

UNIVERZITA KARLOVA
Lékařská fakulta v Hradci Králové

**Návrh a realizace temporálně simultánní optické stimulace
pro vyšetření zrakových evokovaných potenciálů a její
experimentální srovnání
se stávajícími CRT a LCD stimulátory**

Petr Voda

Autoreferát disertační práce
Doktorský studijní program: Lékařská biofyzika

Hradec Králové
2024

Disertační práce byla vypracována v rámci kombinovaného studia doktorského studijního programu Lékařská biofyzika na Ústavu lékařské biofyziky Lékařské fakulty v Hradci Králové.

Autor: Mgr. Petr Voda, Ústav lékařské biofyziky LFHK

Školitel: prof. Ing. Jan Kremláček, Ph.D, Ústav lékařské biofyziky LFHK

Školitel konzultant: doc. RNDr. Aleš Bezrouk, Ph.D, Ústav lékařské biofyziky LFHK

Oponenti: doc. Mgr. Radim Krupička, Ph.D, katedra biomedicínské informatiky, Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT

prof. Ing. Aleš Richter, CSc, Fakulta zdravotnických studií, Technická univerzita v Liberci

Obhajoba se bude konat před Komisí pro obhajoby OR dne v od hod.

(bude doplněno po vyhlášení termínu, místa a času)

S disertační prací je možno se seznámit na studijním oddělení děkanátu Lékařské fakulty v Hradci Králové, Univerzity Karlovy, Šimkova 870, 500 03 Hradec Králové (tel. 495 816 134).

doc. Ing. Josef Hanuš, CSc.

Předseda komise pro obhajoby disertačních prací

v doktorském studijním programu Lékařská biofyzika

Garant studijního programu: doc. Ing. Josef Hanuš, CSc.

Obsah

Obsah	1
Souhrn	2
Summary	3
1. Úvod	4
2. Cíle disertační práce	5
2.1. První cíl: Návrh a konstrukce zrakového stimulátoru	5
2.2. Druhý cíl: Měření a srovnání vlastností nového a tradičních zrakových stimulátorů ...	5
2.3. Třetí cíl: Vliv nového stimulátoru na charakteristiky VEP, experimentální ověření.....	5
3. Metody řešení prvního cíle: Návrh a konstrukce zrakového stimulátoru.....	6
3.1. Nový zobrazovač LED	6
3.2. LED VEP stimulátor a jeho konstrukce	6
3.3. Nultý prototyp.....	6
4. Výsledky řešení prvního cíle: konstrukce LED stimulátoru	8
4.1. Finální koncepce LED VEP stimulátoru.....	8
4.2. První prototyp	10
4.3. Druhý prototyp.....	11
5. Metody řešení druhého cíle: Měření a srovnání vlastností nového a tradičních zrakových stimulátorů.....	12
5.1. Návrh metodiky měření parametrů monitorů CRT a LCD a LED zobrazovače	12
5.2. Návrh způsobu ověření technických parametrů LED zobrazovače	12
6. Výsledky řešení druhého cíle: Měření a srovnání vlastností nového a tradičních zrakových stimulátorů.....	13
6.1. Výsledky srovnání technických parametrů LED zobrazovače s LCD a CRT	13
6.2. Výsledky měření parametrů současných zobrazovačů	14
6.3. Výsledky měření prvního prototypu stimulátoru LED.....	14
6.4. Výsledky měření parametrů prvního prototypu LED zobrazovače	15
6.5. Výsledky měření druhého prototypu LED zobrazovače	15
7. Metody řešení třetího cíle: Vliv nového stimulátoru na charakteristiky VEP, experimentální ověření na pokusných osobách.....	17
7.1. Pilotní ověření prvního prototypu LED zobrazovače na pokusných osobách	17
7.2. Experimentální ověření vlastností druhého prototypu LED zobrazovače na pokusných osobách	18
8. Výsledky řešení třetího cíle: Vliv nového stimulátoru na charakteristiky VEP, experimentální ověření na pokusných osobách.....	19
8.1. Výsledky srovnání LED, LCD, CRT zobrazovačů na pokusných osobách.....	19
9. Diskuse	22
10. Závěr.....	25
Seznam použité literatury	26
Přehled publikační činnosti autora	27

Souhrn

Zrakové evokované potenciály (VEP) jsou elektrické potenciály vytvořené průměrováním epoch elektroencefalogramu zaznamenaných na povrchu kůže hlavy v odpovědi na optický podnět. Pro vyvolání pattern-reversal zrakových evokovaných potenciálů (VEP) se používá skoková změna jasu čtverců šachovnicové struktury (v dalším textu jako „reverzace struktury“) zobrazená stimulatorem. Dnes nejčastěji používané zobrazení CRT nebo LCD monitorem z principu neumožňuje okamžitou reverzaci celé struktury. Cílem disertační práce je zkonstruovat nový stimulátor VEP, který se svými charakteristikami přiblíží okamžité reverzaci celé struktury, změřit jeho technické vlastnosti a porovnat je se zobrazovacími používanými v elektrofyziologické laboratoři. Dalším cílem je na pokusných osobách ověřit, zda se zlepšení rychlosti vykreslení obrazce na obrazovce nově vytvořeného stimulátoru projeví ve tvaru nebo časování evokovaných potenciálů.

V rámci disertační práce byl navržen a zkonstruován stimulátor VEP s využitím nezávisle řízených bílých čtvercových diod LED ve dvou prototypch, v matici 12 x 12 a 12 x 48 zobrazovacích elementů. Měřením optickou sondou a osciloskopem byly porovnány jejich technické parametry s monitory LCD a CRT používanými v elektrofyziologické laboratoři ústavu patologické fyziologie LFHK. Bylo realizováno porovnání těchto stimulátorů měřením VEP reverzací struktury deseti pokusných osobách při pozorovacím úhlu elementů šachovnice 15' a 30' a porovnávány běžně při vyšetřeních VEP zaznamenané amplitudy a latence vlny N70, P100 a P140 a navíc parametr „šířka vlny P100“.

Vyhodnocením hodnot měřených optickou sondou bylo zjištěno, že LED stimulátor vykazuje výrazně lepší parametry (o tři řády) v rychlosti náběhu a změny zobrazení, ustálení a stability jasu (náběh 80 % jasu za 3 μ s). Měření VEP pro amplitudy vln N75, P100, a N140 nevykazuje signifikantní rozdíly mezi jednotlivými měřenými stimulátory. Vrcholové časy vln N75, P100 i N140 evokovaných LED stimulatorem jsou kratší než u stimulátoru LCD (signifikantně pro všechny vlny i pozorovací úhly 15' a 30') i CRT (signifikantně pouze pro vlnu N75 a pozorovací úhel 30').

V rámci šetření disertační práce jsme prokázali, že nově zkonstruovaný LED stimulátor je vhodnější alternativou dnes již zastaralých CRT obrazovek pro vyšetření vizuálně evokovaných potenciálů pomocí reverzace struktury než nyní používané LCD stimulátory. LED stimulátor se jeví jako lepší také oproti stimulátoru CRT, avšak pro signifikantní výsledky bude třeba další výzkum na větším vzorku osob, se zlepšenou homogenitou jasu a plným rozměrem obrazovky LED stimulátoru.

Summary

Design and Implementation of Temporal Simultaneous Optical Stimulation for the Examination of Visual Evoked Potentials and its Experimental Comparison with Existing CRT and LCD Stimulators.

Visual evoked potentials (VEPs) are electrical potentials generated by averaging the epochs of an electroencephalogram recorded on the surface of the scalp in response to an optical stimulus. A rapid change in the checkerboard pattern displayed by the stimulator is used to elicit pattern-reversal visual evoked potentials (VEPs). Today, the most commonly used CRT or LCD monitors do not allow immediate reversal of the entire pattern. The aim of this dissertation is to construct a new VEP stimulator whose characteristics approximate the instantaneous reversal of the whole structure, to measure its technical properties and to compare them with the displays used in the electrophysiology laboratory. The second aim is to verify in experimental subjects whether the improvement in the speed of pattern rendering on the screen of the newly designed stimulator is reflected in the shape or timing of the evoked potentials.

As part of this dissertation, a VEP stimulator was designed and constructed using independently controlled white square LEDs in two prototypes, in a 12 x 12 and 12 x 48 display matrix. By measuring with an optical probe and an oscilloscope, their technical parameters were compared with LCD and CRT monitors used in the electrophysiology laboratory of the Institute of Pathological Physiology, LFHK. The comparison of these stimulators was carried out by measuring VEP with a reversible structure on ten experimental subjects at an observation angle of 15' and 30' and the amplitudes and latencies of the N70, P100 and P140 waves, and in addition the parameter "P100 wave width", commonly recorded during VEP examinations, were compared.

Evaluation of the measured values showed that the LED stimulator showed significantly better parameters (by three orders of magnitude) in the rate of rise and change of display, steady state and brightness stability (80% brightness rise in 3 μ s). VEP measurements for wave amplitudes N75, P100, and N140 showed no significant differences between the measured stimulators. The peak times of the N75, P100, and N140 waves evoked by the LED stimulator are shorter than those of the LCD stimulator (significantly for all waves and viewing angles of 15' and 30') and the CRT stimulator (significantly only for the N75 wave and viewing angle of 30').

As part of the dissertation investigation, we have shown that the newly designed LED stimulator is a more suitable alternative to the now obsolete CRT screens for the examination of visually evoked potentials than the currently used LCD stimulators. The LED stimulator also appears to be superior to the CRT stimulator, but further research on a larger sample of subjects, with improved brightness homogeneity and full screen size of the LED stimulator will be required for significant results.

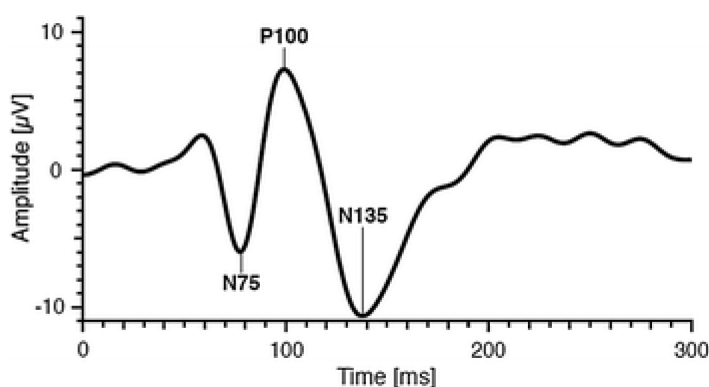
1. Úvod

Pojem vizuálně evokovaný potenciál (VEP) označuje elektrické potenciály vyvolané zrakovými podněty. VEP jsou zaznamenávány ze skalpu nad zrakovou kůrou. VEP se používají především k měření funkční integrity zrakových drah od sítnice přes optické nervy do zrakové kůry mozku. VEP lépe kvantifikují funkční integritu zrakových drah než zobrazovací techniky, jako je magnetická rezonance (MRI) (1).

Při registraci zrakových evokovaných potenciálů (VEP) má evokovaný potenciál maximální amplitudu v okcipitální oblasti nad zrakovým kortexem, kde leží předpokládaný generátor VEP. Vlny o maximální amplitudě jsou snímány při uložení aktivní elektrody ve střední čáře konstantní a za normálních okolností vždy vykreslený komplex má trifázický tvar. Úvodní negativní vlna je následována pozitivitou a komplex uzavírá další negativita. Pojmenování negativních vln není jednotné, liší se podle autorů. Latence první negativní vlny bývá kolem 70 až 75 ms a vlna se nazývá N70 nebo N75. Pozitivní vlna má latenci kolem 100 milisekund a představuje konstantní část záznamu, jednotně se nazývá P100. Je to jediná vlna z PR VEP (vizuální potenciály evokované reverzací struktury), u které je s velkou pravděpodobností známo místo vzniku, a to na spodině fissura calcarina okcipitálního kortexu. Latence druhé negativy kolísá ještě více než N75 a pojmenovává se N135, N140 nebo i N145 podle nastavení jednotlivých laboratoří. Před tímto N-P-N komplexem se nekonstantně objevuje nízká pozitivita nazývaná P60 a za vlnou N135 se vykresluje vlna obvykle nazývaná P200, jejíž latence opět výrazně kolísá kolem 200 milisekund. (2)

Všechny standardní vzorové podněty pro VEP vyšetřované pomocí reverzace struktury jsou vysoce kontrastní černobílé šachovnice promítané vyšetřované osobě na zobrazovači.

Vždy hodnoceným a nejdůležitějším parametrem je latence vlny P100. Posuzována je její absolutní latence a vztah k normativním hodnotám, mezistranový rozdíl latencí P100 při stimulaci pravého a levého oka a amplituda P100. Tuto lze měřit k izoelektrické linii, jinou možností je hodnotit rozdíl amplitud N75-P100 nebo P100-N140. Dále se hodnotí interokulární poměr amplitud P100 a trvání vlny P100, nověji a rutinně méně často používanými parametry jsou úhel a distribuce potenciálu (2,3). Typický průběh záznamu (podle ISCEV) s vyznačenými posuzovanými vrcholy je na obr. 1.



Obr. 1 Typický průběh PR VEP. Převzato z normy ISCEV (na ose x čas v ms, na ose y amplituda signálu v mikrovoltech).

Pro vyšetření VEP lze použít různé generátory reverzace struktury (resp. různé stimulatory). Z hlediska principu jde o mechanicko-optický systém (Maxwellian view systém), ve kterém k reverzaci struktury dochází natáčením zrcátka, vakuovou obrazovkou (CRT), nebo displeje s vrstvami tekutých krystalů, (LCD, TFT), či samy světlo emitující (OLED), nejnověji pak dataprojektory (DLP).

Aby byly výsledky práce jednotlivých laboratoří srovnatelné, ISCEV vytvořila standard definující vlastnosti zobrazovacích systémů. Tento standard definuje vlastnosti zobrazovaného vzoru, doby zobrazení, kontrast, jas a další parametry zobrazované struktury (3).V současné

době, po vymizení CRT obrazovek z trhu a následně postupně i z elektrofyziologických laboratoří zaujaly místo stimulátorů vizuálně evokovaných potenciálů převážně monitory založené na technologii LCD, přičemž s vývojem a snazší dostupností různých typů zobrazovačů probíhají experimenty s řadou dalších technologií (TFT, OLED, DLP...). Technické parametry i samotný princip vzniku obrazu těchto současných zobrazovacích systémů mají různý vliv na parametry jimi generovaných vizuálních evokovaných potenciálů (4–11). Hlavní nedokonalost společná všem uvedeným zobrazovacím systémům je doba, za kterou dojde k reverzaci struktury v celé ploše obrazu. Zrcadlo historicky nejstaršího mechanicko-optického systému má konečnou dobu obrácení (v řádu jednotek ms), paprsek v katodové trubici CRT obrazovky rastruje a postupně rozsvěcí jednotlivé elementy luminoforu (se snímkovou frekvencí 50–100 Hz) a doba stáčení krystalů v LCD displeji a různých jeho konstrukčních variantách je rovněž konečná (jednotky až desítky ms). Ve všech typech zařízení tedy obraz vzniká postupně a reverzace celé struktury trvá dobu, která je srovnatelná s přenosovými vlastnostmi zrakového aparátu. Tím zásadně ovlivňuje získané výsledky vyšetření (10) (9). Uvedené jvy nás vedly k myšlence vytvořit nový typ stimulátoru.

2. Cíle disertační práce

2.1. První cíl: Návrh a konstrukce zrakového stimulátoru

Prvním cílem bylo vytvořit nový typ stimulátoru určeného jednoúčelově pro vyšetření pattern-reversal VEP, který nutně nemusí vykreslovat jakýkoli obraz a být tedy plnohodnotným (počítačovým) monitorem, ale naopak velmi rychle a pokud možno naráz zaměňovat definované bílé (nebo světlé) segmenty obrazu za černé (tmavé).

V první části jsme popsali konstrukci takového stimulátoru, založeného na zvláštním řadičem individuálně ovládaných a zvláště barevně upravených bílých diodách LED, jak se postupně vyvíjel v jednotlivých prototypch.

2.2. Druhý cíl: Měření a srovnání vlastností nového a tradičních zrakových stimulátorů

Druhým cílem disertační práce bylo porovnat technické parametry takto zkonstruovaného, v principu zcela nového, LED stimulátoru vizuálních evokovaných potenciálů s CRT monitorem používaným k vyšetření VEP v naší elektrofyziologické laboratoři a standardně dostupným LCD monitorem (Acer V176Lb), jedním z řady typů monitorů, které jsou dodávány jako součást dnešních kombinovaných systémů pro vyšetření EEG a EMG. Součástí tohoto cíle je konstrukce měřicí sondy, ověření její funkce a měření parametrů běžně používaných monitorů.

