používá dodnes. K pořízení snímku se používal speciální fotoaparát se dvěma objektivy, vzdálenými od sebe 7 cm. Tato vzdálenost je přibližně stejná jako rozteč lidských očí a nazývá se stereobáze. Obrázky se pak sledují speciálními brýlemi, buď přímo, nebo zkříženě. Zkřížené pozorování umožňuje lepší vjem hloubky stereoskopického efektu.

1.4.2.2 Systém Anaglyph

Obraz tvoří superpozice dvou dílčích obrazů snímaných dvěma fotoaparáty, opět vzájemně posunutými o rozteč očí. Při projekci obrazů se využívá barevných filtrů pro každý obraz zvlášť – červený a modrý (obrázek 1.9). Pozorovatel sleduje obrazovku (plátno) brýlemi s červeným a modrým sklem (obrázek 1.10). To zajistí, že každé oko sleduje pouze jeden z obrazů a v mozku tak vzniká prostorový vjem. Nevýhoda tohoto systému je výsledné zkreslení barev. Variant tohoto systému vznikla spousta, například Color Code 3D. U této varianty jsou použity jiné barvy filtrů i brýlí.



Obrázek 1.9: Výsledný obraz Anaglyph [8].



Obrázek 1.10: Brýle s červeným a modrým filtrem [8].

1.4.2.3 Brýle s různě polarizovanými filtry

Obraz opět tvoří superpozice dvou dílčích obrazů, snímaných posunutými kamerami. Při promítání je využito dvou projektorů, přičemž je každý z nich vybaven polarizačními filtry s různou orientací či směrem polarizace. Pozorovatel sleduje výsledný obraz skrze brýle obsahující odpovídající filtry pro každé oko. Tato metoda má výhodu v menším barevném zkreslení. Nevýhoda je větší finanční a technická náročnost. Promítací plocha musí být vyrobena z materiálu, který nebude měnit polarizaci dopadajícího a odraženého světelného toku.

1.4.2.4 Postupné zobrazování dílčích obrazů se zatemňováním

Dílčí snímky jsou u této metody zobrazovány postupně. Sled může být totožný s periodou pulsů. Pro snížení zkreslení je možné tuto periodu pro střídání snímků zkrátit například 100 Hz rozkladem. U této metody nesmí mít plocha zobrazovače dlouhý dosvit. Pozorovatel v tomto případě má brýle, které střídavě zatemňují průzory pro každé oko zvlášť. Zatemňování je nutno synchronizovat se střídáním obrazů. Synchronizační signál je obvykle vysílán v infračerveném záření, a proto může být nedostatek v omezeném prostoru a počtu diváků. Tuto metodu lze využít i v asynchronní podobě s použitím projektorů a brýlí s různými polarizačními filtry.

1.4.2.5 Zobrazovací systémy HMD (Head Mounted Display)

Základní částí jsou brýle se dvěma zobrazovacími panely (LCD, OLED) pro každé oko. Jsou obvykle montovány v přilbě (obrázek 1.11). Systému se využívá pro 3D filmy, ale častěji pro vytvoření virtuální reality (hry, počítačové aplikace) a také v lékařství.



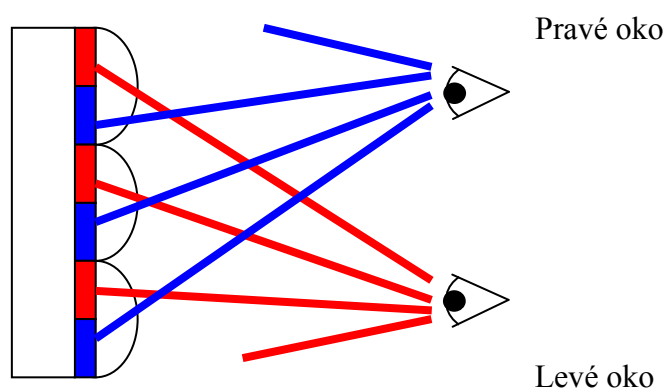
Obrázek 1.11: Systém HMD (Head Mounted Display) [9].

1.4.2.6 Auto-stereoskopické zobrazovací systémy

Tyto systémy představují budoucnost 3D televize, protože k rekonstrukci prostorového vjemu nevyžadují speciální brýle. I pro tyto technologie zůstává omezen počet diváků na 0 limitovanou oblast, ve které se prostorový vjem projevuje.

1.4.2.6.1 Auto-stereoskopické zobrazení pro přední projekci

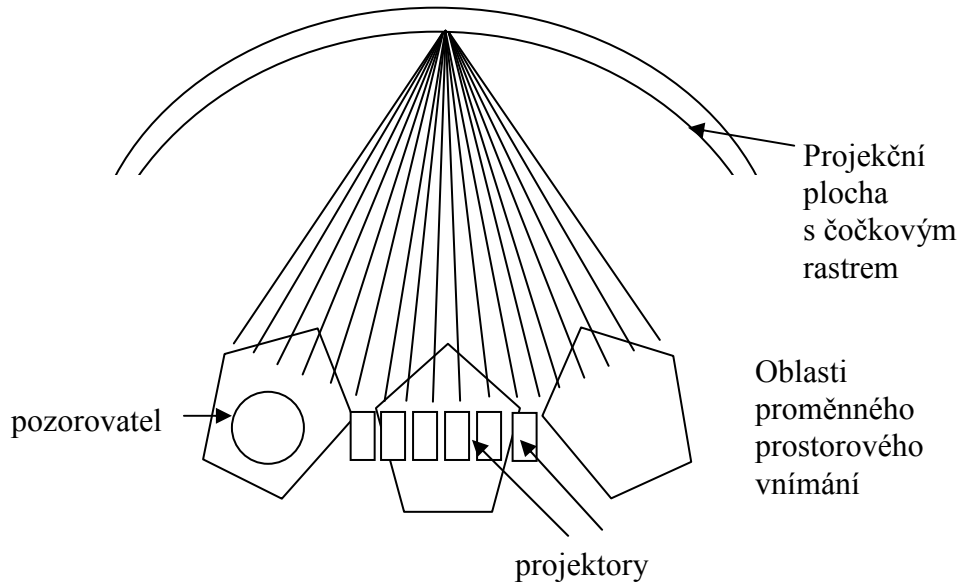
Tyto systémy jsou určeny hlavně pro 3D kina. Pracují na principu multikanálové projekce s využitím separace levého a pravého dílčího obrazu pro každé oko pomocí čočkových rastrů (obrázek 1.12). Stereoskopický efekt se vytváří v horizontálním směru.



Obrázek 1.12: Čočkový rastr.

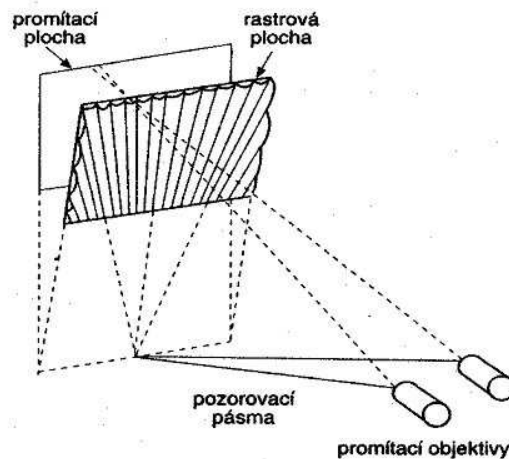
Při natáčení filmů se používá několik dvojic kamer, které snímají scénu z různých míst. Stejný počet projektorů pak promítá dvojice obrazů na promítací plochu, která je tvořena svislým rastrem válcových čoček. Světelný tok z dvojic projektorů je čočkovým rastrem

rozdělen na svislé proužky odpovídající levému a pravému oku. Při změně polohy se mění prostorový vjem skokově. Čím více je použito kamer a následně projektorů, tím je přechod mezi jednotlivými směry plynulejší (obrázek 1.13).



Obrázek 1.13: Stereoskopický projekční systém (6 projektorů).

