

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Detekce pohybu očí

Detection of eye movement

Zadání bakalářské práce

Student: **Iveta Neprašová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Detekce pohybu očí**
Detection of Eye Movements

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše možných způsobů detekce pohybu očí.
2. Tvorba hardware pro detekci pohybu očí s využitím zařízení ELVIS.
3. Tvorba vizualizačního software.
4. Tvorba laboratorní úlohy.
5. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály 1: geneze, zpracování a analýza*. Praha: ČVUT, 1998.202 s. ISBN 8001018229, 978-8001018224.
- [2] HOLIBKOV Á, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 140 s. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] MIYAKE, Yozo. *Electrodiagnosis of retinal disease*. Tokyo, Japan: Springer-Verlag, c2006, p. 234. ISBN 4-431-25466-8.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2013
Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

Neprašová

.....
Iveta Neprašová

Datum odevzdání bakalářské práce: 7. 5. 2014

Především bych chtěla poděkovat vedoucímu bakalářské práce Ing. Lukáši Peterovi, za pomoc, za věcné připomínky k mé práci a vstřícný přístup v průběhu vypracování mé bakalářské práce. Poděkování také patří Ing. Michalu Voždovi a Ing. Marošovi Šmodrkovi za ochotnou pomoc při řešení problémů v analogové části této práce.

Abstrakt

Předmětem této bakalářské práce je detekce pohybů očí. Po provedení teoretického rozboru problematiky byla vybrána metoda elektrookulografie, která v dnešní době představuje možný kompromis mezi cenou a přesností zařízení. Rozvoji této metody bezpochyby prospívá i současný trend miniaturizace, kdy je možné elektrody upevnit např. do obrub brýlí. Elektrody tak není nutné mít přilepeny na obličej, čímž se zvyšuje ochota lidí tuto metodu využívat.

Cílem této práce je dostat elektrookulografii do podvědomí studentů. První část práce je věnována teoretickému rozboru elektrookulografie, nejnovějším poznatkům v této oblasti a jejímu srovnání s dalšími metodami. V praktické části je představeno vlastní hardwarové řešení elektrookulografu a vizualizační software, který pomůže studentům názorně předvést princip měření EOG a mohou si vyzkoušet přesnost elektrookulografu a ovládání jednoduché aplikace pohybu oka.

Klíčová slova

detekce pohybu očí, elektrookulografie, elektrookulogram, EOG, EOG signál

Abstract

The subject of this thesis is detection of eye movement. After the theoretical analysis, the method of electrooculography (EOG) was chosen. Nowadays, this method represents a possible compromise between the price and accuracy of equipment. Development of this method also benefits from the contemporary trend of miniaturization, when an electrode can be attached e.g. to the goggles so it is not necessary to have the electrodes attached on your face.

This thesis aims at bringing the electrooculography to the awareness of students. In the first part I devote to the theoretical analysis electrooculography, the newest findings in this field and its comparison with other methods. In the practical part I present the hardware solution of electrooculography and visualization software. This software helps students understand this method, enabling them to test the accuracy of electrooculograph and control of simple application with eye movement.

Key Words

detection of eye movement, electrooculography, electrooculogram, EOG, EOG signal

Seznam použitých zkratk

AI	Analogový vstup, angl. <i>analog input</i>
DP	Dolní propust
DPS	Deska plošných spojů
IROG	Infračervená okulografie
EEG	Elektroencefalografie
EMG	Elektromyografie
EOG	Elektrookulografie
MOG	Magneto okulografie
OUT	Výstup, angl. <i>output</i>
OZ	Operační zesilovač
VOG	Video okulografie

Obsah

1	Úvod	1
2	Lidské oko a jeho vlastnosti	2
2.1	Anatomie oka	2
2.2	Okohybné svaly	3
2.3	Druhy očních pohybů	4
2.3.1	Pohyby očí během fixace	5
2.3.2	Velké oční pohyby	5
3	Elektrookulografie	6
3.1	Počátky elektrookulografie	6
3.2	Vznik snímaného potenciálu	6
3.3	Geneze elektrookulogramu	7
3.4	Snímání elektrookulogramu	8
3.5	Vlastnosti elektrookulogramu	8
3.6	Artefakty	9
3.7	Klinické využití elektrookulografie	9
4	Další metody analýzy očních pohybů	11
4.1	Videookulografie	11
4.2	Infračervená okulografie (IROG)	11
4.3	Magneto okulografie (MOG)	11
5	Rešerše	12
5.1	Východiska rešerše	12
5.2	Výsledky rešerše	12
6	Návrh a realizace analogové části	20
6.1	Obecné požadavky na elektronické součástky v analogové části řetězce	20
6.2	Napěťový sledovač	21
6.3	Biozesilovač	22
6.3.1	Přístrojový zesilovač	22
6.3.2	Aktivní zem	23
6.3.3	Filtrace signálu	24
6.4	Napájení obvodu a další součásti	24
6.4.1	Lineární regulátor napětí	25
6.4.2	Indikátor stavu baterie	25