2.3. Třetí cíl: Vliv nového stimulátoru na charakteristiky VEP, experimentální ověření na pokusných osobách

Třetím cílem pak bylo zjistit, zda se očekávané výrazně lepší technické parametry nově zkonstruovaného LED zobrazovače a tím výrazně lepší temporální charakteristiky jím prováděné stimulace projeví v evokovaných potenciálech pokusných osob. Předpokládali jsme, že rychlejší a synchronní vybavení obrazu může mít vliv na vrcholový čas, amplitudu nebo šířku vrcholu VEP. Toto zjišťování bylo opět prováděno srovnáním s výše uvedenými zobrazovači používanými pro vyvolání vizuálních evokovaných potenciálů v naší elektrofyziologické laboratoři, s CRT monitorem (HP p1230) a LCD monitorem (Acer V176Lb).

3. Metody řešení prvního cíle: návrh a konstrukce zrakového stimulátoru

3.1. Nový zobrazovač LED

Jako jeden z cílů práce jsme si stanovili vytvořit nový typ stimulátoru určeného jednoúčelově pro vyšetření pattern-reversal VEP, který nutně nemusí vykreslovat jakýkoli obraz a být tedy plnohodnotným (počítačovým) monitorem, ale naopak velmi rychle a pokud možno naráz zaměňovat definované bílé nebo světlé segmenty obrazu za černé (tmavé).

Pro jeho konstrukci jsme v reakci na limity předcházejících pokusů s LED stimulátory (10,11) stanovili následující parametry:

- ve stimulátoru budou použity diskrétní LED diody bílé barvy
- výsledné zobrazovací elementy budou přesně čtvercové
- zobrazovací elementy budou od sebe oddělené co nejtěsněji zcela neprůsvitnou přepážkou
- zobrazovací elementy nebo jejich pole musí být upraveny tak, aby se nesvítilo co nejvíce černé
- čelní plocha zobrazovače nesmí způsobovat přeslechy (přesvit mezi elementy)
- každý zobrazovací LED element bude ovládán jednotlivě a samostatně
- řadič zajišťující ovládání musí být tak rychlý, aby významně nepřispíval ke zpoždění reverzace struktury
- reverzace struktury obrazu bude vyvolána naráz jedním synchronizačním impulsem
- jas diod musí být regulovatelný
- jas diod musí zajišťovat dostatečně dimenzovaný lineární zdroj tak, aby byl zcela stabilní (nelze použít PWM řízení)
- konstrukce zobrazovače musí být realizovatelná v podmínkách vývojové dílny ústavu lékařské biofyziky
- konstrukce zobrazovače musí umožňovat opravy a rozšíření zobrazovací plochy v případě potřeby (vede k modulárnímu konceptu)
- součástí zobrazovací plochy musejí být ovladatelné drobné červeně svítící fixační body

Výše uvedené zadání splňuje konstrukce stimulátoru založeného na zvláštním řadičem individuálně ovládaných bílých diodách LED, které nemají prakticky žádnou setrvačnost a k reverzaci obrazové struktury tedy může díky individuálnímu ovládní docházet naráz v celé ploše obrazu synchronním rozsvícením nebo zhasnutím příslušných LED.

Pro řízení LED byl vybrán jednoduchý sériový řadič z řady 74 595, byl zvolen počet 12 zobrazovacích prvků na jeden řádek zobrazovače.

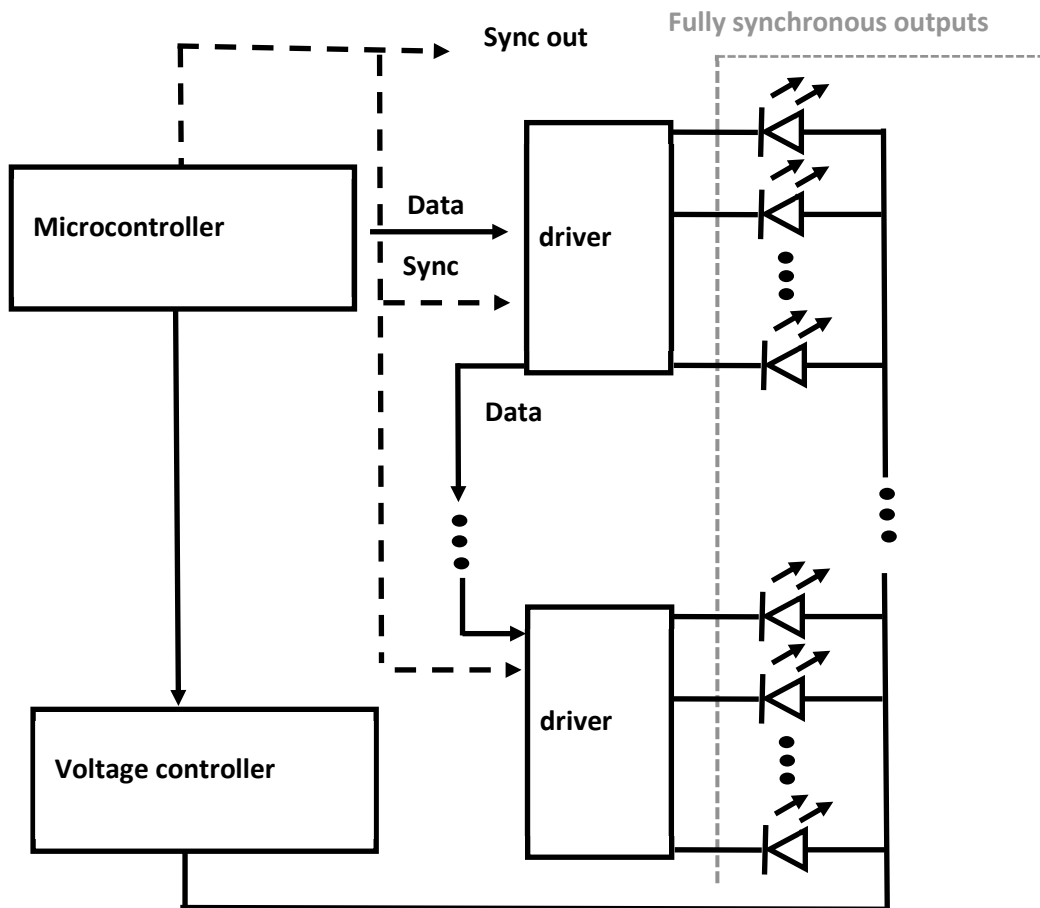
Pro řízení jasu byl vzhledem k požadavku vyvarovat se pulsům a zvlnění napětí na LED diodách vybrán tradiční regulovatelný lineární stabilizátor LM317.

Na místo řídicí jednotky byl navržen jednodeskový mikropočítač Arduino, data se do řadičů odesílaly sériově, proto byly jednotlivé řadiče zapojeny datovým vodičem za sebou. Systém byl napájen ze společného zdroje (obr. 2).

3.2. LED VEP stimulátor a jeho konstrukce

3.3. Nultý prototyp

Pro ověření navržených principů nového LED stimulátoru byla ještě ve spolupráci s firmou Alien vytvořena řada prototypů, na které se sice podařilo ověřit funkčnost jednotlivých navržených bloků (zobrazovací jednotka, řadiče a jejich ovládní, napájecí zdroje, počítač a jeho základní firmware), jako celek však vzhledem k nevhodnému vstupnímu zadání (použití výhradně SMT prvků) byla slepou vývojovou větví. Proto byla celá tato vývojová větev zahrnuta pod „nultý prototyp“.



Obr. 2 Obvodové schéma navrženého LED stimulátoru.

Protože fa. Alien stanovila SMT montáž jako nepřekročitelný požadavek, bylo postupně vyvíjeno rozptylné zařízení v různých variantách, které ale nevedly k požadovanému výsledku stanovenému v požadavcích na nový stimulátor. Z tohoto důvodu se autor rozhodl zvolit vlastní řešení, které však nutně muselo rezignovat na podmínku SMT montáže. Vývoj ve spolupráci s firmou Alien technik tak byl ukončen.

Vznik nultého prototypu měl zásadní vliv na další postup vývoje, proto je v této práci uveden, přestože šlo o slepou vývojovou větev. Na základě výsledků vývoje i měření nultého prototypu byl přepracován koncept vývoje stimulátoru a částečně i metodika měření jeho parametrů. Na nultém prototypu byla navržena a provedena některá základní měření:

- *funkčnost řadiče 74595* (ověření, jak rychle řadič reaguje na povel z řídicího počítače)
- *čas vybavení* (doba mezi povelom k rozsvícení LED a skutečným začátkem emise světla)
- *dobu dosvitu* (od konce synchronizačního pulsu ke skutečnému poklesu jasu LED)
- *stabilitu jasu* (jak se mění jas LED v průběhu svitu)
- *závislost jasu na napájecím napětí* (změnu jasu v závislosti na napětí V+)
- *porovnání tvaru jasového impulsu s tvarem dnes používaných monitorů LCD, CRT*

Pro všechna měření jasu na obrazovce byla použita detekční sonda registrující světlo ve viditelném spektru s fotodiodou BPW21R, vlastnosti řadiče byly měřeny přímo osciloskopem Rigol DS4014.

Výsledky měření na řadiči nultého prototypu:

- časování impulsů nekolísá, odpovídá chodu programu procesoru, délky impulsů přesně odpovídají dobám definovaným v programu
- náběžné a sestupné hrany jsou v řádu do 1 μ
- řadič diody zapíná a zhasí vzhledem k době svitu okamžitě

- bezprostředně před sepnutím je generován šum, ten nemá vliv na rozsvícení diody
- doba od vzniku povelu po plný svit LED 100% jasem byla méně než 20 mikrosekund
- naměřená doba dosvitu cca 300 μ s, (měření zkresleno vlastní kapacitou sondy)
- při napětí 2,5V je jas diod WW-WRA30TS-T1 téměř neměřitelný, výrazně stoupá do napětí 2,8V, následně nejvyšší jas již téměř neroste – vedlo k použití jiných LED diod
- naměřený jas LED nejprve vystoupí na maximální hodnotu, následuje pokles o cca 10 % (doba 0,5 ms) a návrat na původní jas v době 4-5 ms. Dále již jas nekolísá a je zcela stabilní, pro běžně používané délky impulsů nemá drobné kolísání jasu žádný vliv

Přestože byl nultý prototyp slepou vývojovou větví, vedl k ustálení koncepce zařízení pro další vývoj, pro který byla stanovena následující východiska:

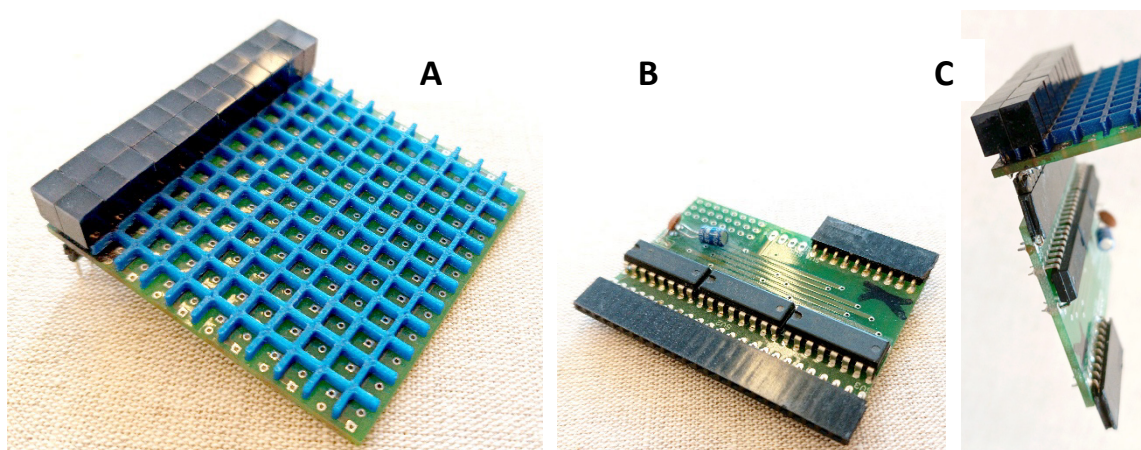
- budou použity jiné zobrazovací prvky, bílé LED diody TFT se začerněnými stěnami, které k sobě těsně přiléhají a tvoří rovinnou projekční plochu
- navržené řadiče 74 595 jsou vhodné, v obvodech řadičů však budou použity kondenzátory, které zajistí odrušení obvodů řadičů a kompenzaci kolísání napětí při spínání zobrazovacích LED a dostatečně dimenzovaný zdroj
- pro další měření vlastností zobrazovačů bude použita výhradně sonda s fotodiodou BPW21R s výstupem zatíženým rezistorem 1,5 k Ω aby měření byla srovnatelná s literaturou

4. Výsledky řešení prvního cíle: konstrukce LED stimulátoru

4.1. Finální koncepce LED VEP stimulátoru

Na základě předcházejících zkušeností s nultým prototypem byla zvolena modulární koncepce displeje s možností libovolného rozšíření zobrazovací plochy, se společným řízením jedním mikroprocesorem a společným napájecím zdrojem s lineární částí pro napájení LED. Byla opuštěna koncepce kruhových zobrazovacích bodů a rozptylných komůrek a jako zobrazovací prvek navržena bílá LED dioda THT s pouzdrem ve tvaru kvádru se čtvercovou zobrazovací plochou 5x5 mm mléčné barvy. Zcela zásadní pro úspěch celé konstrukce je světelné oddělení jednotlivých zobrazovacích prvků od sebe tak, aby se zabránilo přeslechům. Toho se dosáhne obarvením stěn LED diody, kromě zobrazovací plochy, černou barvou. Modulární systém umožňuje snadné rozšíření na libovolnou velikost displeje se zachováním doby reverzace struktury obrazu.

Navrhli jsme kompaktní modul sestávající ze 144 matných LED elementů s bílým světlem o hraně 5 mm s rovnou matnou čelní stranou (THT LED dioda typ OSW5YK7NE2B výrobce Optosupply) (12) umístěných bez mezery těsně k sobě. Jeden každý element této struktury je zákaznický zvláště upraven tak, aby se dosáhlo úplné neprůsvitnosti mezi jednotlivými



Obr. 3 Částečně osazené desky modulu LED použité pro konstrukci druhého prototypu. A - deska LED s podkladovou mřížkou a dvěma řadami bílých led s obarvenými stěnami, B - jedna deska řadiče, C - sesazení desky LED a jedné desky řadiče.

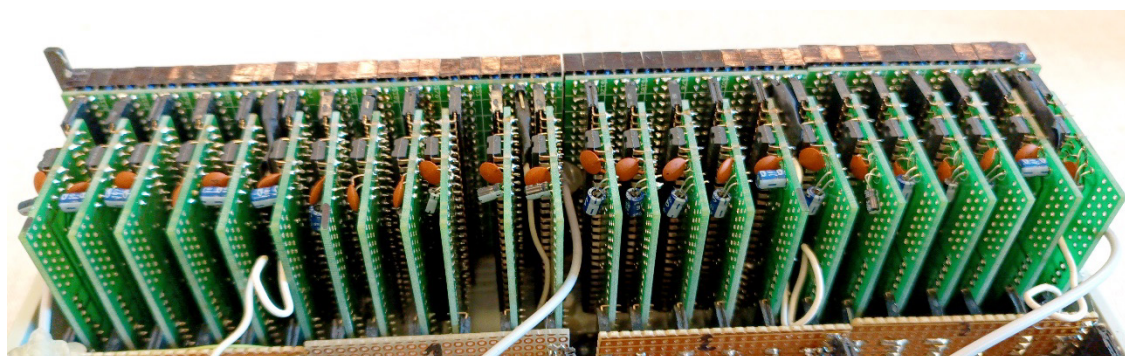
elementy. Každá LED dioda je před vložením do displeje z pěti stran pokryta černou barvou. To je velké zlepšení oproti problémům způsobeným stínícími přepážkami a rozptýlnou plochou. Oddělení kulatých LED papírovými přepážkami a překrytí papírem způsobuje neostré rozhraní mez svítícími a tmavými plochami, nerovnoměrný jas elementů a lokálně nízký kontrast (11). Zároveň tato naše úprava způsobuje, že nesvítící elementy se jeví jako skutečně černé, zhasnutý element je černý a výsledné zobrazení je tedy velmi kontrastní. Upravené diody jsou posazeny na 3 mm vysoké mřížce tištěné 3D tiskem (pro vyrovnání výšky) a zapájeny do desky plošného spoje zobrazovače. Z druhé strany této desky jsou řady pinů, každý pin je zapojen ke katodě každé diody LED. Anody jsou společné a jsou vyústěny na poslední pin v řadě. Přes tyto piny je každá dioda LED připojena na vývod soustavy řadičů ovládajících jednu každou LED samostatně (obr. 3).

