

INFRAČERVENÉ MĚŘENÍ DYNAMIKY AKOMODACE A VERGENCE S HOLOGRAFICKOU STIMULACÍ

J. Dušek¹⁾, T. Jindra¹⁾, M. Dostálek²⁾

¹⁾ Ústav biofyziky a informatiky, 1. lékařská fakulta, Univerzita Karlova v Praze

²⁾ Centrum dětské oftalmologie, Binocular, s.r.o., Litomyšl

Abstrakt

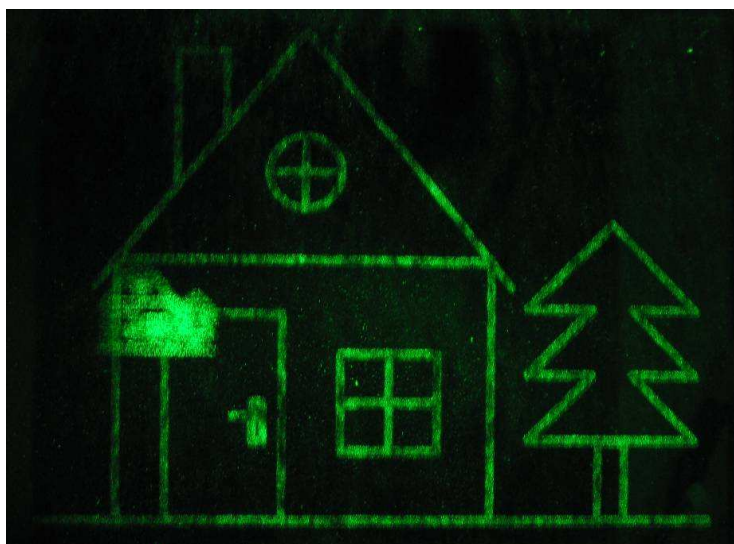
Měření statických parametrů vergence, případně i akomodace je rutinním ambulantním vyšetřením ve strabologii. Měření dynamických parametrů akomodačně – vergenční synkinézy však nebylo dosud v klinické praxi možné. Navržené měřicí zařízení umožňuje díky použití vysokorychlostní kamery a holografického stimulačního systému rychlé a jednoduché měření těchto parametrů. Zařízení je zároveň dostatečně kompaktní pro rutinní klinické použití v ambulancích dětských očních lékařů.

1 Úvod

Měření akomodačně urgenční synkinézy očního systému je důležité pro stanovení funkčních poruch jednoduchého binokulárního vidění zejména strabismu. Metodika tohoto měření v klinické praxi pro technickou náročnost není dosud zavedena. Existuje jen velmi málo specializovaných výzkumných pracovišť na světě, které se touto problematikou zabývají. Včasná diagnóza typu strabismu a nasazení léčby v raném věku výrazně zvyšují šanci pacienta na uzdravení ve smyslu funkčnosti jednoduchého binokulárního vidění ne jen kosmetické operativní úpravy. Cílem je tedy navrhnout systém použitelný v běžné klinické praxi. První pokusy návrhu a realizace měřicího systému vedly k finančně i technicky i prostorově náročnému řešení přístroj E.M.AN.[1]