Zvětšení pozorovacího prostoru umožňuje například vějířovitá struktura rastru (obrázek 1.14) [9].



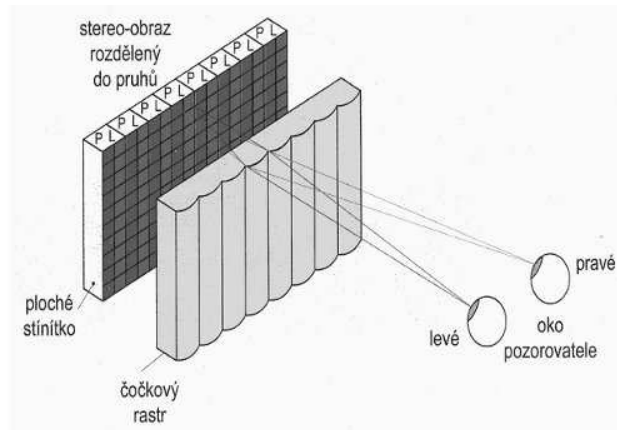
Obrázek 1.14: Vějířovitá struktura čočkového rastru [9].

1.4.2.6.2 Auto-stereoskopické zobrazení pro zadní projekci

V tomto případě projekce se využívá obdobná metoda jako v předchozím případě, ale projektory jsou umístěny na opačné straně. Stínítko má složitější strukturu a je průhledné.

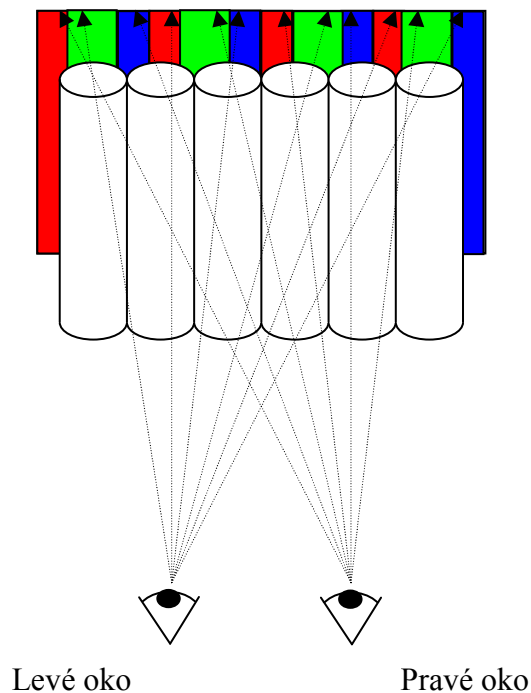
1.4.2.6.3 Auto-stereoskopické zobrazení pro 3D televizní zobrazovače

Tento princip 3D zobrazení může být použit pro počítačové monitory. V této aplikaci dochází ke zhoršení prostorového vjemu změnou jeho polohy před zobrazovačem, proto jsou monitory opatřeny kamerou pro sledování polohy hlavy (očí) pozorovatele – Head Tracker. Snímaný obraz zpracovává a vyhodnocuje specializovaný software, který následně na základě polohy hlavy pozorovatele vytváří řídicí signál pro mechanicko-elektronické řízení polohy obrazu (obrázek 1.15 a 1.16).



Obrázek 1.15: Princip optického adresování pomocí svisle orientovaného čočkového rastru [9].

Barvy	R	G	B	R	G	B	R	G	B	R	G	B
Kanály	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L

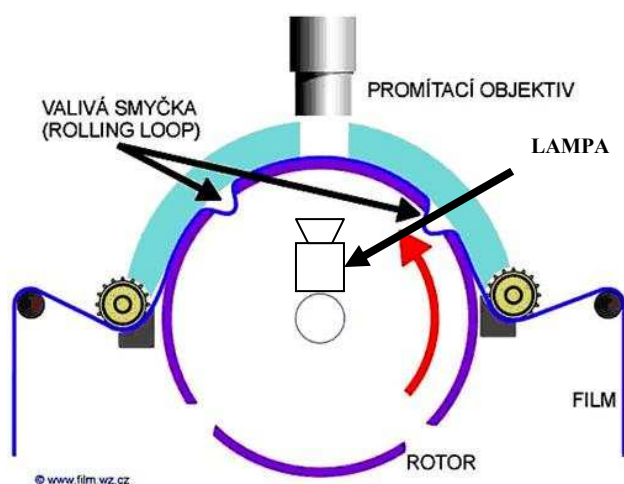


Obrázek 1.16: Funkce čočkového rastru pro barevné luminofory.

Tato metoda je nepoužitelná pro televizní techniku, protože neumožňuje sledování obrazu více diváky najednou (Multi User Display). Vznikly již prototypy zobrazovačů, jež umožňují auto-stereoskopický vjem pomocí dělených svísele orientovaných čočkových rastrů na čelním skle zobrazovačů.

1.4.2.7 Princip IMAX kina

Ke zvýšení rozlišení obrazu bylo dosaženo použitím 70mm filmu, který, na rozdíl od tradičních kamer, prochází přes kameru horizontálně. Film je vyroben ze speciálních chemikálií, aby bylo dosaženo větší kvality a pevnosti. Projektor obsahuje promítací lampy s výkonem 15 kW, které musí být kvůli svému výkonu chlazeny vodou. Film je proti zadní ploše čočky držen vakuem (obrázek 1.17).



Obrázek 1.17: Schéma projektoru kina IMAX [14].

Obraz se promítá na plátno velkých rozměrů (20 m vysoké a 25 m široké). Je vyrobeno ze speciálního matného vinylu, perforovaného tisíci úzkými dírkami, které umožňují volné procházení zvuku (dávají tak plátnu jakousi akustickou otevřenost). Plátno je lehce zakřiveno, čímž přesahuje za okraj oblasti periferního vidění, což společně s umístěním sedadel pod úhlem 23 stupňů poskytuje volný a nerušený výhled z jakéhokoliv sedadla. Plátno je na povrchu povrstveno stříbrnou barvou, aby odrazilo co nejvíce světla k divákovi. Plátno nepolarizuje dopadené světlo. Projektor vysílá pro každé oko různě polarizovaný obraz, který díky polarizovaným brýlím přichází pouze do určeného oka [13].

1.4.3 Hygiena 3D

Každé oko funguje jako samostatná jednotka ale dohromady tvoří celek, ve kterém navzájem spolupracují. Právě díky tomu dokážeme vnímat trojrozměrný obraz [11]. Pokud

všech 6 okohybných svalů každého oka pracuje tak, jak má, dokážeme vnímat hloubku. Při vnímání reality se nějaký předmět přibližuje, naše oční bulva na to reaguje zaostřením dovnitř a pohybem směrem k nosu. Ohnisko, ve kterém se protínají pohledy obou očí, se přesune blíže k nám. Při sledování filmového plátna při 3D projekci však nastává ten problém, že je ohnisko stále stejně daleko. Mozek na to není zvyklý, a proto mohou nastat bolesti hlavy a další problémy.

V dnešní době vědci zkoumají, jak vytvořit virtuální dojem hloubky a nezatěžovat při tom lidský zrak. Výsledkem mají být nové 3D brýle, které by měly zmírnit většinu potíží. Domnívají se však, že úplné eliminaci problémů nelze dosáhnout.

I tak je 3D technologie na velice dobré úrovni, a tak je při návštěvě 3D kina s dětmi vhodné dítě sledovat. Nemusí se projevit přímo nevolnost nebo bolest hlavy, ale již jen fakt, že je dítě neklidné a často sundává 3D brýle může být signál, že je něco v nepořádku. V tomto případě je vhodné navštívit očního lékaře a situaci nepodcenit.

1.5 Algoritmy použité pro úpravu obrazu

1.5.1 Fourierova transformace

Fourierova transformace je základním nástrojem pro lineární zpracování signálu [17]. Transformace umožňuje vzájemně jednoznačný převod signálu z a do časové reprezentace $f(t)$ do a z frekvenční reprezentace $F(\zeta)$ a umožňuje analyzovat spektrum signálu. Je vhodná pro periodické signály (když signál není periodický, lze použít krátkodobou Fourierovu transformaci).