Ke každé řadě pinů na desce zobrazovače je pomocí konektorových dutinek přímo připojena deska řadičů, piny a dutinky tak tvoří kromě kontaktu zároveň její mechanické uchycení. Desky řadičů jsou tedy uchyceny kolmo k desce zobrazovačů a jedna obsahuje tři řadiče 74 595. Každá z desek řadiče tedy obsluhuje dvě řady zobrazovacích bodů. Na opačné straně desky řadiče než dutinky pro připojení k desce zobrazovače, jsou piny pro připojení napájení a řídicích signálů, to se provede vícežilovým vodičem.

Celá sestava diod s řadičem (šesti deskami řadičů) tvoří kompaktní blok obsluhující matici 12x12 LED o rozměrech 60x60x50 mm. Tyto jednotlivé bloky lze spojovat paralelně v ohledu napájení a ovládacích signálů a sériově z hlediska datového vodiče. Bloky mají hrany vymezené krajními diodami LED tak, aby při umístění dalšího bloku nebylo napojení patrné. Tak je možné z těchto modulů vytvořit libovolně velkou zobrazovací plochu limitovanou pouze dobou potřebnou pro načtení sériové informace o jednotlivých bodech a schopností napájecího zdroje poskytnout dostatečný proud pro napájení všech diod LED.

Fixační bod je vytvořen tak, že přesně uprostřed zobrazovacího bloku, kde se stýkají rohy čtyř LED diod, je vyvrtán otvor o průměru 0,2mm a v tomto otvoru je vlepeno zároveň se zobrazovací plochou uťaté světlovodné vlákno. Na druhém konci je toto vlákno vlepeno na vrchol červené LED diody ovládané přímo z mikropočítače. Na tomto principu mohou být vytvořeny fixační body nejen uprostřed displeje, ale také v rozích, podle požadavků po složení celého displeje z jednotlivých modulů (obr. 4).

Nároky na řízení uvedeným způsobem konstruovaného zobrazovacího systému nejsou vysoké. Jde v podstatě pouze o synchronní generování impulsů o napětí 5 V na třech vodičích, jeden jako hodinový, další jako vybavení registru a třetí jako sériová data. Vzhledem k dosavadním zkušenostem autora s jeho programováním a využitím byl na místě řídicí jednotky použit mikropočítač Arduino Nano (13). K mikropočítači jsou připojeny také LED



Obr. 4 Modulární koncepce použita ve druhém prototypu LED stimulatoru. Čtyři zobrazovací moduly v řadě vedle sebe, ke každé desce LED je připojeno 6 desek řadičů.

diody fixačních bodů a tlačítka pro ovládání. Je odtud také vyveden synchronizační puls.

V paměti mikropočítače jsou programovatelně uloženy jednotlivé zobrazované struktury, které se s nastavitelnou periodou střídají. To umožňuje nejprve sériově nahrát stav všech bodů obrazu do řadičů a následně jedním impulsem posunu dat z registru na výstupy

(vybavení) dosáhnout reverzace celé struktury naráz jediným synchronizačním pulsem přicházejícím na všechny řadiče naráz. Zároveň lze na takto konstruovaném displeji vytvářet jakýkoli (černobílý) obraz sestavený ze základních čtvercových elementů o hraně 5 mm. Tento obraz je do řadiče zaváděn sériově a jeho zavedení trvá 2 ms. Pro vytváření programového bloku podle navrženého obrazu byl vytvořen excelovský list, který po zaškrtnutí světlých a tmavých políček obrazu sám vygeneruje textový řetězec jedniček a nul pro zapsání do programu ovládacího registru 74 595.

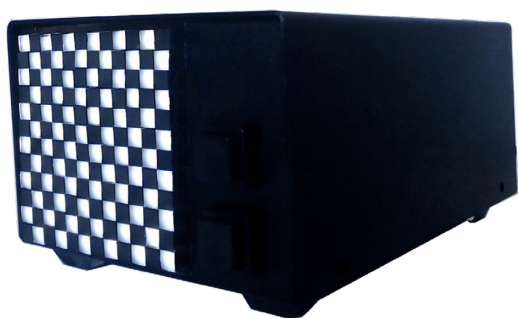
Pro vytvoření napájecích napětí 5 V a 3,3 V pro vnitřní bloky Arduina a řadičů byl navržen pulsní zdroj PicoPSU-80. Do zdroje je zavedeno napájení 12 V z vnějšího univerzálního napaječe a PicoPSU z něj vytváří napětí pro Arduino i napájení diod (po následné stabilizaci).

Další součástí zařízení je lineární regulovaný napájecí zdroj zajišťující stabilizaci a regulaci jasu LED a systému fixačních bodů. Pro řízení jasu byl vybrán tradiční regulovatelný lineární stabilizátor LM317T. Na zadní straně přístroje je vyústěn víceotáčkový potenciometrický trimr pro přesné ruční nastavení napětí na LED diodách a tím přesného nastavení jasu displeje při kalibraci podle kalibrovaného fotometru. Stabilizátor LM317T je napájen ze zdroje PicoPSU. Měření nezjistila žádné zvlnění ani šum, který by ovlivňoval jas LED diod.

Z regulovatelné části zdroje jsou napájeny také červené LED diody fixačních bodů, takže jejich jas se přizpůsobuje jasu zobrazovacích elementů.

4.2. První prototyp

První prototyp sloužil pro ověření koncepce a funkce celého systému. Obsahoval jeden zobrazovací blok, tedy jednu kompaktní sestavu LED diod s řadičem (šesti deskami řadičů) kompaktní blok obsluhující matici 12x12 LED o rozměrech 60x60x50 mm. V černé plechové skříňce je dále umístěn mikropočítač Arduino Nano, napájecí zdroj PicoPSU, lineární stabilizátor LM317T, konektor BNC pro vyvedení synchronizačního pulsu, dvě tlačítka pro ovládání a konektor pro přivedení 12 V. Je vestavěn do kovové skříňky AH310 o rozměrech 66x77x148 mm. Na přední straně krabice je pouze zobrazovací panel vystupující 3 mm nad povrch předního panelu (který tvoří jen úzké pásy po obvodu). Na zadní straně krabice jsou pak konektory napájení a synchronizace, dvě tlačítka pro ovládání a šroubek trimru nastavení jasu displeje. Pro testování VEP byl prototyp upraven doplněním konektoru mono JACK 3,5 mm, ke kterému se připojuje spínač na kabelu o délce 3 m. Tímto spínačem lze spustit nebo zastavit reverzaci obrazu. Bez připojeného spínače reverzace trvale běží.



Obr. 5 Výsledná podoba prvního prototypu LED stimulátoru.

Realizovaný stimulátor (obr.5) byl měřen z hlediska rychlosti vybavení obrazu, rychlosti stabilizace a stability jasu zobrazovacího prvku během jeho svícení v závislosti na přivedeném napětí. Měření bylo prováděno sondou obsahující fotodiodu BPW21R. (Její linearita v závislosti na osvětlení byla ověřena). Výstup fotodiody zatížený adekvátním odporem byl připojen na jeden vstup osciloskopu Rigol DS2012. Na druhý vstup byl přiveden signál z mikroprocesoru ovládacího otevíření řadiče, a tedy reverzace struktury obrazu. Sledována byla doba mezi sestupnou hranou impulsu dávající povel k reverzaci struktury po náběh LED na plný jas a doba od náběžné hrany impulsu po pokles jasu LED. Měření parametrů tohoto

prototypu a jeho výsledky jsou součástí druhého cíle práce. Na základě provedených měření bylo navrženo zhotovení dalšího prototypu s následujícími úpravami:

- rozšíření zobrazovací plochy na 4 zobrazovací moduly, tedy na 60x240 mm s orientací na výšku. (12 x 48 zobrazovacích elementů)
- bloky řadičů doplnit o filtrační kondenzátory 100 nF v napájecí cestě každého řadiče a 10 μ F a 100 nF v napájení desky zobrazovače pro zamezení šumu a případného kolísání napětí vlivem proměnné zátěže zdroje a úbytků napětí na přívodech
- doplnění zobrazovací plochy ovladatelnými fixačními body s regulovatelným jasem, a to uprostřed zobrazovací plochy a v rozích
- doplnění přístroje o dálkové ovládání kabelem připojené k přístroji, aby nebyl pacient rušen během experimentu a byl zajištěn snazší průběh měření.
- změna odporu zatěžovacího rezistoru měřicí sondy obsahující fotodiodu BPW21R na 1,5 k Ω , stejný jako je použit v literatuře, (9,14) aby výsledky byly přesněji srovnatelné

4.3. Druhý prototyp

Druhý prototyp použitý následně pro hlavní měření na pokusných osobách je zkonstruován podle uvedených požadavků a obsahuje 4 zobrazovací moduly, tedy zobrazovací plochu 60x240 mm s orientací na výšku. (12 x 48 zobrazovacích elementů). Moduly byly pro experiment spojeny zcela paralelně do čtveřice se společným ovládáním i zaváděním obrazu a tvořily svislý pás o rozměru obrazu 60x240 mm.

Přepínatelné fixační body jsou tři, dva uprostřed kratších hran zobrazovače a třetí uprostřed zobrazovací plochy. Každý bod je tvořen příčnou plochou světlovodného vlákna o průměru 0,5mm, napojeného na červenou diodu LED uvnitř zařízení.

Řídící jednotkou je opět mikropočítač Arduino Nano s USB konektorem umístěným na zadní straně přístroje pro snazší výměnu firmware. K mikropočítači jsou připojeny také LED diody fixačních bodů a ovládání. Je odtud také vyveden synchronizační puls na BNC konektor na zadní straně přístroje.



Pro vytvoření napájecích napětí je opět použit modul PicoPSU-80, zařízení používá napájení 12 V z vnějšího univerzálního napáječe.

Další součástí zařízení je lineární regulovaný napájecí zdroj zajišťující stabilizaci a regulaci jasu LED a systému fixačních bodů. Víceotáčkový potenciometrický trimr slouží pro přesné ruční nastavení napětí na LED diodách a tím přesného nastavení jasu displeje. Stabilizátor LM317T je napájen ze zdroje PicoPSU. Z regulovatelné části zdroje jsou napájeny také červené LED diody fixačních bodů, takže jejich jas se přizpůsobuje jasu zobrazovacích elementů. (Obr. 6)

Obr. 6 Druhý prototyp stimulatoru LED. Obrázek ukazuje přístroj v provozu se zobrazeným vzorem, ve vertikální poloze používané při stimulaci, připojen je i dálkový ovladač.

5. Metody řešení druhého cíle: měření a srovnání vlastností nového a tradičních zrakových stimulatorů

5.1. Návrh metodiky měření parametrů monitorů CRT a LCD a LED zobrazovače

Pro zjištění vlastností zkonstruovaného zobrazovače byly navrženy a následně provedeny dvě skupiny měření. Jejich cílem bylo ověřit elektrické a optické vlastnosti zobrazovače, zejména jeho časové charakteristiky. Aby bylo možné porovnat, zda jsou technické parametry navrženého stimulatoru lepší než parametry těch dosud užívaných, bylo navrženo provedení měření stávajících monitorů v elektrofyziologické laboratoři stejnou metodou. Toto měření sloužilo také k ověření funkčnosti navržené metody, neboť jbylo možné získané průběhy stávajících typů zobrazovačů porovnat s literaturou, kde se tato metoda měření pro zjišťování vlastností zobrazovačů také používá (9,14,15).

Realizovaný stimulator bylo třeba ověřit z hlediska rychlosti vybavení obrazu, rychlosti stabilizace jasu a míry stability jasu zobrazovacího prvku během jeho svícení v závislosti na přivedeném napětí. Měření bylo v souladu s literaturou prováděno sondou obsahující fotodiodu BPW21R (9,14,15). (Její linearita v závislosti na osvětlení byla ověřena). Výstup fotodiody zatížený adekvátním odporem 1,5 k Ω se připojil na jeden vstup osciloskopu. Na druhý vstup byl přiveden signál z mikroprocesoru ovládající otevření řadiče, a tedy reverzace struktury obrazu. Sledovala se doba mezi sestupnou hranou impulsu dávající povel k reverzaci po náběh LED na plný jas a doba od náběžné hrany impulsu po pokles jasu LED. Stejným měřením byla ověřena také stabilita jasu v průběhu zobrazení.

Pro porovnání vlastností nově vytvořeného stimulatoru a zároveň ověření měřicí metody byly stejným způsobem, za použití sondy s fotodiodou BPW21R, změřeny tytéž parametry na různých typech obrazovek (počítačových monitorů LCD) a na obrazovce CRT. Zdrojem signálu pro reverzační šachovnicovou strukturu byl ViSaGe II (Cambridge Research Systems Ltd, UK). Cílem tohoto měření bylo stejně jako u zobrazovače LED sledovat dobu náběhu jasu světlé části obrazu, stabilitu jasu, případně navíc pomocí dvou sond dobu mezi náběhem zobrazení v horní a dolní části obrazu.

Stejným způsobem, za použití sondy s fotodiodou BPW21R, byly před finálním měřením VEP na pokusných osobách ověřeny tytéž parametry na všech zobrazovačích (LCD, LED i CRT) v kabině fyziologické laboratoře za podmínek následně použitých k měření na pokusných osobách. LED zobrazovač generuje reverzační strukturu sám a vydává též synchronizační puls pro zobrazení osciloskopem, zobrazovače LED a CRT byly připojeny k ViSaGe II (Cambridge Research Systems Ltd, UK), aby zobrazovaly stejnou reverzační šachovnicovou strukturu. Cílem tohoto měření bylo stejně jako u zobrazovače LED sledovat dobu náběhu a poklesu jasu světlé části obrazu a stabilitu jasu.

5.2. Návrh způsobu ověření technických parametrů LED zobrazovače

Vlastnosti zobrazovače LED byly nejprve samostatně ověřeny na I. prototypu během měření v zatemněné místnosti vývojové laboratoře.

Měření bylo prováděno sondou s fotodiodou BPW21R (16) s výstupem zatíženým rezistorem 1,5 k Ω , stejně jako ve studiích Zhang (14), Nagy (9) a Cooper (15). Sonda byla připojena k prvnímu vstupnímu kanálu osciloskopu Rigol 2012 (RIGOL Technologies Co., Ltd., Suzhou, Čína) a umístěna do levého horního rohu stimulatoru tak, aby snímala jeden čtvercový prvek reverzní struktury.

Stimulator jsme měřili z hlediska i) doby nárůstu jasu na 80 % maximální hodnoty (bílá část reverzibilní struktury), kolísání jasu většího než 10 % po dosažení maximální hodnoty a iii) doby poklesu jasu na 10 % jeho maximální hodnoty. Vyhodnocení bylo provedeno na osciloskopických záznamech odečtením hodnoty napětí na snímací diodě představující jas. (Její linearita v závislosti na osvětlení byla ověřena).

K druhému kanálu osciloskopu byl připojen synchronizační impuls (spouštěč) pro záznam VEP indikující změnu struktury, aby se změnila synchronnost spouštěče se světelným výstupem. Časové parametry byly vztaženy k vzestupné hraně spouštěče.

6. Výsledky řešení druhého cíle: výsledky měření a srovnání vlastností nového a tradičních zrakových stimulátorů

6.1. Výsledky srovnání technických parametrů LED zobrazovače s LCD a CRT

Bylo provedeno srovnání technických parametrů stimulátorů, které byly následně použity k vyvolání VEP při měření na pokusných osobách. Měření technických parametrů probíhalo za stejných podmínek jako následný experiment měření VEP na pokusných osobách tak. Pro experiment byly použity tři stimulátory (LCD, CRT a LED).

Jako CRT stimulátor byl použit monitor HP p1230 (Hewlett-Packard, Palo Alto, CA, USA) - profesionální 22" CRT monitor s obrazovkou Trinitron TCO03, rozlišením 800 x 600/60 Hz a technologií Diamondtron Natural Flat (NF). Tento monitor se používá jako standard pro stimulaci VEP v elektrofyziologické laboratoři. Jako LCD stimulátor byl použit monitor Acer V176Lb (Acer, New Taipei, Tchaj-wan) - 17" monitor pro kancelářskou práci s rozlišením 800 x 600/60 Hz, až 16,77 milionu barev a dobou odezvy 5 ms. Jako LED stimulátor byl použit II. prototyp námi vyvinutého LED stimulátoru s připojeným dálkovým ovládáním.