2 Principy a metody

Základním principem je měření reakce motorické složky binokulárního vidění na skokovou změnu vzdálenosti fixačního objektu. Pacientovi je zobrazen objekt nejprve ve vzdálenosti 2 m a následně ve vzdálenosti 25 cm (vzdálený a blízký fixační objekt). Skokovou změnou vzdálenosti objektu je pacient nucen ke koordinované změně akomodace a vergence. Průběh této reakce je zaznamenán videometrickou částí přístroje. Použitá vysokorychlostní kamera PIKE je schopna zaznamenat 208 snímků za vteřinu s rozlišením 640×480 pixelů. Důležitá je její citlivost v blízkém infračerveném spektru vzhledem k povaze měřicího světla. Jeho vlnová délka ($\lambda = 850$ nm) je volena tak, aby bylo pro pacienta neviditelné, nerušilo jeho pozornost při fixaci obrazců a nezpůsobovalo fyziologickou miózu. Zdroj měřicího světla je umístěn před objektivem společně se speciální fotorefrakční předsádkou. Videometrická detekce aktuální refrakce je založena na principu excentrické fotorefrakce [2]. Před objektivem kamery je excentricky umístěna předsádka se zdrojem měřicího světla. Paprsek odražený od sítnice je optickým systémem oka modifikován a následně zaznamenáván. O relativním refrakčním stavu očí vypovídá vertikální změna jasového profilu zornice. Poloha očí se určuje pomocí Hirschbergova testu. Ten porovnává polohu prvního Purkyňova obrazu ve vztahu ke středu zornice. Stimulační část zařízení využívá holografickou projekci objektů v diskrétních vzdálenostech. Na holografickou desku jsou zaznamenány dva stimulační obrazy ve vzdálenostech 0,25 m a 2 m s úhlovou velikostí odpovídající jejich vzdálenosti. Pro názornost jsou na obrázku 1 zobrazeny oba obrazy najednou, fotoaparát je zaostřen na blízký obraz.

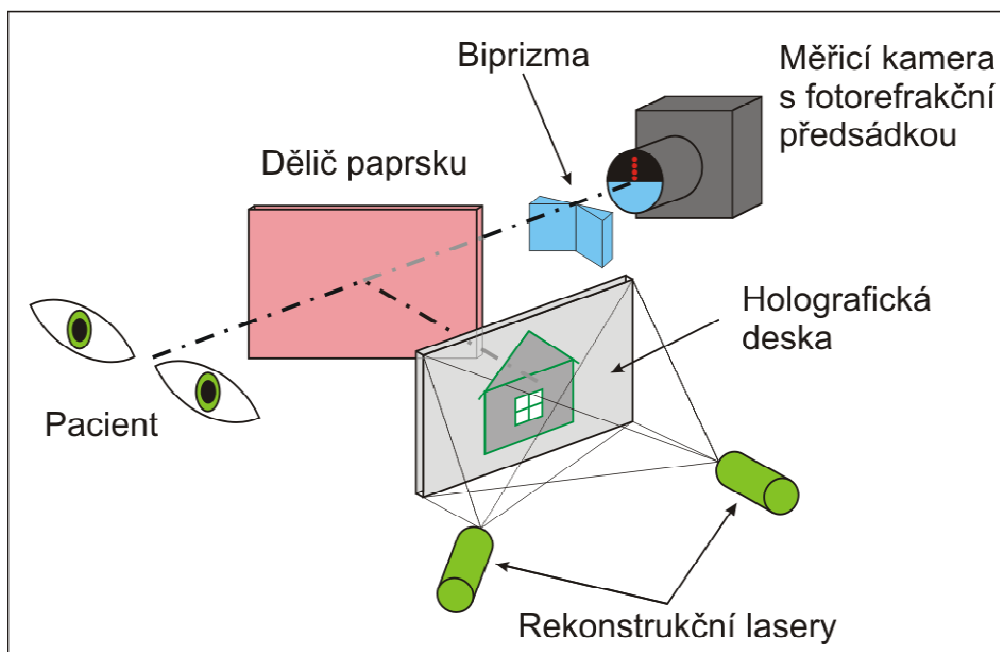


Obr. 1: Stimulační holografické obrazce.

Rekonstrukci těchto obrazů zajišťují dva lasery s divergentním paprskem umístěné na příslušných místech geometricky korespondujících s polohou referenčních paprsků při expozici hologramu. Přepnutím zdroje laserového paprsku lze dosáhnout skokové změny vzdálenosti stimulačního obrazce, bez většího nároku na prostor mechanické prvky. Tato metoda stimulace očního aparátu nahrazuje zobrazení předmětů ve skutečných optických vzdálenostech a tím dovoluje zmenšit rozměry zařízení.