Diskrétní (obrazová) přímá Fourierova transformace periodické dvojrozměrné funkce [10] je definována vztahem:

$$F(u, v) = \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \exp\left\{-j \frac{2\pi}{N} (ux + vy)\right\}$$

a zpětná transformace:

$$F(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} f(u, v) \exp\left\{j \frac{2\pi}{N} (ux + vy)\right\}.$$

1.5.2 Konvoluce

Konvoluce je jedním ze základních nástrojů pro práci se signály [10]. Konvoluce dvou funkcí je $f(t)$ a $g(t)$ je definována pomocí konvolučního integrálu

$$f(t) * g(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) g(t - \tau) d\tau.$$

Konvoluce je též funkcí jedné reálné proměnné. Pro funkce dvou reálných proměnných, což mohou být například obrazové funkce. Necht' jsou definovány dvě reálné funkce $f(x,y)$ a $g(x,y)$. Jejich konvoluce bude reálná funkce dvou proměnných definovaná jako integrál

$$f(x,y)*g(x,y) = \int_{R \times R} f(u,v) \cdot g(x-u, y-v) du dv.$$

Integrace je provedena v souřadnicích u a v . První funkcí součinu integrandu je funkce f , ale druhá funkce je funkce g převrácená podle středu souřadnic a posunutá do bodu $[x,y]$. Integrál je roven ploše součinu těchto dvou funkcí, a konvoluce pak v každém bodě $[x,y]$ udává velikost této plochy.

Konvoluce má tyto vlastnosti, platí:

1. $f * g = g * f$ komutativnost
2. $C_1 f * C_2 g = C_1 C_2 (f * g)$ násobení konstantou
3. $f * (g_1 + g_2) = f * g_1 + f * g_2$ distributivnost vůči sčítání
4. $f_1 * [f_2 * f_3] = [f_1 * f_2] * f_3$ asociativnost

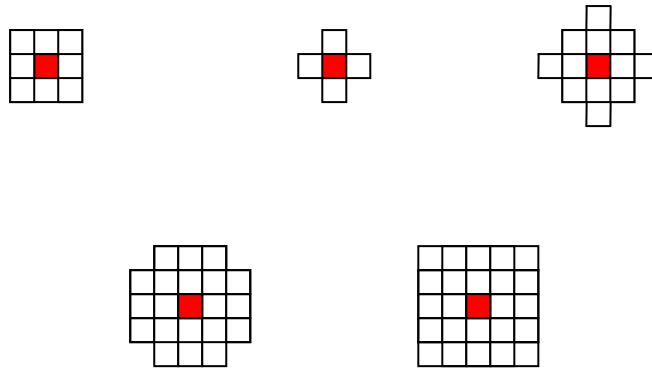
Konvoluce má hlavní význam, při zpracování obrazu, ve vztahu k Fourierově transformaci. Je dán konvolučním teorémem o obrazu součinu dvou funkcí respektive předmětu součinu dvou spekter. Necht' jsou dány dvě funkce a k nim přiřazeny Fourierovy obrazy $f(x,y) \sim F(\omega_x, \omega_y)$ a $g(x,y) \sim G(\omega_x, \omega_y)$, platí:

1. $f(x,y)*g(x,y) \sim F(\omega_x, \omega_y) \cdot G(\omega_x, \omega_y)$
2. $f(x,y) \cdot g(x,y) \sim \frac{1}{4\pi^4} F(\omega_x, \omega_y) * G(\omega_x, \omega_y)$.

Tyto vlastnosti určují vztah mezi operacemi násobení a konvoluce spektrální a prostorové oblastí. Konvoluci předmětů odpovídá součin jejich spekter a součinu předmětů odpovídá konvoluce spekter. První z vlastností má široké využití přechodu mezi spektrální a prostorovou oblastí.

1.5.3 Filtrace obrazu

Při úpravách kvality obrazu jsou důležité různé druhy filtrace [18]. Filtrace mohou odstranit nebo zvýraznit zrnitost záznamu nebo modifikovat objekty v obraze. Jedná se o úpravu intenzity obrazového bodu s vazbou na jeho okolí. Toto okolí obrazového bodu může mít různé tvary (obrázek 1.18). Zde jsou uvedeny symetrická okolí obrazového bodu. Bod upravovaný podle svého okolí je uprostřed svého okolí a je vybarvený. Na druhou stranu existují i nesymetrická okolí bodu.



Obrázek 1.18: Příklady tvarů okolí obrazového bodu

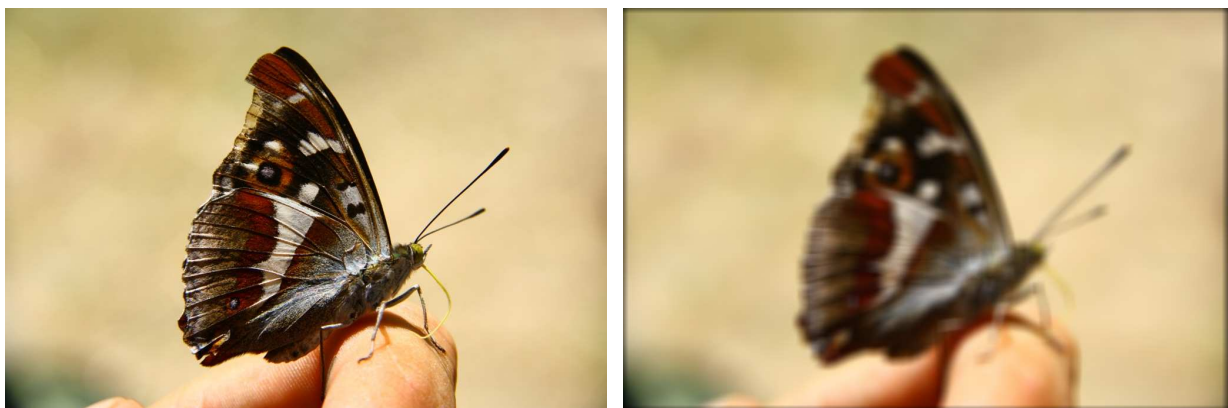
Filtry lze aplikovat na celý obraz, nebo pouze na dočasně vymezenou část. Při vyhodnocování obrazů z vizualizačních experimentů je vhodné používat filtry, které nerozmazávají hrany objektů. Lze toho docílit vhodnou definicí oblastí pro filtraci.

Filtry rozdělujeme na lineární – horní a dolní propust, a nelineární – minimum, medium a maximum.

1.5.3.1 Lineární filtry

U těchto filtrů je intenzita upravovaného bodu rovna součtu součinů intenzit bodů v okolí a příslušných váhových koeficientů z matice váhových koeficientů.

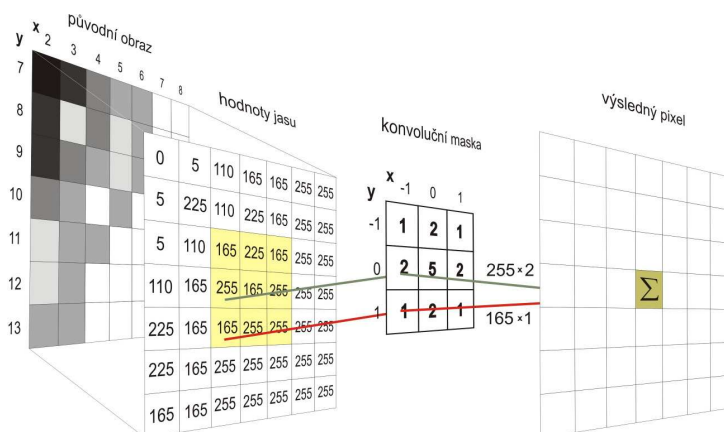
Filtry typu dolní propust (obrázek 1.19) složí hlavně k odstranění vysokých prostorových frekvencí intenzit v obraze, tím dojde k potlačení šumu, na druhé straně ale také k potlačení detailů v obraze.