Všechny tři stimulátory byly umístěny blízko sebe v temné vyšetřovací kabině elektrofyziologické laboratoře. Na stimulátory byla použita společná maska z tmavého kartonu. V masce byly vyříznuty tři stejně velké krycí obdélníkové otvory o rozměrech 240x60 mm, aby bylo na každém stimulátoru vymezeno stejné stimulační pole. Byla vytvořena dvě zakrývací víka, kterými byly zakryty vždy dva zobrazovače tak, aby nijak nemohly ovlivnit měření. U jednotlivých monitorů bylo korigováno zpoždění od spuštění do skutečného nárůstu jasu v levém horním rohu zobrazovací oblasti vymezené maskou. Zatímco LED stimulátor měl vlastní řídicí systém (popsaný výše), LCD a CRT monitory byly postupně připojeny ke stimulačnímu generátoru ViSaGe MKII (Cambridge Research Systems Ltd, UK).

Technické parametry stimulátorů byly měřeny sondou s fotodiodou BPW21R (Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, PA, USA) s výstupem zatíženým rezistorem 1,5 k Ω , stejně jako ve studiích Zhang (14), Nagy (9) a Cooper (15). Sonda byla připojena k prvnímu vstupnímu kanálu osciloskopu Rigol 2012 (RIGOL Technologies Co., Ltd., Suzhou, Čína) a umístěna do levého horního rohu stimulátoru bez masky tak, aby snímala jeden čtvercový prvek reverzní struktury.

Nejprve bylo provedeno nastavení svítivosti všech tří zobrazovačů. Měření svítivosti bylo ve všech případech provedeno pomocí fotometru Tektronix J16 s měřicí sondou J6503 (Tektronix Inc., Beaverton, OR, USA) připevněnou k povrchu displeje a ověřeno fotometrem Minolta LS 160 (Konica Minolta Inc., Tokio, Japonsko). svítivost bílého prvku reverzibilní struktury byla nastavena tak, aby u všech displejů splňovala střední svítivost (vypočtenou podle kalibračního standardu ISCEV(17)) 50 Cd.m⁻² (3). střední svítivost bílého prvku (Cd.m⁻²) byla 100 pro CRT, 99 pro LCD a 101 pro LED. Medián jasu (Cd.m⁻²) černého prvku byl 1,5 u CRT, 0,1 u LCD a nižší než 0,1 (pod rozlišovací schopností fotometru) u LED. Odpovídající Michelsonův kontrast byl 97 % pro CRT, 99,8 % pro LCD a nad 99,8 % pro LED.

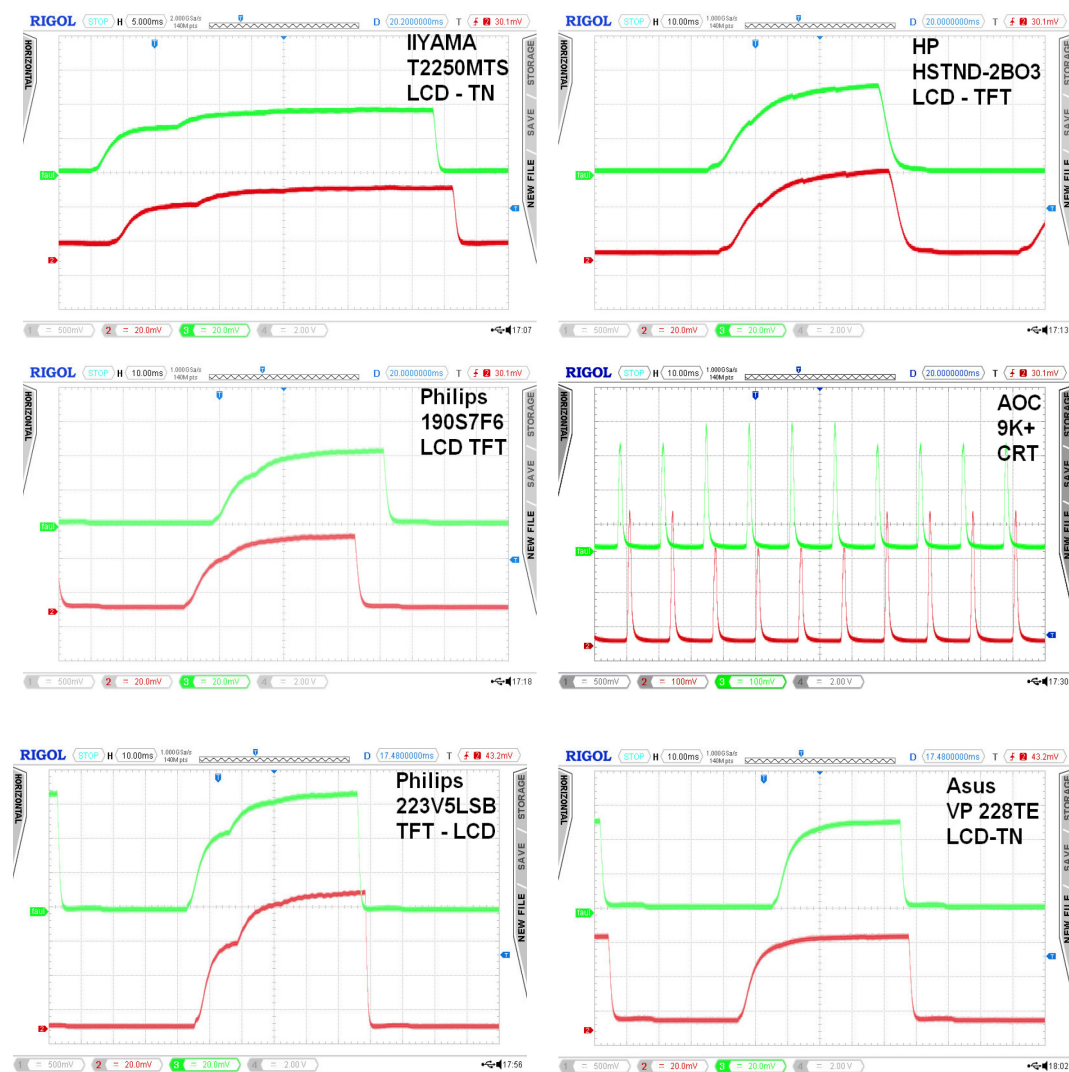
Stimulátory jsme porovnávali z hlediska a) doby nárůstu jasu na 80 % maximální hodnoty (bílá část reverzibilní struktury nastavená na 100 Cd.m⁻²) (3), b) kolísání jasu většího než 10 % po dosažení maximální hodnoty a c) doby poklesu jasu na 10 % jeho maximální hodnoty. Vyhodnocení bylo provedeno na osciloskopických záznamech odečtením hodnoty napětí představující jas.

K druhému kanálu osciloskopu byl připojen synchronizační impuls (spouštěč) pro záznam VEP indikující změnu struktury, aby se změnila synchronnost spouštěče se světelným výstupem. Časové parametry byly vztaženy k vzestupné hraně spouštěče.

Abychom v následujícím experimentu s generováním VEP u pokusných osob eliminovali rozdíly v časech vrcholů PR VEP způsobené polohou masky a konstrukcí stimulatoru, měřili jsme zpoždění mezi spouštěčem a obrácením struktury v levém horním rohu masky.

6.2. Výsledky měření parametrů současných zobrazovačů

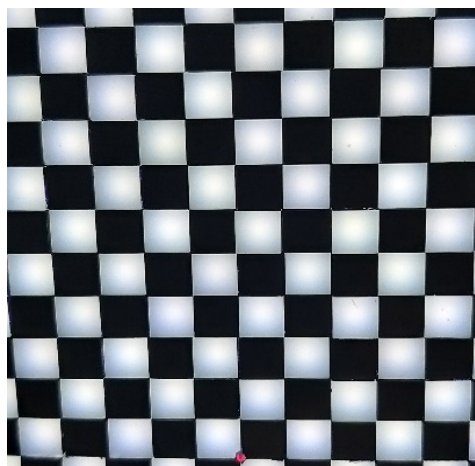
Byly použity dvě konstrukčně shodné sondy umístěné na ploše monitoru vertikálně nad sebou ve vzdálenosti cca 20 cm tak, aby byly vždy uprostřed dvou stejně barevných polí šachovnice. Rozdíly zejména v době „náběhu“, dosvitu a stability jasu oproti realizovanému zařízení jsou zjevné, z grafu na obr. 7 lze vyčíst dobu mezi náběhem jasu na jedné a druhé sondě a tím dobu vybavení celého obrazu na obrazovce v řádu ms, dalším důležitým údajem je postupné ustalování jasu jednoho bodu na různých typech monitorů, a to během doby až 20 ms.



Obr. 7 Výsledky měření parametrů současných zobrazovačů. Záznam z obrazovky osciloskopu, časová základna 10 ms. Zeleně signál z horní sondy, červeně ze sondy u

6.3. Výsledky měření prvního prototypu stimulatoru LED

Na rozdíl od problémů nultého prototypu se zobrazením, první prototyp se v tomto ohledu ukázal jako velmi funkční. Zobrazovací plocha je ve vypnutém stavu velmi tmavá (černá), mezi zobrazovacími prvky nejsou viditelné tmavé hrany ani přeslechy (přesvity), jas bílého (jasného) bodu je konstantní a percepčně víceméně rovnoměrný, patrné je mírné

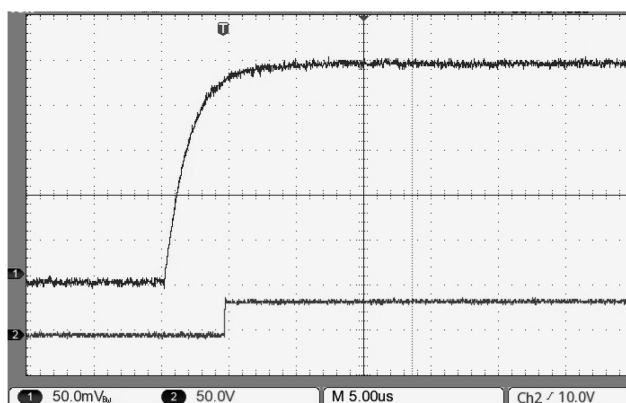


Obr. 8 Mírná nehomogenita jasu světlých prvků obrazu LED zobrazovače. (Pro zřetelnost na fotografii zdůrazněno změnou kontrastu obrázku).

tmavnutí světlých elementů od středu směrem k okrajům čtverce při nízkém jasu. Jas zobrazovacích bodů je plynule říditelný a lze jej kalibrovat fotometrem, byť normou definovaných 50 Cd.m^{-2} je u spodní hranice svítivosti použitých diod LED (to je důsledkem nerovnoměrnosti, protože nízký jas neprosvítí rovnoměrně celou hmotu plastu, ze kterého je kostička diody vyrobena.) (obr. 8).

Řízení reverzace i ovládání celého zařízení je spolehlivé, nevykazuje žádné nestability, synchronus na výstupu je generován spolehlivě, doba mezi generováním synchronusu a vybavením obrazu je velmi krátká daná pracovním cyklem procesoru, je definovaná a nijak nekolísá. Synchronus na výstupu má dostatečnou amplitudu, je stabilní a lze jej přivést na systém k registraci VEP a využít. Vzhledem k nastavení firmware se synchronus generuje až po povelu k vybavení změny obrazu

Zařízení je hodnoceno jako použitelné pro experiment s generováním VEP.



Obr. 9 Náběh jasu světlého prvku obrazu LED stimulatoru (první prototyp) a opoždění synchronusu vlivem chodu programu

6.4. Výsledky měření parametrů prvního prototypu LED zobrazovače

Měření ukazuje náběh jasu LED na 80 % za 3 mikrosekundy, podobně jako pokles jasu. Hrana synchronusu je opožděná za začátkem poklesu nebo vzestupu jasu, což je dáno posloupností příkazů v řídicím programu, kdy nejprve je zpracována instrukce k vytvoření impulsu pro vybavení řadičů a až poté generován synchronus na jiném portu mikroprocesoru. (obr. 9)

Jas diody je po náběhu zcela stabilní, nedochází k překmitu ani kolísání.

6.5. Výsledky měření druhého prototypu LED zobrazovače

Vlastnosti zobrazovače LED byly nejprve samostatně ověřeny během měření v zatemněné místnosti vývojové laboratoře. Nejprve bylo provedeno nastavení svítivosti zobrazovače. Měření svítivosti bylo provedeno pomocí fotometru Tektronix J16 s měřicí sondou J6503 (Tektronix Inc., Beaverton, OR, USA) připevněnou k povrchu displeje a ověřeno fotometrem Minolta LS 160 (Konica Minolta Inc., Tokio, Japonsko). Svítivost bílého prvku reverzibilní struktury byla nastavena tak, aby stejně jako později u všech displejů splňovala střední svítivost (vypočtenou podle kalibračního standardu ISCEV (17)) 50 Cd.m^{-2} (3). střední svítivost bílého prvku (Cd.m^{-2}) byla změřena a 101 Cd . Při tomto jasu bylo pozorováno mírně nerovnoměrné rozložení jasu směrem od středu zobrazovacího prvku k jeho okraji. Při zvýšení jasu se homogenita zobrazení výrazně zlepšuje. (viz obr. 8) Medián jasu černého prvku byl nižší než $0,1 \text{ Cd.m}^{-2}$ (ve skutečnosti pod rozlišovací schopností použitého fotometru Tektronix J16). Odpovídající Michelsonův kontrast byl 97 % pro CRT, 99,8 % pro LCD a nad 99,8 % pro LED.

Zpoždění mezi začátkem vybavení obrazu (začátek nárůstu jasu měřený sondou na ploše zobrazovače) a synchronusem indikujícím reverzaci bylo optimalizací firmware sníženo na $2 \mu\text{s}$. To je dáno postupným vykonáváním instrukcí mikroprocesorem, je řízeno jeho vnitřními hodinami a je tedy definované a stabilní.

Jak již bylo uvedeno výše, metoda měření pomocí sondy s diodou BPW21R připojené k osciloskopu Rigol synchronizovanému synchropulsem ze stimulatoru byla nejprve ověřena měřením parametrů několika různých monitorů používaných k VEP stimulaci, které byly postupně připojeny k modulu VEP stimulatoru, součásti myografu TruTrace fy. Alien technik s.r.o. Získané výsledky zcela odpovídají výsledkům předchozích studií (14,15,18). Proto byla tato metoda, po úpravě zátěže diody využita dále k měření námi vytvořeného zobrazovače LED.

Měření technických vlastností jednotlivých použitých zobrazovačů přehledně ukazuje obr. 10 a obr. 11.