3 Výsledky

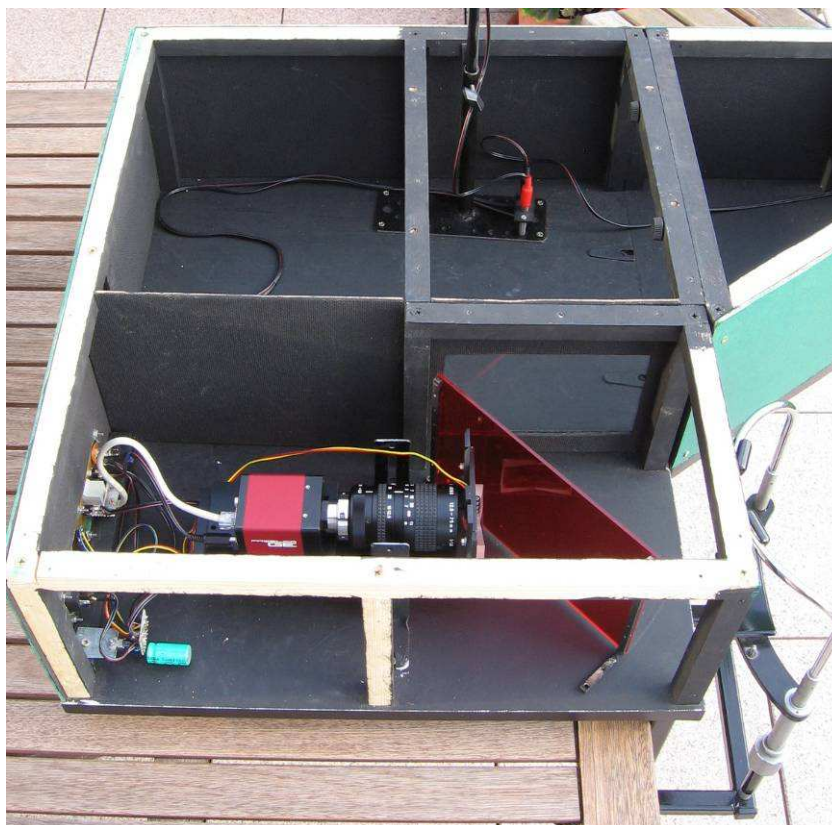
Na obrázku 2 je schéma navrženého zařízení [3] pro měření dynamiky akomodace avergence. Měřicí systém se dělí se na dvě části – měřicí a stimulační.



Obr. 2: Schéma navrženého měřicího systému.

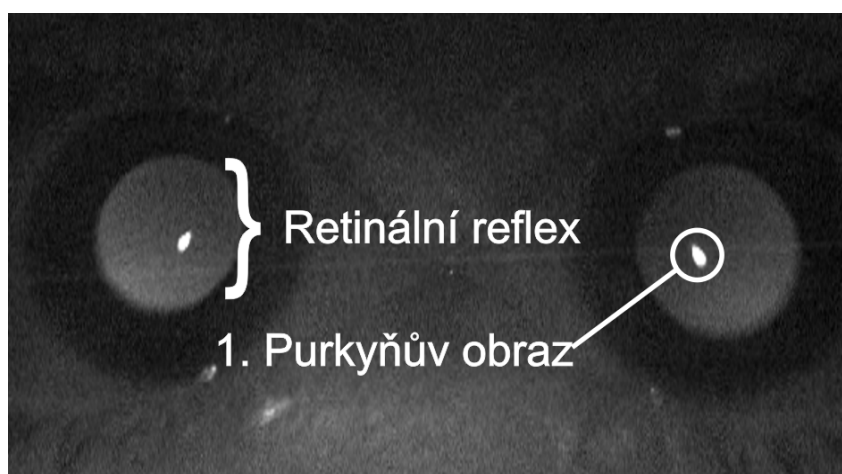
Ve stimulační části jsou umístěny rekonstrukční lasery s optikou. Rekonstruovaný virtuální obraz je promítán pacientovi odrazem před dělič paprsku. Jeho materiál je zvolen tak, aby vlnové délky blízkého infračerveného světla deskou volně procházely a kratší byly odraženy. V měřicí části je umístěna kamera s excentrickou fotorefrakční předsádkou a zdrojem měřicího světla. Dvě klínová prizmata (biprizma) umístěná před objektiv odchylojí dráhu procházejících paprsků. Tím jsme dosáhli