Obrázek 1.19: Obraz před (vlevo) a po (vpravo) užití dolnoproputního filtru.

Filtry typu horní propust umožní zvýraznit detaily v obraze, ale může při tom dojít ke zvýraznění šumu. Filtrace lze provádět buď za použití Fourierovy transformace, přičemž se obraz převede do spektra, následně se vynásobí filtrem a zpětnou Fourierovou transformací

převěde zpět na obraz. Při aplikaci konvoluce se použije filtrační matice (jádro-kernel), které se položí na příslušné místo obrazu. Každý obrazový bod překrytý jádrem vynásobíme koeficientem v příslušné buňce a provedeme součet všech těchto hodnot. Tímto způsobem získáme nový pixel. Záleží přitom na velikosti konvolučního jádra (obrázek 1.20).



Obrázek 1.20: Princip konvoluce [29].

1.5.3.2 Nelineární filtry

Tyto filtry nepočítají intenzitu upravovaného bodu, ale vybírají z okolí vhodnou hodnotu, kterou následně dosazují do upravovaného bodu [10, 27]. Na rozdíl od filtrů lineárních mají výhodu v tom, že do obrazu nepřidávají žádnou novou hodnotu intenzity.

Filtr minimum (eroze) umožňuje erozi tmavých proužků ve světlém pozadí nebo dilataci světlých proužků na tmavém pozadí. Může sloužit k potlačení šumu ve světlé části obrazu nebo k zeslabení čar ve schématech. Eroze se používá pro zjednodušení struktury objektů. Objekty například tloušťky 1 se ztratí, a tím pádem se obraz rozdělí na několik jednodušších.

Filtr medián je nejznámější metoda vyhlazení šumu. Medián je hodnota členu posloupnosti s lichým počtem členů, pro který platí, že polovina členů posloupnosti je větší a polovina menší, než je hodnota mediánu. Posloupnost je v případě obrazu tvořena daným obrazovým bodem a body zvoleného okolí. Vypočtený medián potom nahradí vybraný obrazový bod. Při výpočtu mediánu platí tyto základní pravidla:

- $MED\{Ka_i\} = K \cdot MED\{a_i\}$ - násobení konstantou lze vytknout před medián a
- $MED\{K + a_i\} = K + MED\{a_i\}$ - přičítání konstanty lze vytknout před medián.

Dále platí, že medián součtu posloupností není roven součtu mediánů dílčích posloupností.

Mediánový filtr se od klasického průměrování liší zejména lepším zachováním přechodů v obrazu.

Je velmi účinný pro potlačení impulzního šumu a lze jej používat i pro vyhlazování zrnitosti v interferogramech. Nevýhodou tohoto filtru je, že ohlazuje hrany objektů, čímž dochází ke změně jejich tvarů.

Filtr maximum (dilatace) umožňuje dilataci tmavých proužků na světlém pozadí nebo erozi světlých proužků na tmavém pozadí a může také sloužit k potlačení šumu ve tmavé části obrazu nebo k zesílení čar ve schématech. Používá se k zaplnění malých děr, úzkých zálivů a jako základ složitějších operací. Dilatace zvětšuje objekty.

1.6 Multimediální kontejner

Multimediální kontejner je ve své podstatě obálka souboru či datového toku, která obsahuje jeden nebo více proudů multimediálních dat (stop) [21]. Díky tomu je možné uložit do jednoho souboru více datových stop. Lze tak například uložit video soubor s několika zvukovými stopami a několika soubory s titulky v různých jazycích. Přitom je zajištěna jejich synchronizace a uživatel si může vybrat požadovanou kombinaci multimediálních dat.

Jednotlivé formáty kontejnerů se navzájem liší ve svých schopnostech pojmout různá multimediální data. Pro přehrání kontejnerů používáme demuxer, který rozdělí jednotlivé datové proudy do příslušných dekodérů a následně do výstupních zařízení. Kompresi uložených dat je závislá na použitém kodeku, kontejner samotný nám nic o kompresi neříká. Některé kontejnery mohou mít v sobě uloženou pouze omezenou množinu formátů, jiné mohou naopak podporovat i více streamů k jednomu typu dat. Kontejner nese informaci o tom, jaké kodeky byly použity na obsažené datové proudy.

1.6.1 Avi (Audio Video Interleave) kontejner

Soubory mají příponu .avi. Vyvinula ho firma Microsoft a začala jej používat v roce 1992 [21]. Data byla původně ukládána bez komprese v rozlišení 160x120 bodů při 15 fps a velikost výsledného souboru byla omezena na 1 GB. Následující verze formát výrazně rozšiřovaly a modernizovaly. Verze 2.0 již umožňovala použití libovolné komprese dat a velikost konečného souboru nebyla omezena. Vnitřní struktura kontejneru začíná hlavičkou souboru, kde jsou uloženy informace o videu (komprese, rozlišení atd.) a zvuku a na konci je umístěna tabulka s pořadovými čísly jednotlivých snímků a jejich pozicí v souboru (index). Formát AVI je široce podporován programy pro editaci videa a je jeden z nejvhodnějších pro práci s videem. Do tohoto kontejneru není možné uložit soubor s titulky ani jiné další informace, například kapitoly.

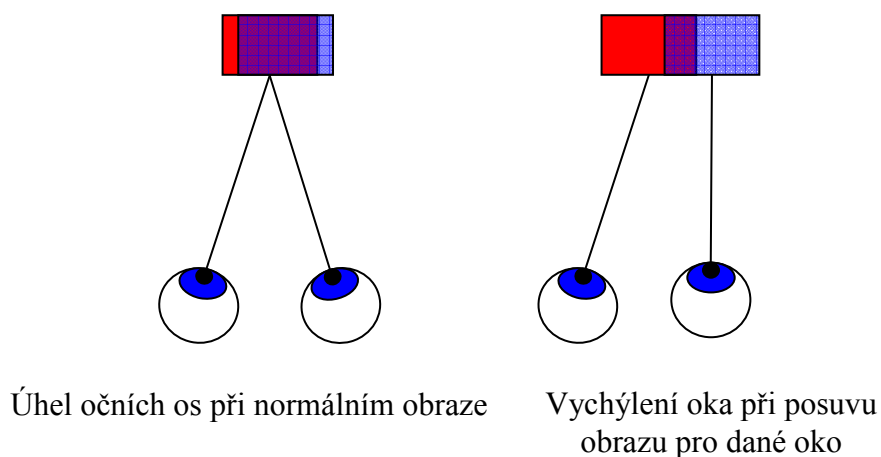
2 Praktická část

2.1 Vlastní návrh software

Účelem software je vytváření speciálně upravených rehabilitačních videosekvencí (separátně pro levé a pravé oko) ze vstupních videosekvencí a optimalizace pro stereoskopický přehrávač HW nVidia 3D Vision vizuálního prostředí monitor Samsung Syncmaster 2233.

Princip metody je založen na 3D projekci. Jednotlivé sekvence je možné, dle požadavků lékaře, zvětšovat, zmenšovat, vzájemně s nimi pohybovat a zkreslovat, dle rehabilitačních požadavků pro různé formy strabismu.

Pohybem videosekvence pro šilhavé oko je docíleno jeho odchýlení oproti směru odchytky, a tudíž i k rehabilitaci očních svalů (obrázek 2.1). K potlačení funkce zdravého oka je využito obrazových filtrů.