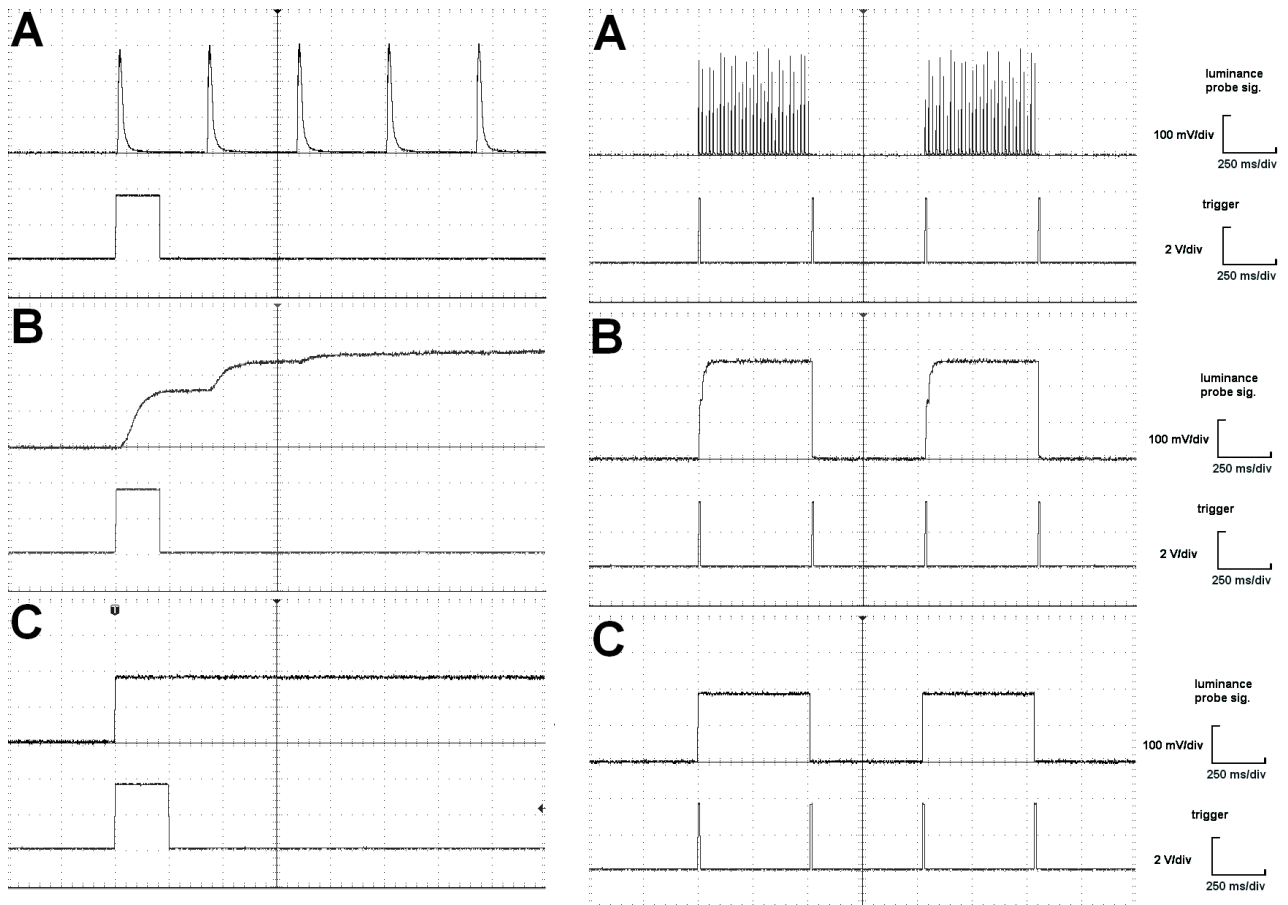
Měření monitoru CRT dává výsledky odpovídající principu vzniku obrazu na CRT obrazovce, elektronový paprsek přejíždí přes stínítko a osvětluje jeho jednotlivé body, to způsobuje postupné opakované rozsvěcování jednotlivých bodů obrazu. Jas obrazového bodu není stabilní a je pravidelně obnovován. S periodou kolísání jasu přibližně 17 ms (obr. 11A), což odpovídá nastavené obnovovací frekvenci obrazu 60 Hz. Doba náběhu jasu jednoho bodu na 80 % jasu je přibližně 1.3 ms od náběžné hrany synchropulsu (triggeru), samotné rozsvícení luminoforu z 0 na 80 % jasu trvá 0,7 ms a doba poklesu jasu je přibližně 2 ms (obr. 11A).

Také výsledky měření LCD monitoru zcela odpovídají výsledkům předchozích studií (14,15,18). Měření monitoru LCD ukazuje, že náběh jasu zobrazovaného elementu struktury je pozvolný, detailnější časový rozvoj pak ukazuje náběh ve dvou fázích. Rozsvěcování elementu začíná 3 ms po náběžné hraně synchropulsu a za 8 ms dosáhne cca 60 % jasu. Rozsvícení na 80 % jasu trvá dalších 15 ms. Celkově tedy trvá rozsvícení elementu reverzační struktury 24 ms. Zhášení elementu obrazu je výrazně rychlejší a trvá 1 ms. Následné kolísání jasu světlého bodu po dosažení plného jasu nebylo pozorováno. Vybavení obrazu má zpoždění, jas nabíhá postupně, což je možnou příčinou zpoždění vrcholových časů při stimulaci VEP takovým monitorem, které je zřetelné i v z následujícím měření VEP na pokusných osobách.

LED stimulator má podstatně lepší technické parametry než porovnávané LCD a CRT monitory. Charakteristiky jasu prvku LED (viz obr. 10C) ukazují počáteční zpoždění 3 μ s, přičemž doba náběhu k dosažení 80 % maxima jasu je další 3 μ s (po počátečním zpoždění). Doba poklesu jasu je stejně rychlá. Stojí za zmínku, že charakteristiky v reálném čase mohou být ještě kratší, vezmeme-li v úvahu omezení dané vnitřní kapacitou přechodu měřící fotodiody BPW21R (doba náběhu 3,1 μ s, doba poklesu 3 μ s (16)). Vzhledem k tomu, že časování LED je o tři řády rychlejší než technologie LCD i CRT, akceptovali jsme tuto vnitřní nejistotu způsobenou omezeními fotodiod.

LED diody jsou řízeny kontrolérem 74HCT595, který skýtá dobu zpracování řídicích impulsů v desítkách nanosekund (zpoždění náběhu typicky 17 ns, max. 35 ns, doba aktivace 17 ns, max. 30 ns (19)). V důsledku toho je celkové zpoždění v tomto obvodu menší než 100 ns. To naznačuje, že doba reverzace je primárně diktována rychlostí LED prvků, což je i tak parametr o tři řády lepší než u měřených CRT a LCD stimulatorů.

Ve srovnání s CRT monitorem je jas bílého prvku stabilní a po celou dobu osvětlení není patrné žádné kolísání jasu (obr. 10A, 10C).



Obr. 10 Náběh jasu měřených CRT a LCD monitorů a LED stimulátoru.

Obr. 11 Porovnání změn jasu jednotlivých displejů.

Každý obrázek zobrazuje osciloskopický záznam levého horního rohu (A) CRT, (B) LCD a (C) LED displeje.

7. Metody řešení třetího cíle: vliv nového stimulátoru na charakteristiky VEP, experimentální ověření na pokusných osobách

7.1. Pilotní ověření prvního prototypu LED zobrazovače na pokusných osobách

Realizovaný stimulátor byl testován na pokusném vzorku 4 osob (spoluautoři zařízení) ve srovnání s klasickým CRT monitorem s cílem zjistit, zda je zařízení použitelné k vytváření vizuálně evokovaných potenciálů. Měření a jeho výsledky jsou součástí řešení druhého cíle této disertační práce.

Experiment byl prováděn v temné vyšetřovací kabině elektrofyziologické laboratoře za podmínek běžně používaných k vyšetřování vizuálně evokovaných potenciálů. Byly testovány dva obrazce rozměrově vycházející z konstrukce stimulátoru, šachovnice o hraně kostky 0,5 cm a 1 cm (1,75cpd a 0,87cpd) (pozorovaná ze vzdálenosti 0,5m. Iluminace byla nastavena na $34 \text{ Cd}\cdot\text{m}^{-2}$. Frekvence stimulace 2 rps. Obraz o stejných parametrech byl nastaven na monitoru CRT, který se běžně používá k vyšetřování v naší elektrofyziologické laboratoři. Ke snímání bylo použito standardní zapojení elektrod – zemnicí pásek na zápěstí levé ruky, jako referenční a aktivní elektroda byla použita stříbro-stříbrochloridová elektroda s EEG pastou zajišťující impedanci $2\text{k}\Omega$. Umístění elektrod podle ISCEV standardu Oz a Fz. Záznam byl proveden elektroencefalografem TruScan (Deymed, Hronov, Česká republika) a vyhodnocen pomocí k němu dodaného software. Pro každý druh a nastavení stimulátoru byla provedena 2 měření, trvající každé přes 60 s, každá výsledná křivka byla získána průměrováním minimálně 300 stimulů.

Rozdíly v naměřených odpovědích nebyly výrazné, přesto bylo lze konstatovat, že realizovaný LED stimulátor dává mírně lepší výsledek, jsou patrné vyšší amplitudy. Vzhledem

k malému rozměru stimulátoru, je jím stimulována jen malá část zorného pole a prodleva v zobrazení vzdálenějších částí obrazu se tedy příliš neuplatní. Proto bylo rozhodnuto o vytvoření dalšího prototypu s větší zobrazovací plochou pokrývající větší část zorného pole.

7.2. Experimentální ověření vlastností druhého prototypu LED zobrazovače na pokusných osobách

Vlastnosti realizovaného stimulátoru byly srovnávány s klasickými CRT a LCD monitory používanými běžně k vyšetření VEP v naší elektrofyziologické laboratoři v Ústavu patologické fyziologie Lékařské fakulty UK v Hradci Králové. Před zahájením experimentu byla vytvořena sada dokumentů zajišťujících hladký průběh experimentu.

První je „Protokol měření stimulátoru VEP“, který je rozvrhem jednotlivých měření a zajišťuje dodržení postupu jednotlivých stimulací a pseudonáhodné rozvržení střídání stimulátorů. Druhým dokumentem je „Informace pro účastníky experimentu“, která se předává pokusným osobám před experimentem a zajišťuje jejich připravenost. Třetí dokument je „Informace pro participanty a informovaný souhlas“ týkající se zejména ochrany osobních údajů a nakládání s nimi v rámci experimentu. Spolu s Informací pro účastníky experimentu byl předložen účastníkům k prostudování a k podpisu a následně archivován spolu se záznamem o experimentu.

„Záznam z měření stimulátoru VEP“ je předloha pro ručně vyplňovaný záznam o průběhu experimentu. Obsahuje údaje vyplňované během experimentu osobou, která experiment řídí a dokládá správný průběh experimentu podle výchozího protokolu. Obsahuje také identifikaci jednotlivých záznamů VEP aby nemohlo dojít k jejich záměně při následném vyhodnocení. Také obsahuje záznam o případných anomáliích nebo událostech při experimentu, které by mohly ovlivnit výsledky.

Všechny tři zkoušené stimulátory byly umístěny v čele kabiny těsně blízko sebe. Na stimulátory byla použita společná maska z tmavého kartonu. V masce byly vyříznuty tři krycí stejně velké obdélníkové otvory o rozměrech 240x60 mm, aby bylo na každém stimulátoru vymezeno stejné stimulační pole. Byla vytvořena dvě zakrývací víka, kterými byly zakryty vždy dva zobrazovače tak, aby nijak nemohly ovlivnit měření. U jednotlivých monitorů bylo korigováno zpoždění od spuštění do skutečného nárůstu jasu v levém horním rohu zobrazovací oblasti vymezené maskou. Zatímco LED stimulátor měl vlastní řídicí systém (popsaný výše), LCD a CRT monitory byly postupně připojeny ke stimulačnímu generátoru ViSaGe MKII (Cambridge Research Systems Ltd, UK).

K vyvolání PR VEPs byla použita stimulace reverzací šachovnice se čtvercovou hranou 0,5 cm. Frekvence stimulace byla 2 rps. Vzdálenost pohledu 1160 mm a 580 mm byla zvolena tak, že se vyšetřovaná osoba pohybovala tak, aby jeden prvek struktury byl pozorován pod úhlem 15', resp. 30'.

Nejprve bylo provedeno nastavení svítivosti všech tří zobrazovačů, ve všech případech pomocí fotometru Tektronix J16 s měřicí sondou J6503 připevněnou k povrchu displeje a ověřeno fotometrem Minolta LS 160. Svítivost bílého prvku reverzibilní struktury byla nastavena tak, aby u všech displejů byl střední jas (vypočtený podle kalibračního standardu ISCEV (17)) 50 Cd.m^{-2} (3). Střední jas bílého prvku (Cd.m^{-2}) byla 100 pro CRT, 99 pro LCD a 101 pro LED. Medián jasu (Cd.m^{-2}) černého prvku byl 1,5 u CRT, 0,1 u LCD a nižší než 0,1 (pod rozlišovací schopností fotometru) u LED. Odpovídající Michelsonův kontrast byl 97 % pro CRT, 99,8 % pro LCD a nad 99,8 % pro LED.

Před experimentem byla každá osoba dotazována na zraková nebo nervová onemocnění. Studie se zúčastnili pouze ti, kteří neuváděli žádné zrakové nebo neurologické problémy. Před vyšetřením VEP jsme u každé vyšetřované osoby stanovili refrakční vadu obou očí (autorefraktometr NIDEK ARK-1A, NIDEK CO., LTD., Gamagori, Japonsko). Dominantní oko, kterým subjekt následně pozoroval stimulátory, bylo určeno na základě nižší ekvivalentní refrakční vady. Pokud nebylo možné určit dominantní oko tímto způsobem, použili jsme Dolmanovu metodu (hole-in-card test) (20). Aby se eliminovaly účinky únavy, bylo pořadí

jednotlivých stimulátorů a pozorovací vzdálenost zvoleno pseudonáhodně, to bylo provedeno předem a zpracováno do protokolu pro řízení experimentu.

EEG jsme registrovali pomocí stříbro-chlorid stříbrná slinutých elektrod s vodivou pastou (Ten20) s impedancí pod 10 k Ω v následujících polohách: Oz, Fz a čtyři elektrody umístěné v kříži, nahoře, dole, vlevo a vpravo, 5 cm od Oz elektrody. Referenční elektroda byla umístěna na levém uchu (A1) a zemnicí elektroda byla umístěna na levém zápěstí. Signál byl zaznamenán ve frekvenčním rozsahu od 0,3 do 100 Hz se vzorkovací frekvencí 3000 Hz.

Záznam byl pořízen elektroencefalografem TruScan (Deymed, Hronov, Česká republika). Pro každý typ a nastavení stimulátoru byla provedena 2 měření tak, aby každá výsledná křivka VEP byla získána zprůměrováním 2 x 100 podnětů.

Experiment byl proveden ve standardizované tmavé, elektromagneticky stíněné vyšetřovací kabině v souladu se standardy pro provádění vyšetření VEP (3,17) na vzorku 10 osob (3 muži, 7 žen, ve věku 34-56 let). Každá vyšetřovaná osoba před šetřením podepsala formuláře informovaného souhlasu a souhlas s GDPR. Všechny postupy provedené v naší studii byly v souladu s etickými standardy Institucionální etické komise a s Helsinskou deklarací z roku 1964 a jejími pozdějšími dodatky nebo srovnatelnými etickými standardy. Studie byla schválena Etickou komisí Fakultní nemocnice Hradec Králové (č. 202002S14P).

Vyhodnocení naměřených PR VEP bylo provedeno pomocí přístroje TruScan EEG Explorer (Deymed diagnostic s.r.o, Hronov, Česká republika). Byly měřeny následující parametry: absolutní amplituda vln N75, P100 a N140 v μ V, doba špičky vln N75, P100 a N140 v ms a šířka vrcholu P100 (w-P100), definovaná jako časové rozpětí vrcholu, kdy amplituda klesne na polovinu vrcholové hodnoty. Data byla zpracována pomocí MS Excel 2016 (Microsoft Corp., Redmond WA, USA). Statistická analýza byla provedena v RStudio (2023.3.0.386), R verze 4.2.3. (21) s knihovnou rstatix (22). Parametry popisující vrcholový čas, šířku vrcholu a mezivrcholovou amplitudu byly porovnány pomocí dvoufaktorové analýzy rozptylu s opakováním (monitor a velikost prvku). Normalita dat byla ověřena pomocí grafu Q-Q. K testování sféricity byl použit Mauchlyho test a v případě porušení byla aplikována Greenhouse – Geisserova korekce. Pro post hoc testy byl použit párový t test s Bonferroniho korekcí pro vícenásobné srovnání. Hladina významnosti, alfa, byla 5 % pro všechna statistická srovnání.

V celém souboru hodnocených parametrů nemůžeme odmítnout data pocházející z normálního rozdělení. Vzhledem k tomu, že ve třech ze 42 testů byl Shapiro - Wilkův test nižší než 5 % (ale ne méně než p korigovaný pro vícenásobná srovnání), použili jsme pro popis dat medián a první a třetí kvartil.

8. Výsledky řešení třetího cíle: vliv nového stimulátoru na charakteristiky VEP, experimentální ověření na pokusných osobách

8.1. Výsledky srovnání LED, LCD, CRT zobrazovačů na pokusných osobách

Výsledky měření vrcholového času jsou znázorněny na obrázku 14. Naměřené hodnoty vrcholů N75 a P100 pro všechny stimulátory odpovídaly normálním fyziologickým hodnotám (23). Typ zobrazovače je signifikantním faktorem pro všechny vrcholové časy, $F(2, 18) > 71,6$, $p < 0,001$, zobecněná $\eta^2 > 0,29$. Post hoc analýzy pomocí párových t testů s Bonferroniho úpravou ukazují, že vrcholové časy jsou výrazně ($p < 0,001$) kratší pro LED a CRT stimulátory než pro LCD monitor (přibližně o 15 ms). Ve srovnání s CRT monitorem je rozdíl pro LED významný ($p = 0,044$) pouze pro vlnu N75 a velikost kontroly 30' (o 3 ms). Grafické srovnání PR VEP zprůměrovaných za dvě opakování a všechny subjekty navíc ukazuje, že pro obě úhlové velikosti reverzní struktury mají reakce vyvolané LCD stimulátorem delší vrcholové časy (obr. 25).