odstranění střední části obličeje (kořene nosu) ze snímku a tím zvýšení rozlišení v oblasti zornic. Realizovaný funkční vzorek je prezentován na obrázku 3.



Obr. 3: Realizovaný měřicí systém.

Výsledný obraz zaznamenaný vysokorychlostní kamerou je na obrázku 4. Poloha 1. Purkyňova obrazu určuje relativní vergenci, vertikální změna jasového profilu v zornici určuje relativní akomodaci.



Obr. 4: Výsledný obraz očí určený pro softwarové zpracování.

Zaznamenané obrazové sekvence jsou dále softwarově zpracovány v programovém prostředí MATLAB. Analýza nejprve detekuje oblasti zájmu, tedy oblasti čočky pomocí prahování. Následně počítá střed čočky jako střed objektu váhovaný jeho pozicí a jasem. Obdobně je hledána i pozice I. Purkyňova obrazu rozdíl jejich pozic dává relativní vergenci. Akomodaci odpovídá sklon jasového profilu v čočce generovaný fotoexcentrickou refrakcí. Ten je analyzován jako průměrovaný horizontální profil (sčítají se jednotlivé obrazové sloupce objektu čočka a dělí se každý počtem

pixelů). U tohoto profilu následně určíme směrnicí, která odpovídá relativní akomodaci. Takto jsou získány hodnoty pojednotlivé snímky v sekvenci. Jejich sestavením získáváme průběh sledovaných reakcí. Následně lze rozpoznat poruchu jejich synkinézy i jednotlivých složek. Tato jednoduchá obrazová analýza bude v následující fázi práci na přístroji rozšířena a doplněna v návaznosti na klinické požadavky.

4 Diskuze

Uvažovaná vzdálenost fixačních obrazců (zvláště vzdáleného) vylučuje konstrukci kompaktního přístroje v případě použití reálné prezentace, resp. zobrazení pomocí klasické optiky. Holografie umožňuje generovat virtuální předměty ve virtuální vzdálenosti. Výhodou je možnost záznamu více obrazů v různých vzdálenostech na jednu desku. Volbou úhlu rekonstrukčního paprsku, který je dán při výrobě desky lze zobrazit příslušné fixační objekty ve vzdálenosti nastavené při záznamu. Prostorově náročná část systému je tím značně zmenšena a je možná konstrukce kompaktního zařízení. Případnou terapii poruchy motorického systému očí je tak možné opřít o diagnostické informace dříve v klinické rutině nedostupné.

5 Použitá literatura

- [1] Dostalek M., Dusek, J.: E.M.A.N. (Eye Movement and Accommodation Analyzer) device for vergence accommodation synkinesis recording and analysis. Transactions, 28th European Strabismological Association Meeting. J.-T. de Faber. London, New York, Taylor & Francis: 357 – 361,2004.
- [2] Schaeffel F., Farkas L., Holand H.C.: Infrared photoretinoscope, Appl. Opt 26, 1987, pp. 1505 – 1509
- [3] Jindra T.: Infračervené měření akomodace a očních pohybů – Hardwarový návrh, Bakalářská práce, Praha, Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky, 43 p., 2009.

6 Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantu GAUK 0880/2010.

Jaroslav Dušek, Tomáš Jindra
jaroslav.dusek@lf1.cuni.cz, t.jindra@seznam.cz

Univerzita Karlova v Praze,

Miroslav Dostálek

Centrum dětské oftalmologie, Binocular, s.r.o., Litomyšl