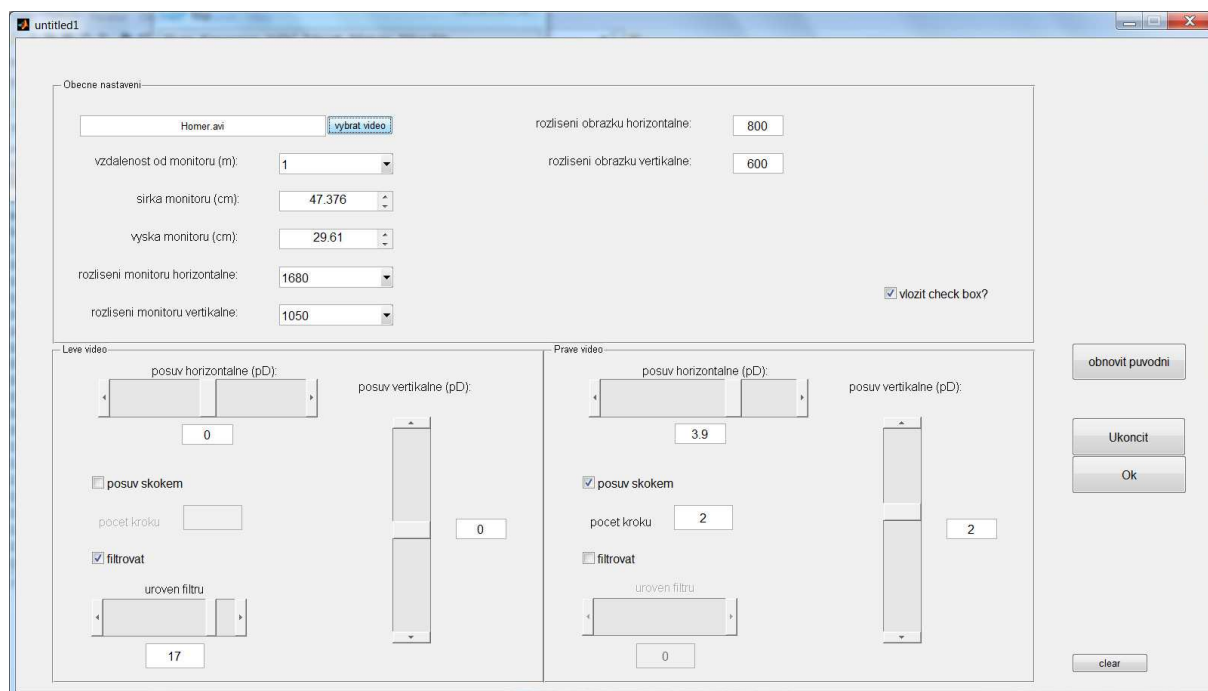
Obrázek 2.1: Vynucený pohyb oka.

Navržený software splňuje a respektuje pozorovací podmínky jako je vzdálenost pacienta od zobrazovače, prizma a velikost a rozlišení monitoru. Dále program umožňuje všechny tyto údaje měnit, čímž je dosaženo univerzálnosti a nezávislosti použití na různých zobrazovačích.

2.2 Vlastní realizace software

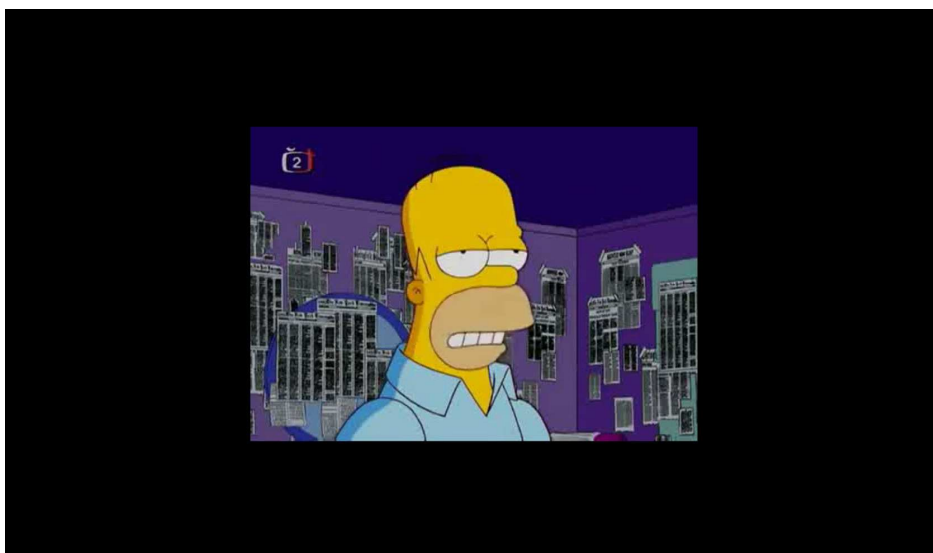
Mnou navržený software jsem optimalizoval pro práci s videem formátu AVI. Prvotní úkon spočívá v načtení videosouboru a jeho následném rozložení na jednotlivé obrázky, které následně podstoupí úpravě dle parametrů zadaných v uživatelském rozhraní. V zásadě

se jedná o pohyb obrázků pro pravé a levé oko, rozlišení a filtraci. Při tvorbě uživatelského rozhraní je kladen důraz na jednoduchost a přehlednost (obrázek 2.2).



Obrázek 2.2: Uživatelské prostředí programu.

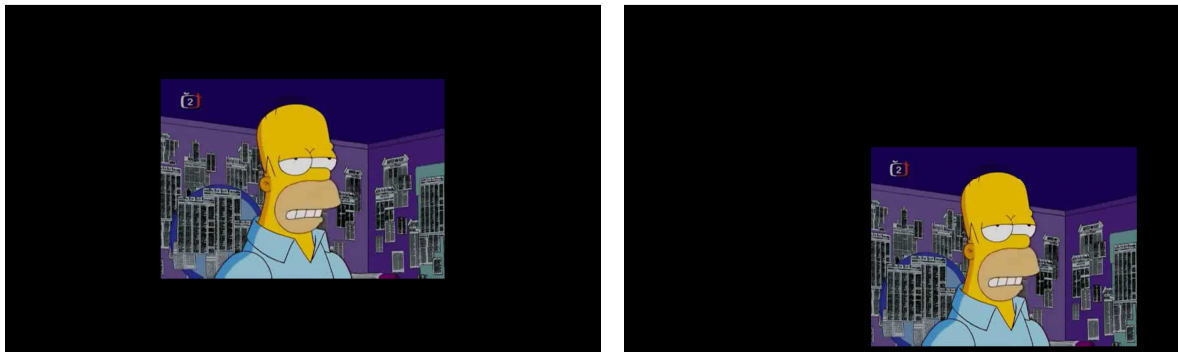
Při základním nastavení se takto upravený obrázek vloží do středu černé matice (obrázek 2.3), která svým rozlišením odpovídá velikosti použitého zobrazovače a uloží se. Takto proběhne úprava u všech obrázků.



Obrázek 2.3: Obrázek vložený do černé matice.

Podstatná část programu spočívá ve vytvoření nového videa se zadanými parametry v černé matici. Celkem se tak vytvoří toto nové video separátně pro pravé a levé oko,

příčemž se parametry každého zvlášť mohou být odlišné. Zcela nejvíce důležitá je možnost nastavit posuv obrazu v jednotlivých sekvencích (obrázek 2.4).



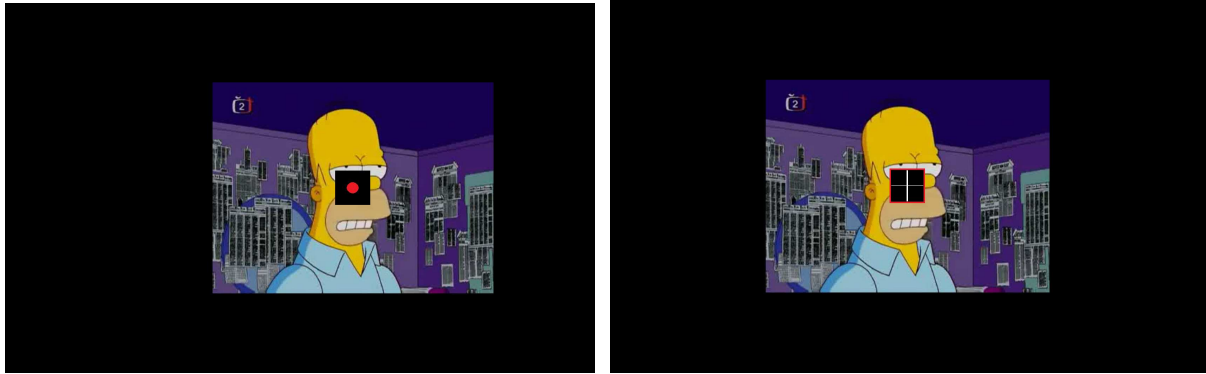
Obrázek 2.4: Posuv dílčího obrázku v černé matici.