Výsledky měření amplitudy pro vrcholy N75, P100 a N140 jsou uvedeny na obrázku 15. Pro každou amplitudu nejsou mezi stimulátory žádné signifikantní rozdíly ($F(2, 18) < 3,5$, $p > 0,051$, $\eta_g^2 < 0,05$). Navzdory tomu, že nebyl prokázán významný rozdíl v absolutních

amplitudách vrcholů (obr. 27), je z grafického srovnání (PR VEPs zarovnaný s P100, obr. 25) zřejmé, že jak pro struktury PR 15', tak pro PR 30' jsou mezivrcholové amplitudy výraznější pro LCD stimulator než pro ostatní dva stimulatory. To nás vedlo k provedení post hoc ANOVA součtu mezivrcholových amplitud (P100-N75 + P100-N140), které ukázalo, že mezivrcholové amplitudy jsou různé ($F(2, 18) = 7,8, p = 0,004, \eta_g^2 < 0,105$) a že LCD monitor vyvolává větší odezvu ($p < 0,012$). Neexistuje signifikantní rozdíl mezi odezvou na LCD a CRT stimulaci ($p = 0,43$).

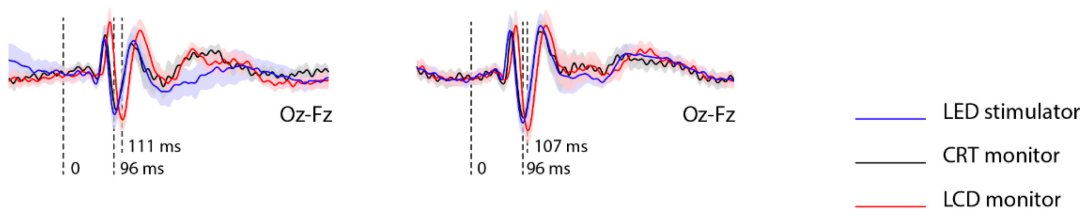
Výsledky měření w-P100 jsou uvedeny na obr. 13. Mezi stimulatory nejsou pozorovány žádné významné rozdíly, což je zřejmé z grafického srovnání PR VEP zarovnaných s P100 na obr. 12.

Pattern-reversal VEP

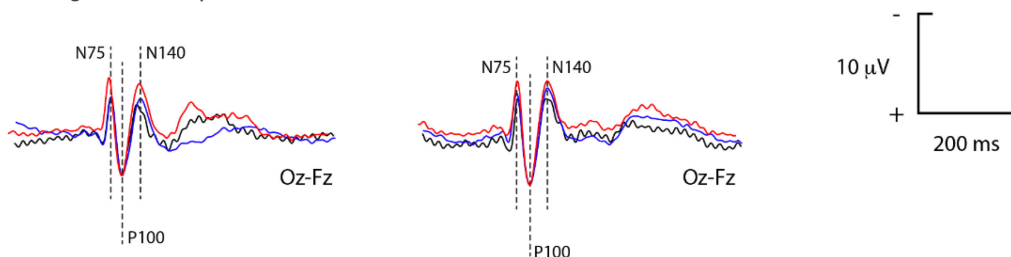
PR 15' - check size

PR 30' - check size

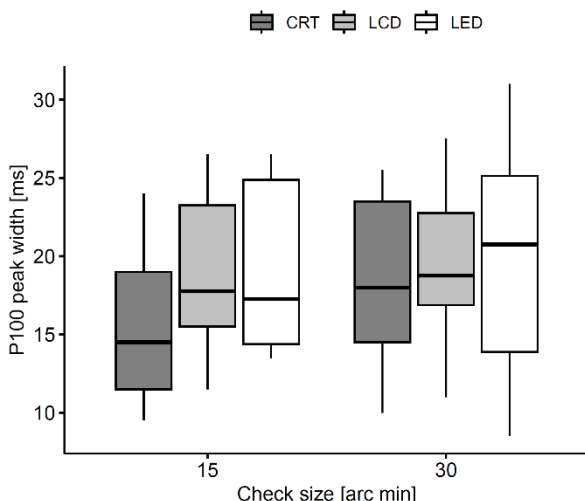
A VEPs synchronised to left upper corner of the stimulator



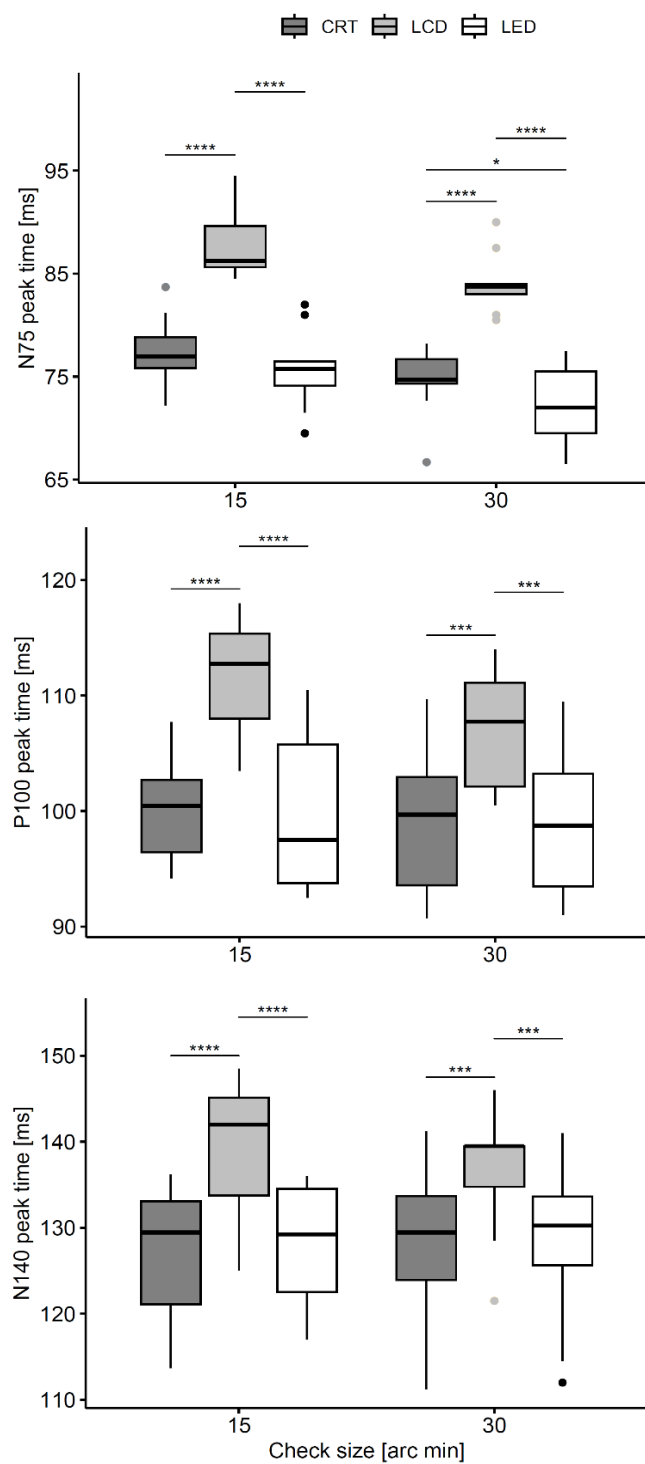
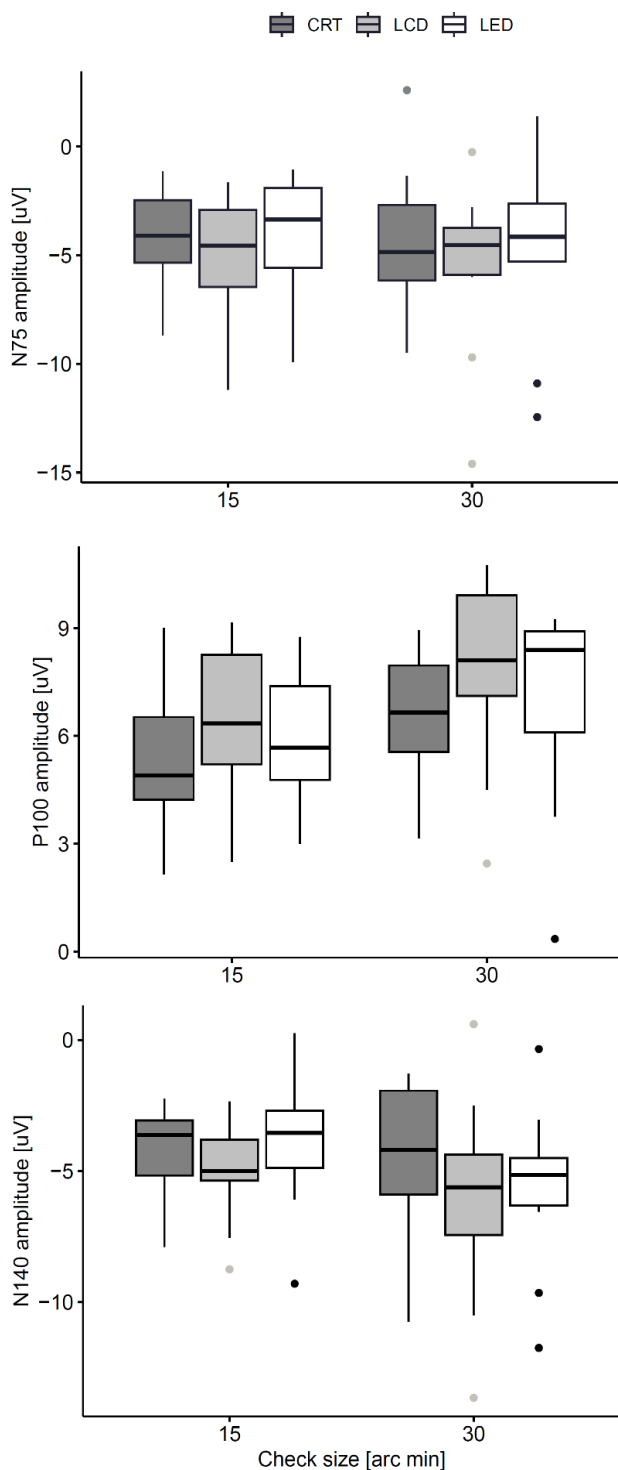
B VEPs aligned to P100 peak



Obr. 12 Skupinový průměr PR VEP. Odpovědi na stimulaci byly průměrovány během dvou opakování; všechny subjekty jsou zobrazeny modrou, černou a červenou křivkou pro stimulatory LED, CRT a LCD. Poloprůhledné pásy pod křivkami znázorňují 95% interval spolehlivosti pro VEP. PR 30' VEP jsou seskupeny vpravo a PR15' VEP na levé straně obrázku. V horní části obrázku (A) jsou PR VEP zarovnaný s nástupem reverzace každého podnětu detekovaného v levém horním rohu stimulované oblasti. Tento okamžik je označen jako "0". Ve spodní části obrázku (B) jsou stejné PR VEP zarovnaný s vrcholem P100. Všimněte si šumu s nízkou amplitudou pro černé křivky. Tento šum byl vytvořen elektromagnetickým polem CRT monitoru v důsledku jeho snímkové frekvence (60 Hz).



Obr. 13 Porovnání "šířky vrcholu" P100 pro různé displeje - CRT, LCD a LED. Pro stimulační vzor s PR 30' jsou seskupeny vpravo a pro vzor s PR 15' jsou seskupeny vlevo. Každá skupina je charakterizována krabicovým grafem. Spodní a horní hrana obdélníku označuje dolní a horní kvartil, silnější úsečka uvnitř je medián. Vertikální úsečky označují minimální a maximální hodnotu, avšak nejvýše do 1,5násobku mezikvartilového rozpětí.



Obr. 14 Výsledky měření vrcholového času pro jednotlivé displeje – CRT, LCD a LED.

Obr. 15 Porovnání naměřených amplitud PR VEP pro jednotlivé displeje – CRT, LCD a LED

Pro stimulační vzor s PR 30' jsou seskupeny vpravo a pro vzor s PR 15' jsou seskupeny vlevo. Horní panel zobrazuje porovnání vrcholových časů vlny N75, prostřední vlny P100 a spodní N140. Každá skupina je charakterizována krabicovým grafem. Spodní a horní hrana obdélníku označuje dolní a horní kvartil, silnější úsečka uvnitř je medián. Vertikální úsečky označují minimální a maximální hodnotu, avšak nejvýše do 1,5násobku mezikvartilového rozpětí. Hvězdičky (*, **, ***, ****) odpovídají pravděpodobnosti chyby I. typu párových testů v intervalech $(0,5 - 0,01>$, $(0,01 - 0,005>$, $(0,005 - 0,001>$ a $(0,001 - 0>$).

9. Diskuse

Vyšetření PR VEP je užitečnou metodou testování zrakových funkcí. Vrcholové časy (N75, P100 a N140) však závisí na technických parametrech použitého stimulatoru (zobrazovací jednotky). Řada studií popisuje tyto závislosti pro různé typy zobrazovacích jednotek (LCD/CRT: (9,14,24,25); LCD: (6,26) OLED: (8,15); zakřivený OLED: (27)); DLP: (28)) a různé aspekty jejich využití (6,9,29)

Výsledky výše uvedených studií naznačují, že taková zařízení, která by dokázala vygenerovat zobrazovanou strukturu najednou v celé ploše, s vysokou prostorovou a časovou homogenitou zobrazení, by mohla zlepšit kvalitu stimulace a tím i získané PR VEP.

CRT a LCD monitory tato očekávání zjevně nesplňují, jak dokládají naše výše uvedená měření změn jasu v závislosti na čase (obr. 10A, 10B a obr. 11A, 11B). Přejímová charakteristika jednoho bodu obrazu dobře ilustruje principy tvorby obrazu. Na obrazovce CRT se elektronový paprsek pohybuje přes obrazovku, což způsobuje, že se její jednotlivé body rychle rozsvítí a zase zhasnou, když se paprsek přesune na jiné pixely. Aby bylo zachováno zdánlivé stálé svícení jednoho určitého pixelu, paprsek opakovaně aktivuje pixel a tím způsobuje jeho blikání. To se projevuje jako ostré, krátké (přibližně 2 ms) špičky v osciloskopickém záznamu jasu (obr. 10A). LCD monitory rozsvěcují obrazové body otáčením tekutých krystalů, které mění jejich neprůhlednost vůči světelnému pozadí. Proces rotace krystalů je pomalejší, takže nástup jasu je pozvolný (24 ms), ale bod neblíká (viz obrázek 3B). Přejímové charakteristiky získané pro CRT monitor (obr. 10A a 11A) a LCD monitor (obr. 10B a 11B) jsou v souladu s výsledky předchozích studií (14,15,18,24)

Kromě rozsvícení jednoho bodu se displeje lišily také způsobem změny celého obrazu. CRT a LCD monitory vykreslují šachovnici shora dolů, řádek po řádku, takže poslední řádek displeje se vykresluje se zpožděním (u našeho CRT monitoru je toto zpoždění přibližně 13 ms; zpoždění je dáno vertikální a horizontální frekvencí monitoru a v našem experimentu také velikostí masky). Takový přístup se používá také u displejů OLED, které se doporučují jako alternativa k monitorům LCD a CRT pro výzkumy zraku (15). Rastrování omezuje možnost okamžité změny obrazce a doba reverzace struktury je u OLED (6) i u našich CRT a LCD monitorů řádově delší než u zde uváděného LED stimulatoru (3 μ s), který vykresluje celý obrazec současně. Toho jsme dosáhli nezávislým ovládním jednotlivých prvků LED a reverzace celé struktury jedním synchronizačním pulsem. Takové zařízení se blíží ideální stimulaci reverzační strukturou více než monitory CRT, LCD nebo OLED. Již dříve byly učiněny pokusy o použití LED diod pro stimulaci reverzační strukturou (10,30,31). Zkonstruované stimulatory však měly některá výrazná omezení.