Program umožňuje nastavit pohyb jak plynulý, tak i skokový. Při skokovém pak je možnost nastavit počet skoků. Software je navržen tak, aby byla jeho použitelnost univerzální na různých zobrazovačích. Posuv se zadává v jednotkách pD (prizmatická dioptrie), které jsou závislé na vzdálenosti pozorovatele a zároveň na vzdálenosti posuvu obrázků ve videosekvencích, proto je nutné dovolit tyto hodnoty v nastavení měnit. Další nezbytné parametry pro správnou funkci programu a zachování správné hodnoty prizmatických dioptrií jsou velikost monitoru v centimetrech a jeho rozlišení v pixelech.

Pro zlepšení efektivity rehabilitace je zabudován obrazový filtr. Pro zdravé oko je využito dichoptického maskování, které potlačuje z binokulárního zpracování monokulární podnět s horším kontrastem. Monokulární stimulus s výhodnějším rozložením kontrastu totiž tímto fyziologickým mechanismem brání vnímání druhostranného stimulu s kontrastem menším. Docílíme tak většího soustředění šilhavého oka na video. Indikátorem dichoptického maskování je odchýlení oka z vynuceného vergenčního postavení do postavení forického. Jako subjektivní indikátor nástupu dichoptického maskování je odchýlení tečky z měřicího boxu, který jsme zabudovali do videí. Do jedné sekvence jsme vložili čtverec s barevným okrajem a bílým křížem uprostřed a do druhé sekvence barevnou tečku (obrázek 2.5 a 2.6). Příklad vjemu subjektivního indikátoru pro pozorovatele je na obrázku (obrázek 2.7)



Obrázek 2.5: Subjektivní indikátor nástupu dichoptického maskování.



Obrázek 2.6: Subjektivní indikátor ve videu.



Obrázek 2.7: Vjem subjektivního indikátoru pozorovatelem

3 Experimentální část

3.1 Požadavky na hardware

Veškerý použitý hardware musí být kompatibilní pro 3D zobrazení a zároveň být snadno dostupný. Pro naše účely jsme využili 22 palcový monitor podporující 3D technologii Samsung Syncmaster 2233RZ (obrázek 3.1) grafickou kartu od firmy Asus ENGTS250 1G (obrázek 3.2) a 3D brýle fungující na principu zatemňování nVidia Geforce 3D Vision, model p701 (obrázek 3.3).

Technické parametry Samsung Syncmaster 2233RZ [16]:



Obrázek 3.1: Monitor Samsung Syncmaster 2233.

Úhlopříčka displeje:	22 "
Rozlišení:	1680x1050
Pozorovací úhel (horizontální/vertikální):	170° / 160°
Počet barev:	16,7 milionů
Jas:	300 cd/m2
Kontrast:	20000:1
Rychlost odezvy (2D/3D):	5 ms/3 ms
Konektor:	DVI
Speciální funkce:	3D ready, podpora 120 fps, MagicBright

Technické parametry Asus ENGTS250 1G [23]:



Obrázek 3.2: Grafická karta Asus ENGTS250 1G.

Graphic Engine:	nVidia GeForce GTS 250
Bus Standard:	PCI Express 2.0
Video Memory:	DDR3 1G
Engine Clock:	740 MHz
Memory Clock:	2000 MHz (1000 MHz DDR3)
Memory Interface:	256-bit
D-Sub Max Resolution:	2048 x 1536
DVI Max Resolution:	2560 x 1600
Outputs:	D-Sub, DVI, HDMI

Technické parametry GeForce 3D Vision, model p701 [24]:



Obrázek 3.3: 3D brýle Geforce 3D Vision, model p701.

Princip přenosu signálu:	Infračervený
Infračervený přijímač rozpětí:	0,45-4,57 m
Výdrž baterie:	60 hodin stereoskopického 3D zobrazení
Konektor pro dobíjení baterie:	USB 2.0 mini
Indikátor stavu baterie:	Ano (zelená, červená)
Indikátor nabíjení:	Ano

Dalším nezbytným hardwarem pro snímání pohybu očí při experimentální části byla rychlosnímací kamera Allied, model GE680 s objektivem Pentax C31204(C6Z1218) (obrázek 3.4).



Obrázek 3.4: Kamera Allied GE680 s objektivem Pentax C31204(C6Z1218).

Technické parametry Allied GE680 [25]

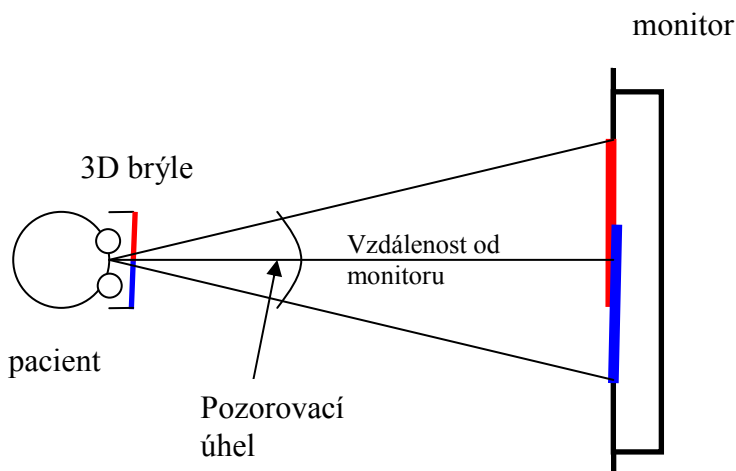
Rozlišení:	640x480
Senzor:	1/3 CCD
Maximální fps:	205
Rozhraní:	IEEE 802.3 1000baseT

Technické parametry Pentax C6Z1218 [26]

Formát:	2/3
Rozpětí ohniska:	12.5-75mm
Clonové rozpětí:	1.8-22
Horizontální pozorovací úhel pro 1/3 formát:	21.38~3.66°
Minimální zaostřovací vzdálenost:	1 m

3.2 Uspořádání optické sestavy

Při experimentální části jsme pozorovatele posadili před monitor ve vzdálenosti 0,9 m. Optické uspořádání pokusu je na obrázku (obrázek 3.5).



Obrázek 3.5: Uspořádání dioptrické soustavy.

Pro posouzení účinku a vyhodnocení pohybu očí byla monitorem umístěná kamera s vysokou frekvencí snímání a zabírala oblast očí pozorovatele. Hlava v průběhu promítání upravené videosekvence byla umístěna do podpěrky brady a čela. Tato podpěra umožnila lepší a objektivnější vyhodnocení experimentu (obrázek 3.6). Vyhodnocovací kamera musela být vzhledem k nutnosti použití 3D brýlí v takové výšce, která umožnila přímý a jasný pohled na oči. I tak si ale experimenty vyžádaly mírné sesazení brýlí na nos pozorovatele, samozřejmě pouze v takové míře, která neomezila pohled na monitor skrze brýle.



Obrázek 3.6: Uspořádání experimentu.