LED stimulator složený z 8×8 zaoblených červených LED diod (31) byl úspěšně použit pro získání PR VEP (32), ale předpokládalo se, že právě zaoblené LED diody jsou příčinou malé amplitudy VEP. Epstein et al. (30) použili 108 červených obdélníkových LED diod s vysokým jasem uspořádaných do 6 sloupců a 18 řad s dobou přepnutí pod 100 μ s. Takový stimulator byl úspěšně použit v klinické studii a vykazoval výrazně kratší dobu vrcholu P100 a nižší amplitudu než šachovnicový vzor generovaný pomocí CRT s obnovovací frekvencí 60 Hz (33). Ačkoli se ukázalo, že červené LED PR VEPs mají celkově vyšší a částečně nezávislou citlivost při diagnostice roztroušené sklerózy (34), jako standardní podnět byla přijata černobílá šachovnice (3). Link et al. 2006 (10) použili ke stimulaci 100 bílých LED diod, tedy s barvou odpovídajícími standardu ISCEV. Autoři potvrdili, že PR VEPs vyvolané jejich LED stimulatorem odpovídají těm, které vyvolaly CRT a Maxwellovy stimulatory. Struktura obrazu však zcela neodpovídala šachovnici, protože mezi prvky byla mřížka, která zabraňovala rozptylu světla mezi prvky. Tato mřížka vytvářela mezi prvky mezeru 9' a neměnila jas s reverzací. Velikost stimulačního prvku byla 69'. V důsledku použití překryvné rozptylné plochy nebyl obraz homogenní, docházelo k přeslechům (přesvitu mezi komůrkami) a překryvný papír snížil kontrast obrazu.

V porovnání s výše uvedenými LED stimulátory náš displej umožnil v podstatě okamžitou (3 μ s) reverzaci černobílé šachovnice s vysokým kontrastem (100 %). Šachovnice měla rozměry blízké klinicky používaným vzorům (použili jsme velikosti prvků 15' a 30') a větší zorné pole (12 \times 48 LED diod odpovídajících 6° \times 24° pro PR 30' a 3° \times 12° pro PR 15'). Spojení mezi LED diodami byly těsné a nepřesahovaly 1'. Úprava matice LED natřením stěn každého prvku LED neprůhlednou černou barvou zajistila zcela minimální přeslechy (obr. 3) a vysoký kontrast. To je velké zlepšení oproti problémům způsobeným stínícími přepážkami a rozptylovou deskou na povrchu stimulátoru, které popisuje Link (10). Oddělení kruhových LED diod papírovými přepážkami s papírovým překrytím totiž způsobovalo daleko méně tmavé černé body obrazu a přeslechy mezi komorami i neostré rozhraní mezi světlými a tmavými místy, a tím i nízký kontrast zobrazované struktury (10).

Pro okamžitou reverzaci je nutný rychlý náběh jasu v jednom bodě a rychlé vykreslení obrazce v celé obrazovce. Náš LED stimulátor vykazoval výrazně lepší přechodové charakteristiky než námi testované CRT a LCD. LED stimulátor měl o tři řády rychlejší náběh a pokles jasu (3 μ s - tato hodnota byla na hranici použité světelné sondy). Doba kreslení obrazu na CRT (cca 16,6 ms při vertikální frekvenci \sim 60 Hz) převažovala nad dobou reverzace, protože doba náběhu byla 0,6 ms. (Doba náběhu závisela na poloze a velikosti detektoru, což může částečně vysvětlit námi naměřenou dobu náběhu. Sonda o průměru 1 cm byla umístěna v levém horním rohu displeje a při vertikálním rozměru monitoru 30 cm může vertikální frekvence 60 Hz zaznamenat zpoždění 0,3 ms.). Na druhou stranu u LCD převládala doba reverzace postupným nárůstem jasu bílého prvku (23 ms na 80 % jasu), která byla delší než doba pro vykreslení obrazce (16,6 ms).

Na závěr technické diskuse bychom měli zmínit, že odpověď VEP závisí na generování vzorů a synchronizaci změny vzorů s EEG záznamem. Obecně mohou mít generátory podnětů na bázi PC vyšší nebo nižší přesnost synchronizace, kterou je třeba brát při vyhodnocení v úvahu, neboť se může stát, že vzhledem k načítání zobrazení do bufferu videokarty a různým dalším zpožděním daným fungováním operačního systému může zpoždění mezi skutečnou reverzací a generováním synchropulsu kolísat (35). To však není náš případ. V našem experimentu jsme použili samostatný generátor podnětů pro CRT a LCD monitory s vysokou přesností synchronizace mezi videem a spouštěčem (obraz nebyl generován videokartou počítače) a LED systém generuje synchropuls s povelům pro reverzaci s definovaným zpožděním 2 μ s diskutovaným výše.

Srovnávali jsme dva typy monitorů, LCD a CRT, s naším na míru navrženým LED stimulátorem, abychom zjistili, zda rychlejší přechodové parametry LED stimulátoru ovlivní charakteristiky evokovaných potenciálů. Při našem srovnání jsme použili stejné stimulační plochy pro všechny displeje se stejnou velikostí prvků a celkovou svítivostí. Dále jsme záznamy korigovali o zpoždění mezi spuštěním a začátkem reverzace na displeji.

Potvrdili jsme hypotézu, že krátká doba reverzace LED stimulátoru (3 μ s) ve srovnání s CRT (16 ms - způsobenou především sekvenčním vykreslováním) a LCD displeji (23 ms - způsobeno především dobou náběhu) významně snižuje vrcholové časy. Při porovnání LED a LCD (obr. 14) byly pozorovány významné rozdíly u všech vln (N75, P100 a N140) a velikostí zobrazovaných bodů (15' a 30'), což však bylo způsobeno především vlastnostmi samotného LCD monitoru (9,10). Toto zjištění je v souladu s výsledky srovnání CRT a LCD, které zkoumali Husain et al. a další (4,27). Ukazují, že LCD způsobuje prodloužení vrcholového času vlny N75 i P100 v důsledku delší doby nárůstu jasu. Významný rozdíl mezi CRT a LCD byl pozorován pouze u vlny N75 a PR 30'.

Vliv testovaných technických parametrů na šířku vlny P100 se nepotvrdil (obr. 13), ani post hoc analýza časového intervalu od vrcholu N75 do vrcholu N140 neprokázala žádnou významnou změnu ($p > 0,217$).

Rozdíly v hodnotách amplitudy vrcholů mezi stimulátory jsme nezaznamenali ani u vrcholů N75, P100 ani N140 (obr. 15). Průměrné skupinové křivky (obr. 12) však ukázaly vyšší

odpovědi pro stimulaci LCD. Post hoc jsme vyhodnotili kumulativní amplitudy všech tří amplitud. V analýze ANOVA byl monitor významným faktorem ($p = 0,004$) pro amplitudu komplexu N75-P100-N140. Amplituda komplexu byla signifikantně nejvyšší u LCD v párovém srovnání s LED ($p = 0,012$) nebo CRT ($p < 0,001$) stimulací. Důvodem takové převahy LCD může být homogenita jasu šachovnice a její ostré hrany. Tuto hypotézu však nelze na základě našich údajů ověřit.

Tato disertační práce má některé silné stránky a některá omezení. Vyvinuli jsme LED stimulátor, který se ze srovnávaných stimulátorů svými vlastnostmi nejvíce blíží ideálu okamžité reverzace struktury. LED stimulátor se ukázal jednoznačně jako použitelná náhrada "zlatého standardu" CRT. Má lepší technické parametry ve srovnání s CRT i LCD a jeví se jako rovnocenná nebo lepší metoda stimulace PR VEP. Naše konstrukce LED stimulátoru je ve většině parametrů v souladu s normou ISCEV (tab. 1). Modulární konstrukce stimulátoru umožňuje rozšířit zobrazovací pole na téměř libovolný tvar a velikost. Presentovaná konstrukce LED stimulátoru neprodukovala elektromagnetické rušení VEP, jako tomu bylo u CRT monitoru (viz obr. 12).

Díky extrémně rychlému vykreslování obrazu a vysoké stabilitě jasu umožňuje předložený stimulátor také zkoumat rychlé přechodové jevy, jako je blikání pozorované u CRT nebo DLP, nebo simulovat postupný nárůst jasu LCD monitorů.

LED stimulátor a testovací metody použité v této studii však mají určitá omezení. Některé parametry našeho LED stimulátoru nejsou v souladu s normami ISCEV, jak ukazuje tabulka 1. Vzhledem k nutnosti snížit průměrnou svítivost konstrukce na 50 Cd.m^{-2} , aby bylo dosaženo normy ISCEV, byly diody LED stimulátoru provozovány téměř na spodní hranici rozsahu svítivosti, což způsobilo, že svítivost bílého prvku nebyla dokonale homogenní po celé jeho ploše. V tomto ohledu existuje prostor pro zlepšení konstrukce. Uvažuje se o zvýšení svítivosti (na úroveň, kdy je již celá plocha homogenně osvětlena) a umístění tenké fólie před zobrazovací plochu (tlumící svítivost podle normy ISCEV bez nežádoucích přeslechů mezi LED prvky).

Další omezení vzniká při pokusu o zobrazení čtverců různých velikostí. Pevná velikost LED ($5 \times 5 \text{ mm}$) umožňuje homogenní zobrazení prvků šachovnice o velikosti LED nebo jejich násobků. U čtverců, které jsou násobkem velikosti LED, je v prvku viditelná mezera mezi LED. Proto jsme v našem experimentu měnili pozorovací vzdálenost, abychom zabránili zkreslení. Dalším omezením, které mohlo ovlivnit výsledky, je malá horizontální velikost zobrazovací plochy našeho prototypu LED stimulátoru. Záměrně jsme použili vertikálně rozšířenou stimulační oblast, protože jsme očekávali, že vertikální vykreslení CRT a LCD displeje by mohlo způsobit sekvenční aktivaci a širší vrchol P100, což jsme nezjistili.

Tab. 1 Parametry LED displeje a jejich shoda se standardem ISCEV.

	ISCEV standard	LED stimulator	Shoda
Typ stimulu	Pattern reversal	Pattern reversal	OK
Velikost pole (minimum)	15°	$6^\circ \times 24^\circ$ resp $3^\circ \times 12^\circ$	X
Sledování	Monocular	Monocular	OK
Stimulus: velikost čtverce	0.25° resp 1°	0.25° resp. 0.5°	OK - X
Průměrný jas (Cd.m^{-2})	50 (40–60)	50	OK
Michaelson kontrast (%)	≥ 80	100	OK
Frekvence stim. (rev/s) 2		2	OK
Pozorovací vzdálenost (cm)	50 - 150	58 resp. 116	OK
Tvar vzoru	čtverec	čtverec	OK
Poměr tmavá/světlá část	1:1	1:1	OK
poměr šířka/výška	max 4:3	1:4	X
Nejmenší rozměr stim. pole	min 15°	6° resp. 3°	X
Fixační bod	střed pole	střed pole	OK
Změna jasu při zvratu	ne	ne	OK

10. Závěr

Výzkumný projekt disertační práce si vytýčil tři hlavní cíle. 1) Navrhnout a sestavit v principu nový VEP stimulátor založený na technologii LED. 2) Změřit jeho technické parametry a porovnat je s parametry jiných současných zobrazovacích systémů pro VEP. 3) Měřením na pokusných osobách ověřit, zda se jiné technické parametry LED stimulátoru projeví v evokovaných potenciálech.

Všechny tři cíle se podařilo zcela naplnit.

1) Hlavním přínosem této disertační práce a splněným prvním cílem je návrh a konstrukce v zásadě zcela nového stimulátoru VEP založeném na bílých LED diodách, který se blíží parametrům standardu ISCEV (Odom et al. 2016). Bylo vytvořeno komplexní řešení obsahující veškerou technickou dokumentaci potřebnou ke stavbě a autorem byly vytvořeny funkční prototypy LED stimulátoru.

2) Výsledkem řešení druhého cíle je zjištění, že LED stimulátor vykazuje lepší technické parametry ve srovnání se současně běžně používanými LCD a CRT monitory, pokud jde o rychlost nárůstu a poklesu jasů reverzibilního strukturního prvku (o tři řády - 80% nárůst jasů za 3 μ s) a stabilitu jasů. Navržený LED stimulátor na rozdíl od LCD a CRT umožňuje okamžitou reverzaci struktury v celé ploše displeje najednou. To umožňuje zkoumat vliv rychlých přechodových jevů na VEP.

3) Experimentem na pokusných osobách při plnění třetího cíle práce jsme prokázali, že vrcholové časy vln N75, P100 a N140 vyvolané LED stimulátorem jsou kratší než časy vyvolané LCD stimulátorem (významně pro všechny vlny a kontrolní velikost 15' a 30') a CRT stimulátorem (významně pouze pro vlnu N75 a kontrolní velikost 30'). Srovnání absolutních amplitud vln N75, P100 a N140 neprokázalo mezi těmito stimulátory žádné významné rozdíly; kumulativní amplituda N75-P100-N140 však vykazovala mírně vyšší hodnoty u stimulace LCD.

Podíl samotného řešitele na celém výzkumném projektu spočívá ve vlastní myšlence použít pro konstrukci stimulátoru bílé LED čtvercového profilu oddělené vrstvou černé barvy řízené řadičem na bázi obvodu 74595, následně veškerá technická konstrukce – návrhy a vlastnoruční stavba všech prototypů, vývoj a odladění veškerého řídicího firmware. Dále v konstrukci optické sondy, návrhu měření i vlastního měření všech technických parametrů zobrazovačů. Také vytvoření a vedení dokumentace experimentu na pokusných osobách a jeho řízení a poté odečtení hodnot z naměřených průběhů.

Jádro této práce bylo publikováno v samostatném článku v impaktovaném časopise. Jak bylo zmíněno v úvodu, některá vyobrazení jsou přímo převzata z tohoto článku (36).

V rámci disertační práce vyvinutý LED stimulátor je vhodnější alternativou CRT než LCD stimulátory, které se v současnosti používají pro vyšetření zrakových evokovaných potenciálů. LED stimulátor se rovněž jeví jako lepší než CRT stimulátor. Bylo by vhodné pokračovat v dalším vývoji za účelem zlepšení homogenity jasů stimulátoru a doplnit jej na plnou velikost zobrazovací plochy.