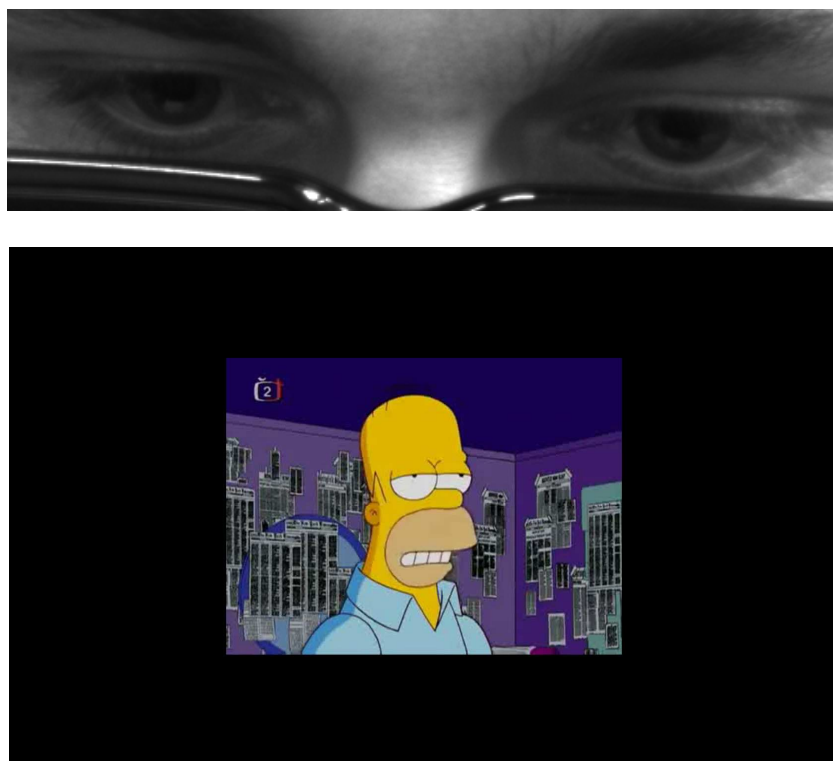
3.3 Průběh experimentu

Při testování jsme použili připravené videosekvence. Velikost obrázku byla pro experiment zvolena ve dvou rozlišeních, a to 640x480 px a 800x600 px. Při hodnocení funkčnosti systému byl použit co největší posuv dílčích obrazů při vzdálenosti od monitoru 0,9 m. Promítání jsme několikrát opakovali, přičemž jsme střídali rozlišení obrázku a směr jeho pohybu. Zároveň stereoskopický přehrávač umožnil jednoduché prohození sekvencí pro pravé a levé oko, což práci značně urychlilo. Pro každé promítání byla nasnímána videosekvence z vysokorychlostní kamery. I přes nastavení téměř nejnižšího clonového čísla, které objektiv umožnil, bylo třeba kvůli rychlosti snímání i celkové expozici zajistit osvětlení figuranta. Osvětlení bylo nepřímé, aby nedocházelo k oslnění. Tyto podmínky bylo třeba pro měření zajistit, ovšem při praktickém užití by tomu mělo být naopak. Dosáhneme tak pohodlnějšího a soustředěnějšího pozorování.

Podpěra brady a čela z velké části eliminovala třes hlavy a nasazení a manipulaci s brýlemi nijak nepřekážela. Usuzuji, že by ji bylo vhodné použít i při samotné rehabilitaci, už jen z hlediska dodržení větší přesnosti vzdálenosti od monitoru, a tím zachování požadovaného prizmatického účinku. Další výhoda by dle mého názoru mohla pramenit v jistém zabrání v pokusech vyrovnávat posuv obrázků pohybem hlavy.

4 Výsledky experimentu

Jak je patrné z obrázků vyjmutých ze sekvence kamery před a po posunutí obrazů (obrázek 4.1 a 4.2), docílili jsme metodou k vychýlení jednoho oka do požadovaného směru, v tomto případě pravého oka pozorovatele. Pro názornost s ukázkou postavení snímků ve videu v systému Anaglyph (červená pro levé a modrá pro pravé oko). Pohyb očí je více patrný z videosekvencí vypálených na přiloženém CD.

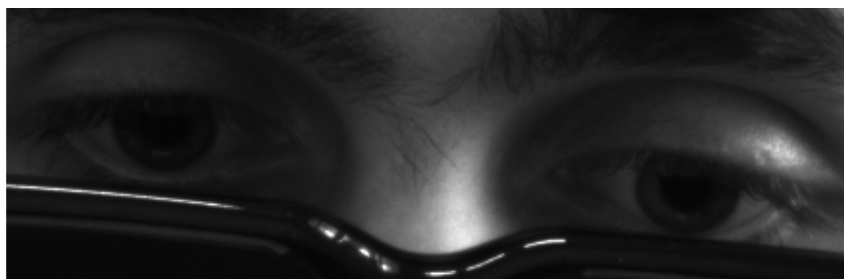


Obrázek 4.1: Normální postavení očí při sledování neposunutých obrazů.

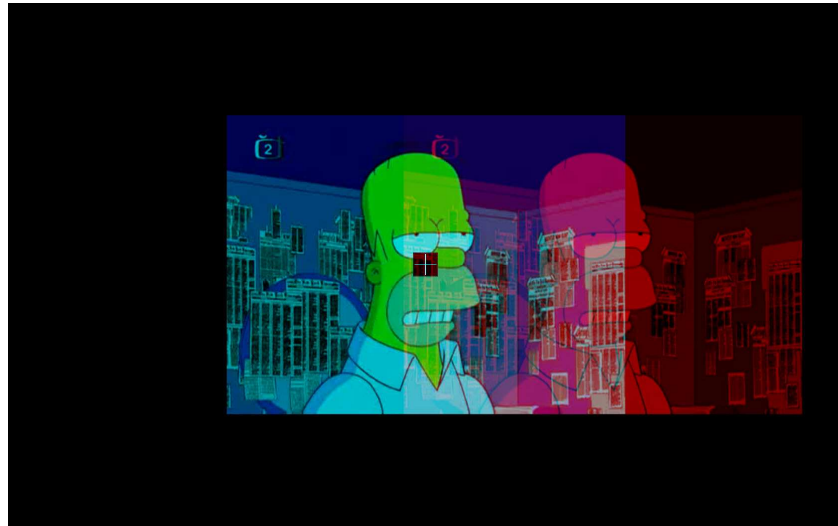
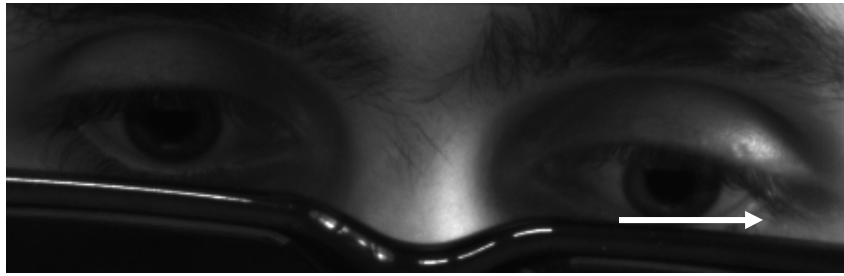


Obrázek 4.2: Mediální vychýlení pravého oka pozorovatele při posunutém obrazu a vzájemné postavení snímků ve videu.

Na dalších obrázcích se jedná o vychýlení levého oka jiného pozorovatele laterálním směrem (obrázek 4.3 a 4.4).



Obrázek 4.3: Normální postavení očí.



Obrázek 4.4: Vychýlení levého oka pozorovatele laterálně a vzájemné postavení snímků ve videu.

5 Závěr

Zrak je pro člověka jeden z nejpodstatnějších smyslů, který umožňuje získávání převážného množství informace z jeho okolí, a proto při jeho poškození, nebo ztrátě dojde k výraznému poklesu kvality života. Z tohoto důvodu je zapotřebí provádět preventivní vyšetření, abychom případnou patologii zachytili již v raném stádiu a započali s léčbou.

Cílem práce bylo navrhnout, realizovat a ověřit software pro podporu rehabilitace šilhavosti ve 3D vizuálním prostředí za použití dostupné 3D technologie. Podstata software je ve vytvoření modifikovaných videosekvencí separátně pro pravé a levé oko. Program vytvoří černou matici, do které vloží obrázky z uživatelem zvoleného videosouboru a zpětně ho uloží se zadanými parametry, kterými je rozlišení, posuv a filtrace. V praxi tato metoda rehabilitace umožňuje procvičovat jednotlivé oči (okoohybné svaly) pacienta tím, že každé oko sleduje separátně svou sekvenci a snaží se vyrovnávat posuv obrázků.