Seznam použité literatury

1. Creel DJ. Visually evoked potentials. In: Handbook of Clinical Neurology [Internet]. Elsevier; 2019 [cited 2021 Jun 16]. p. 501–22. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444640321000345>
2. Kaňovský P, Dufek J. Evokované potenciály v klinické praxi. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví; 2000.
3. International Society for Clinical Electrophysiology of Vision, Odom JV, Bach M, Brigell M, Holder GE, McCulloch DL, et al. ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update). *Doc Ophthalmol*. 2016 Aug;133(1):1–9.
4. Husain AM, Hayes S, Young M, Shah D. Visual evoked potentials with CRT and LCD monitors: When newer is not better. *Neurology*. 2009 Jan 13;72(2):162–4.
5. Kaltwasser C, Horn FK, Kremers J, Juenemann A. A comparison of the suitability of cathode ray tube (CRT) and liquid crystal display (LCD) monitors as visual stimulators in mfERG diagnostics. *Doc Ophthalmol*. 2009 Jun;118(3):179–89.
6. Matsumoto CS, Shinoda K, Matsumoto H, Funada H, Minoda H, Mizota A. Liquid crystal display screens as stimulators for visually evoked potentials: flash effect due to delay in luminance changes. *Doc Ophthalmol*. 2013 Oct;127(2):103–12.
7. Matsumoto CS, Shinoda K, Matsumoto H, Funada H, Sasaki K, Minoda H, et al. Comparisons of Pattern Visually Evoked Potentials Elicited by Different Response Time Liquid Crystal Display Screens. *Ophthalmic Res*. 2014;51(3):117–23.
8. Matsumoto CS, Shinoda K, Matsumoto H, Funada H, Sasaki K, Minoda H, et al. Pattern Visual Evoked Potentials Elicited by Organic Electroluminescence Screen. *BioMed Res Int*. 2014;2014:1–6.
9. Nagy BV, Gémesi S, Heller D, Magyar A, Farkas Á, Ábrahám G, et al. Comparison of pattern VEP results acquired using CRT and TFT stimulators in the clinical practice. *Doc Ophthalmol*. 2011 Jun;122(3):157–62.
10. Link B, Rühl S, Peters A, Jünemann A, Horn FK. Pattern Reversal ERG and VEP – Comparison of Stimulation by LED, Monitor and a Maxwellian-view System. *Doc Ophthalmol*. 2006 Jan;112(1):1–11.
11. Link B, Jünemann A, Horn FK. Pattern Reversal ERG with LED-stimulation Using Cyclic Summation Technique*. *Doc Ophthalmol*. 2006 Jan;112(1):53–60.
12. OptoSupply. OSW5YK7NE2B Datasheet [Internet]. OptoSupply.com; [cited 2024 Jan 26]. Available from: <https://www.optosupply.com/uppic/2020813689481.pdf>
13. Arduino. Nano | Arduino Documentation [Internet]. 2024 [cited 2024 Apr 8]. Available from: <https://docs.arduino.cc/hardware/nano/>
14. Zhang GL, Li AS, Miao CG, He X, Zhang M, Zhang Y. A consumer-grade LCD monitor for precise visual stimulation. *Behav Res Methods*. 2018 Aug;50(4):1496–502.
15. Cooper EA, Jiang H, Vildavski V, Farrell JE, Norcia AM. Assessment of OLED displays for vision research. *J Vis*. 2013 Oct 23;13(12):16–16.
16. Vishay Semiconductors. BPW21R datasheet, Doc. No. 81519 [Internet]. Vishay Semiconductors; 2011 [cited 2021 Jun 22]. Available from: <https://www.vishay.com/docs/81519/bpw21r.pdf>
17. McCulloch DL, Bach M, Brigell M, Chan H, Hamilton R, Hogg C, et al. ISCEV guidelines for calibration and verification of stimuli and recording instruments (2023 update). *Doc Ophthalmol*. 2023 Jun 1;146(3):199–210.
18. Wang P. An LCD monitor with sufficiently precise timing for research in vision. *Front Hum Neurosci* [Internet]. 2011 [cited 2021 Jul 14];5. Available from: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2011.00085/abstract>
19. Diodes Incorporated. 74HC595 Datasheet [Internet]. www.diodes.com; 2018. Available from: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/74HC595.pdf>
20. Cheng CY, Yen MY, Lin HY, Hsia WW, Hsu WM. Association of Ocular Dominance and Anisometropic Myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2004 Aug 1;45(8):2856–60.
21. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing [Internet]. Vienna, Austria: R-Foundation for Statistical Computing; 2023. Available from: <https://www.R-project.org>
22. Alboukadel K. rstatix: Pipe-Friendly Framework for Basic Statistical Tests [Internet]. 2023. Available from: <https://CRAN.R-project.org/package=rstatix>
23. Halliday AM, editor. Evoked potentials in clinical testing. 1. publ. Edinburgh: Livingstone; 1982. 575 p. (Clinical neurology and neurosurgery monographs).
24. Ura M, Matsuo M, Yamazaki H, Morita H. Effect of biological factors on latency of pattern-reversal visual evoked potentials associated with cathode ray tubes and liquid crystal display monitors in normal young subjects. *Doc Ophthalmol* [Internet]. 2021 Apr 13 [cited 2021 Jun 16]; Available from: <https://link.springer.com/10.1007/s10633-021-09833-z>
25. Straßer T, Leinberger DT, Hillerkuss D, Zrenner E, Zobor D. Comparison of CRT and LCD monitors for objective estimation of visual acuity using the sweep VEP. *Doc Ophthalmol*. 2022 Oct;145(2):133–45.

26. Ghodrati M, Morris AP, Price NSC. The (un)suitability of modern liquid crystal displays (LCDs) for vision research. *Front Psychol* [Internet]. 2015 Mar 23 [cited 2023 Aug 17];6. Available from: http://www.frontiersin.org/Perception_Science/10.3389/fpsyg.2015.00303/abstract
27. Baumgarten S, Hoberg T, Lohmann T, Mazinani B, Walter P, Koutsonas A. Fullfield and extrafoveal visual evoked potentials in healthy eyes: reference data for a curved OLED display. *Doc Ophthalmol*. 2022 Dec;145(3):247–62.
28. Marmoy OR, Thompson DA. Assessment of digital light processing (DLP) projector stimulators for visual electrophysiology. *Doc Ophthalmol*. 2023 Apr;146(2):151–63.
29. Rohr M, Wagner A. How Monitor Characteristics Affect Human Perception in Visual Computer Experiments: CRT vs. LCD Monitors in Millisecond Precise Timing Research. *Sci Rep*. 2020 Apr 24;10(1):6962.
30. Epstein CM. True checkerboard pattern reversal with light-emitting diodes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1979 Nov;47(5):611–3.
31. Evans BT, Binnie CD, Lloyd DSL. A simple visual pattern stimulator. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1974 Oct;37(4):403–6.
32. Nilsson BY. Visual evoked responses in multiple sclerosis: comparison of two methods for pattern reversal. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1978 Jun 1;41(6):499–504.
33. Stockard JJ, Hughes JF, Sharbrough FW. Visually Evoked Potentials to Electronic Pattern Reversal: Latency Variations with Gender, Age, and Technical Factors. *Am J EEG Technol*. 1979 Dec;19(4):171–204.
34. Anderson T, Sidén Å. Comparison of visual evoked potentials elicited by light-emitting diodes and TV monitor stimulation in patients with multiple sclerosis and potentially related conditions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Potentials Sect*. 1994 Nov;92(6):473–9.
35. Bridges D, Pitiot A, MacAskill MR, Peirce JW. The timing mega-study: comparing a range of experiment generators, both lab-based and online. *PeerJ*. 2020 Jul 20;8:e9414.
36. Voda P, Kremláček J, Kordek D, Chutná M, Bezrouk A. True pattern-reversal LED stimulator and its comparison to LCD and CRT displays: visual evoked potential study. *Sci Rep*. 2024 Feb 20;14(1):4244.

Přehled publikační činnosti autora

Publikace původní prvoautorské v impaktovaném časopise

- VODA, P.**, J. KREMLÁČEK, D. KORDEK, M. CHUTNÁ a A. BEZROUK, 2024. True pattern-reversal LED stimulator and its comparison to LCD and CRT displays: visual evoked potential study. *Scientific Reports* [online]. 14(1), 4244. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-024-54776-5 (IF₂₀₂₃= 3,8; IF_{5year} = 4,3 ; Q1)
- VODA, P.**, D. KORDEK, D. JEZBERA, P. MASOPUST, A. BEZROUK, 2024. Simulator for Teaching Computed Tomography Principle. *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*. 2024(20/2). ISSN P-ISSN-1693-1246, E-ISSN-2355-3812. (IF₂₀₂₃= 0,3; IF_{5year} = 0,3 ; Q4)

Publikace původní spoluautorské v impaktovaném časopise

- BEZROUK, Aleš, Tomáš HOSSZÚ, Owen FALZON, **Petr VODA**, Mikuláš VACHEK, Jiří ZÁHORA, Vladimír MAŠÍN, Kenneth P. CAMILLERI a Jan KREMLÁČEK, 2020. Digital orbitoplethysmograph: A new device to study the regional cerebral circulation using extraorbital plethysmography. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 329, 108459. ISSN 01650270. Dostupné z: doi:10.1016/j.jneumeth.2019.108459 (IF₂₀₂₃= 2,7; IF_{5year} = 2,7 ; Q2)
- KORDEK, David, **Petr VODA**, Laura K. YOUNG a Jan KREMLACEK, 2022. Effect of Dioptric Blur on Pattern-Reversal and Motion-Onset VEPs as Used in Clinical Research. *Translational Vision Science & Technology* [online]. 11(12), 7. ISSN 2164-2591. Dostupné z: doi:10.1167/tvst.11.12.7 (IF₂₀₂₃= 2,6; IF_{5year} = 3 ; Q2)
- KREMLÁČEK, Jan, Jana NEKOLOVÁ, Markéta STŘEDOVÁ, Jana LANGROVÁ, Jana SZANYI, Miroslav KUBA, Zuzana KUBOVÁ, František VÍT, **Petr VODA**, Martina VESELÁ a Naďa JIRÁSKOVÁ, 2021. Vision before and after scharioth macular lens implantation in patients with AMD: an electrophysiological study. *Documenta Ophthalmologica* [online]. 143(1), 17–31. ISSN 0012-4486, 1573-2622. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-020-09814-8 (IF₂₀₂₃= 2,6; IF_{5year} = 2,1 ; Q2)
- LOSKOT, Jan, Daniel JEZBERA, Zuzana Olmrova ZMRHALOVA, Martina NALEZINKOVA, Dino ALFERI, Krisztina LELKES, **Petr VODA**, Rudolf ANDRYS, Alena Myslivcova FUCIKOVA, Tomas HOSSZU a Ales BEZROUK, 2022. A Complex In Vitro Degradation Study on Polydioxanone Biliary Stents during a Clinically Relevant Period with the Focus on Raman Spectroscopy Validation [online]. březen 2022. ST ALBAN-ANLAGE 66, CH-4052 BASEL, SWITZERLAND: MDPI. Dostupné z: doi:10.3390/polym14050938(IF₂₀₂₃= 4,7; IF_{5year} = 4,9 ; Q1)

KORDEK, David, Laura YOUNG, **Petr VODA** a Jan KREMLÁČEK, 2024. *Can motion onset VEPs see through the blur?* [online]. 19. duben 2024. [vid. 2024-08-27]. Dostupné z: doi:10.21203/rs.3.rs-4256439/v1 (preprint) (IF₂₀₂₃= 3,8; IF_{5year} = 4,3 ; Q1)

DZI LELKES, Krisztina, Daniel JEZBERA, Roman SVOBODA, Štěpán PODZIMEK, Jan LOSKOT, Martina NALEZINKOVÁ, **Petr VODA**, Piotr DUDA, Alena MYSLIVCOVÁ-FUČÍKOVÁ, Tomáš HOSSZÚ, Dino ALFERI a Aleš BEZROUK, 2024. *A Comprehensive Study on the Degradation Process of Medical-Grade Polydioxanone at Low pH* [online]. 2024. [vid. 2024-08-27]. Dostupné z: doi:10.2139/ssrn.4750864 (IF₂₀₂₃= 5 ; IF_{5year} = 4,7 ; Q1)

Publikace původní spoluautorské

BEZROUK, Ales, NOSEK, T, SMUTNY, M, KOPECEK, M, **P VODA**, J HANUS, P STRANSKY, 2017. (MSL) Multiple Step E-Learning Practical - Computed Tomography. In: M. HRUBY, ed. *Distance Learning, Simulation and Communication „Dlsc 2017“* [online]. Brno: Univ Defence, Brno, s. 9–14 [vid. 2021-11-16]. ISBN 978-80-7231-415-7. Dostupné z: <https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000451519900001>

KOPECEK, M, **P VODA**, D KORDEK a P STRANSKY, 2018. E-LEARNING AND MASTERING OF ELECTROCARDIOGRAPHY AND BLOOD-PRESSURE MEASUREMENT. In: J BASTINEC a M HRUBY, ed. *MATHEMATICS, INFORMATION TECHNOLOGIES AND APPLIED SCIENCES 2018*. s. 96–103. ISBN 978-80-7582-065-5.

KOPECEK, M, **P VODA**, P STRANSKY a J HANUS, 2017. 3D PRINTING - LEARNING AND MASTERING. In: J BASTINEC a M HRUBY, ed. *MATHEMATICS, INFORMATION TECHNOLOGIES AND APPLIED SCIENCES 2017*. s. 164–170. ISBN 978-80-7582-026-6.

KORDEK, David, KOPECEK, M, **VODA, P**, 2017. Medical biophysics as a combination of the traditional educational method and e-learning. In: M. GANZHA, L. MACIASZEK a M. PAPRZYCKI, ed. *Proceedings of the 2017 Federated Conference on Computer Science and Information Systems (fedcsis)* [online]. New York: Ieee, s. 177–180 [vid. 2021-11-16]. ISBN 978-83-946253-7-5. Dostupné z: doi:10.15439/2017F369

MASIN, Vladimír, REZACOVA, M, VAVROVA, J, PALUSKA, P, KOPECEK, M, **VODA, P**, HANUS, J a STRANSKY, P, 2017. A Cooperative Approach to Distance Learning in Radiobiology. In: M. HRUBY, ed. *Distance Learning, Simulation and Communication „Dlsc 2017“* [online]. Brno: Univ Defence, Brno, s. 106–112 [vid. 2021-11-16]. ISBN 978-80-7231-415-7. Dostupné z: <https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000451519900015>

ZÁHORA, J, M KOPECEK, **P VODA**, I SELKE-KRULICHOVÁ, J HANUS a P STRÁNSKY, 2017. E-LEARNING SUPPORT FOR TEACHING OF BIostatISTICS. In: M HRUBY, ed. *DISTANCE LEARNING, SIMULATION AND COMMUNICATION „DLSC 2017“*. s. 218–222. ISBN 978-80-7231-415-7.

KORDEK, D a P VODA, 2024. GeoGebra and its applications - especially for teaching of geometrical optics. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. **2715**(1), 012004. ISSN 1742-6588, 1742-6596. Dostupné z: doi:10.1088/1742-6596/2715/1/012004

Krátká sdělení

Konference MEFANET 2023 – příspěvek „Souprava pro výuku principů radiologie“

Konference DIDFYZ 2023 – příspěvek: „Simulátor pro výuku principu CT“

Konference DLB 2023 – příspěvek: „LED stimulátor pro vyšetření VEP“, 3. místo v soutěži doktorandských prací.

Konference DLB 2023 – příspěvek: „Simulátor principu CT“

Konference MEFANET 2023 – poster „Simulátor principu CT“

Konference studentů doktorského studia LFHK 2019 – příspěvek „Single Controlled Visual Evoked potentials (VEP) display“

Konference DLB 2019 – příspěvek: „Simulační centrum LFHK“

Konference MITAV 2018 – příspěvek: „Interaktivní e-learning – praktikum smysly“

Konference DLB 2018 – poster: „Jednotlivě řízená LED zobrazovací jednotka“

Konference MITAV 2017 – příspěvek: „Vícetupňový e-learningový kurs (MSL) v praxi - UZ“

Publikace mimo obor lékařské biofyziky

- New discovery about the funerary garment of Czech king Rudolph I (IV) Habsbourg (died 1307).* Poster+3D model. **VODA, Petr.** North European Symposium for Archaeological Textiles XIII, Liberec 2017. In: Archaeological textiles - links between past and present: NESAT XIII (2020). ISBN: 978-80-7494-397-3
- Nová rekonstrukce pohřebního oděvu Rudolfa I. (IV.) Habsburského, zvaného Kaše.* BRAVERMANOVÁ, Milena; BŘEZINOVÁ, Helena a **VODA, Petr.** Online. Archaeologia historica. 2019, roč. 44, č. 1, s. 459-475. ISSN 0231-5823
- Typologie a vývoj ženských účesů a pokrývek hlavy ve 14. století.* **VODA, Petr.** In: NACHTMANNOVÁ, Alena a KLAPETKOVÁ, Olga (ed.). Oděv a textil v životě člověka doby lucemburské: sborník příspěvků ze specializované konference, uspořádané Národním památkovým ústavem, územním odborným pracovištěm středních Čech v Praze 6. října 2016. V Praze: Národní památkový ústav, územní odborné pracoviště středních Čech v Praze, 2017. ISBN 978-80-86516-88-2.
- Amatérská televize v pásmu 23cm (ATV).* **VODA, Petr.** In: Sborník příspěvků, Mezinárodní setkání radioamatérů Holice. Radioklub Holice, BEN, 2000. 1. 1. 2000
- Vysílač amatérské televize v pásmu 23cm.* **VODA, Petr.** In: Sborník příspěvků, Mezinárodní setkání radioamatérů Holice. Radioklub Holice, BEN, 2001.
- Znamé francouzské sochy jako zdroj informací o odívání.* **VODA, Petr.** Elektronický dokument. Bohuslavice, 2008. (http://www.kostym.cz/Cesky/4_Odivani/francouzske%20sochy.pdf)
- Středověké textilní památky na Pražském hradě.* In: Sborník semináře historie odívání 2009. Hřibová, Zlín, 2009. ISBN 978-80-254-4639-3 1. 1. 2009
- Ženské účesy a pokrývky hlavy ve 14. století.* **VODA, Petr.** Vlastním nákladem, Bohuslavice, 2011, 27s. 1. 1. 2011
- Kabátce v pramenech 14. století.* **VODA, Petr.** Bohuslavice, 2011, 87s. ISBN: 978-80-260-1759-2
- Realizační zpráva.* **VODA, Petr.** In: Sborník semináře historie odívání 2011. TIGRIS s.r.o, Zlín, 2012. ISBN 978-8086062594
- Vývoj těsného mužského oděvu ve 14. století.* **VODA, Petr.** In: Sborník semináře historie odívání 2011. TIGRIS s.r.o, Zlín, 2011. ISBN 978-8086062365