V experimentální části práce byla ověřena funkčnost metody pokusy na třech figurantech. Pro praktické užití bude ještě třeba upravit pozorovací podmínky, a to hlavně ve smyslu aplikace černého pozadí za monitorem. Toto opatření do jisté míry eliminuje rušivý účinek. V souvislosti s tím bude vhodné rehabilitaci provádět při nízké hladině osvětlení. Zvyšování hodnoty posuvu obrázků ve videosekvenci bude muset být prováděno postupně, protože při určité subjektivní hladině již oko nedokáže posuv kompenzovat a nastane opět dvojitě vidění. V tomto případě oči zaujmou svá původní postavení, a tak k posilování očních svalů již nedochází a zpětné spojení obrazu do jednoho je na této hladině téměř nemožné. Subjektivně se mi lépe pozorovala sekvence s obrázkem menším (640x480 px.). Pro pozorování se mi jeví výhodnější vybírat videosoubory, ve kterých není velké množství rychlých pohybů kamery. Z hlediska možností soustředění a vnímání obrazu je proto vhodné přednostně využít především videa bez množství těchto prvků.

Práce položila základy pro další rozvoj této metody pro rehabilitaci pacientů se strabismem. Do budoucna by se metoda dala vylepšit rozšířením možností pohybu obrázků v sekvencích, například pohybem kmitajícím v určených hodnotách prizmatického účinku. Dále by bylo účelné metodu rozšířit o zpětnovazební prvek, který by nám dal přehled o účinku na pacienta, například rychlokameru společně s online vyhodnocovacím software. Přínos metody je možností neinvazivně léčit pacienty trpící strabismem, s ohledem na jejich věk.

Zadání bakalářské práce tím bylo splněno a software je připraven k případnému dalšímu rozvoji v rámci práce diplomové.

6 Literatura

- [1] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd. Editor Lubomír Houdek. Praha: Karolinum, 2009, 416 s. ISBN 978-802-4617-176.
- [2] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. Fyziologie oka a vidění. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 93 s. ISBN 80-247-0786-1.
- [3] JINDRA, Tomáš. *Infračervené měření akomodace očních pohybů - Hardwarový návrh*. Praha, 2009. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. Lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Jaroslav Dušek.
- [4] JINDRA, Tomáš. *Ir.M.A. - Klinický přístroj pro měření dynamiky akomodace avergence*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Jaroslav Dušek, Ph.D.
- [5] Schematic_diagram_of_the_human_eye [digitální obraz]. In: *Wikiskripta* [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Schematic_diagram_of_the_human_eye_cs.svg
- [6] Okohybné_svaly [digitální obraz]. In: *Wikiskripta* [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Okohybne_svaly.png
- [7] KUČHYNKA, Pavel. Oční lékařství. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, [40768. ISBN 978-80-247-116-38.
- [8] ŘÍČNÝ, Václav. Přichází 3D televize. Jak funguje trojrozměrné zobrazování?. In: *Digizone.cz* [online]. 5.10.2009 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z: <http://www.digizone.cz/clanky/trojrozmerne-zobrazovani-a-3d-televize/>

- [9] ŘÍČNÝ, Václav. 3D televize: Další způsoby zobrazování trojrozměrného obrazu. In: *Digizone* [online]. 12.10.2009 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z: <http://www.digizone.cz/clanky/3d-televize-dalsi-zpusoby-zobrazovani/>
- [10] KLÍMA, Miloš. *Zpracování obrazové informace*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1999, 177 s. ISBN 80-010-1436-3.
- [11] 3D film může působit bolesti hlavy a nevolnost. In: *Česká televize* [online]. 25.12.2010 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z: <http://www.ceskatelevize.cz/ct24/svet/veda-a-technika/110531-3d-film-muze-pusobit-bolesti-hlavy-a-nevolnost/>
- [12] CIHLÁŘOVÁ, Miroslava. *Prizmatická korekce v praxi optometristy* [online]. Brno, 2010 [cit. 2012-05-07]. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/176766/lf_m/Prizmaticka_korekce.pdf. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Katedra optometrie a ortoptiky. Vedoucí práce Mgr. Petr Veselý, DiS.
- [13] Obraz v technologii IMAX. In: *Encyklopedie fyziky* [online]. © 2006 - 2012 [cit. 2012-05-15]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1208-obraz-v-technologie-imax>
- [14] Projektor IMAX [digitální obraz]. In: *Encyklopedie fyziky: Obraz v technologii IMAX* © 2006 - 2012 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1208-obraz-v-technologie-imax>
- [15] KUBÍNOVÁ, Pavla. *Vergenční poruchy* [online]. Olomouc, 10. 5. 2011 [cit. 2012-05-07]. Dostupné z: http://theses.cz/id/78ixsc/Bakalsk_prce.pdf. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta, Katedra optiky. Vedoucí práce Mgr. Lucie Glogarová.
- [16] 2233RZ [grafická tabulka]. In: *Samsung* © 1995-2012 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW: <http://www.samsung.com/ca/consumer/office/monitors/lcd/LS22CMFKFV/ZA-spec>

- [17] 12FourierTxCz.pdf. *Center for Machine Perception* [online]. 2012 [cit. 2012-05-14].
Dostupné z:
<http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/12FourierTxCz.pdf>
- [18] PAVELEK, Milan. Filtrace obrazů. In: *Vizualizační a optické měřicí metody* [online].
2. vydání. Brno, 2007 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z:
<http://ottp.fme.vutbr.cz/~pavelek/optika/1506.htm>
- [19] American Orthoptic Journal. 2006, roč. 56. ISSN 0065955X.
- [20] JAKUBCOVÁ, Kamila. *Přístroje k vyšetření binokulárního vidění* [online]. Brno,
2007 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z:
http://is.muni.cz/th/142326/lf_b/Bakalarska_prace.txt. Bakalářská práce. Masarykova
univerzita. Vedoucí práce MUDr. Tomáš Jurečka.
- [21] Multimediální kontejner. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco
(CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-05-07]. Dostupné z:
http://cs.wikipedia.org/wiki/Multimedi%C3%A1ln%C3%AD_kontejner
- [22] PÁTER, Lubomír. Hessovo platno. *Www.ocniordinacezlin.cz* [online]. 2008 [cit.
2012-05-11]. Dostupné z: http://www.ocniordinacezlin.cz/foto/hessovo_platno.htm
- [23] *Asus*. [grafická tabulka]. [cit. 2012-05-13]. Dostupné z:
http://www.asus.com/Graphics_Cards/NVIDIA_Series/ENGTS250DI1GD3/#specifications
- [24] *NVidia*. [grafická tabulka]. 2012 [cit. 2012-05-13]. Dostupné z:
http://www.nvidia.com/object/product_geforce_3D_VisionKit_us.html
- [25] *Allied Vision Technologies*. [grafická tabulka]. [cit. 2012-05-13]. Dostupné z:
<http://www.alliedvisiontec.com/us/products/cameras/gigabit-ethernet/prosilica-ge/ge680.html>

- [26] Audio Video Supply. [online]. 2012 [cit. 2012-05-13]. Dostupné z:
<http://www.avsupply.com/Pentax-Cosmicar/c31204-c6z1218.php>
- [27] HLAVÁČ, Václav. *Zpracování signálů a obrazů*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000, 220 s. ISBN 80-010-2114-9.
- [28] IX. Symposium dětské oftalmologie: konferenční centrum, Státní zámek, Litomyšl, 15.-16. května 2009: program a sborník transakt. Praha : Česká strabologická asociace, 2009. 120 s. : il. ; 21 cm.
- [29] Konvoluce 2rozm diskretni [digitální obraz]. In: *Wikipedia* [cit. 2012-05-09].. Dostupné z WWW:
http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Konvoluce_2rozm_diskretni.jpg

7 Přílohy

Příloha A

CD-ROM