6.5	Výstup analogové části obvodu.....	26
6.6	Návrh a výroba desek plošných spojů.....	27
7	Analýza naměřených dat.....	28
7.1	Měření.....	28
7.2	Analýza dat.....	29
8	Návrh a realizace softwarové části.....	31
8.1	Hlavní myšlenka fungování programu.....	31
8.2	Zisk signálu z NI ELVIS II.....	31
8.3	Filtrace signálu.....	32
8.4	Detekce vrcholů.....	33
8.5	Přepočet amplitudy signálu na úhel vychýlení oka.....	34
8.6	Rozsvěcování LED diod v závislosti na stupni vychýlení oka.....	35
9	Laboratorní úloha, uživatelské prostředí vizualizačního softwaru.....	36
9.1	Úkol č. 1: Určení závislosti amplitudy signálu na stupni vychýlení oka.....	36
9.2	Úkol č. 2: Zpětné ověření přesnosti měření.....	36
9.3	Úkol č. 3: Rozsvěcování LED.....	37
10	Závěr.....	38
11	Použitá literatura.....	39
	Publikace.....	39
	Akademické práce.....	39
	Elektronické zdroje.....	39
	Články.....	40
12	Seznam obrázků.....	43
13	Seznam příloh.....	45
	Příloha 1 Analýza dat v horizontálním směru.....	46
	Příloha 2 Analýza dat ve směru vertikálním.....	48
	Příloha 3 Schéma zapojení 1.....	50
	Příloha 4 Schéma zapojení 2.....	51
	Příloha 5 Návrh DPS.....	52
	Příloha 6 Fotografie výsledného zařízení.....	53

1 Úvod

Tato práce je zaměřena na detekci pohybu očí metodou elektrookulografie. Elektrookulografie snímá změny potenciálu mezi rohovkou a sítnicí při pohybu očního bulbu. Díky tomuto pak lze na výstupu rozpoznat směr a stupeň vychýlení oka. Je to metoda zaznamenávající velké oční pohyby.

Elektrookulografie je metoda poměrně levná, z konstrukčního hlediska jednoduchá, a přesto velice přesná. V současnosti je to metoda velmi diskutovaná a rozvíjející se. K tomuto rozvoji bezpochyby přispívá i trend miniaturizace, díky kterému lze elektrody připevnit například na obruby brýlí, čímž se snižuje neochota lidí nosit tyto elektrody připevněné na obličej.

Cílem této bakalářské práce je skrze laboratorní úlohu dostat tuto metodu do podvědomí studentů.

První tři kapitoly jsou věnovány teoretické části práce a části rešeršní. Pro lepší pochopení principu snímání EOG je v první kapitole rozebrána potřebná teorie. Další kapitola se již věnuje samotné elektrookulografii, a to od vzniku snímaného potenciálu až k jejímu klinickému využití. V klinické praxi se tato metoda nejčastěji využívá k hodnocení funkce okohybných svalů, k určení kvality spánku nebo při diagnostice různých onemocnění, které se projevují změnami na sítnici. Avšak více než v diagnostice se elektrookulografie uplatňuje při ovládání různých pomocných zařízení, zejména pro handicapované osoby. Ať už je to ovládání počítače, robotických končetin, aktivace domácích spotřebičů či prostředek pro hraní her vedoucí ke zlepšení pozornosti u autistických dětí. Právě na tuto oblast je zaměřena níže uvedená rešerše. EOG je srovnáno s dalšími metodami nejen co se týče detekce pohybu očí, ale také např. proč se pro některá zařízení využívá právě EOG, a ne např. EEG.

Další kapitoly jsou věnovány praktické části této práce. Návrhu zapojení EOG, výrobě DPS. DPS je pak s počítačem propojena skrze zařízení NI ELVIS II společnosti National Instrument. Dále pak práce obsahuje měření a základní analýzu naměřených EOG dat.

Výsledkem této práce je vizualizační software vytvořený pomocí programu LabVIEW 2011 společnosti National Instrument. EOG software umožňuje studentům vyzkoušet si přesnost této metody a ovládat jednoduchou aplikaci pohybu očí.

2 Lidské oko a jeho vlastnosti

Pro lepší porozumění problematice je v této kapitole ve zkratce popsána anatomie oka, anatomie okoohybných svalů a typy očních pohybů.

2.1 Anatomie oka

Lidské oko má tvar mírně protáhlé koule s průměrem asi 24 mm (oční osu představuje předozadní směr). Hlavním úkolem lidského oka je přizpůsobit se tak, aby co nejlépe zaostřilo paprsek světla na sítnici.

Anatomicky i vývojově je oko tvořeno třemi vrstvami:

- první vnější vrstva je vazivová (*tunica fibrosa*),
- druhá vrstva je cévnatá (*tunica vasculosa*),
- třetí vnitřní vrstva je světlocitlivá (*tunica nervosa*).

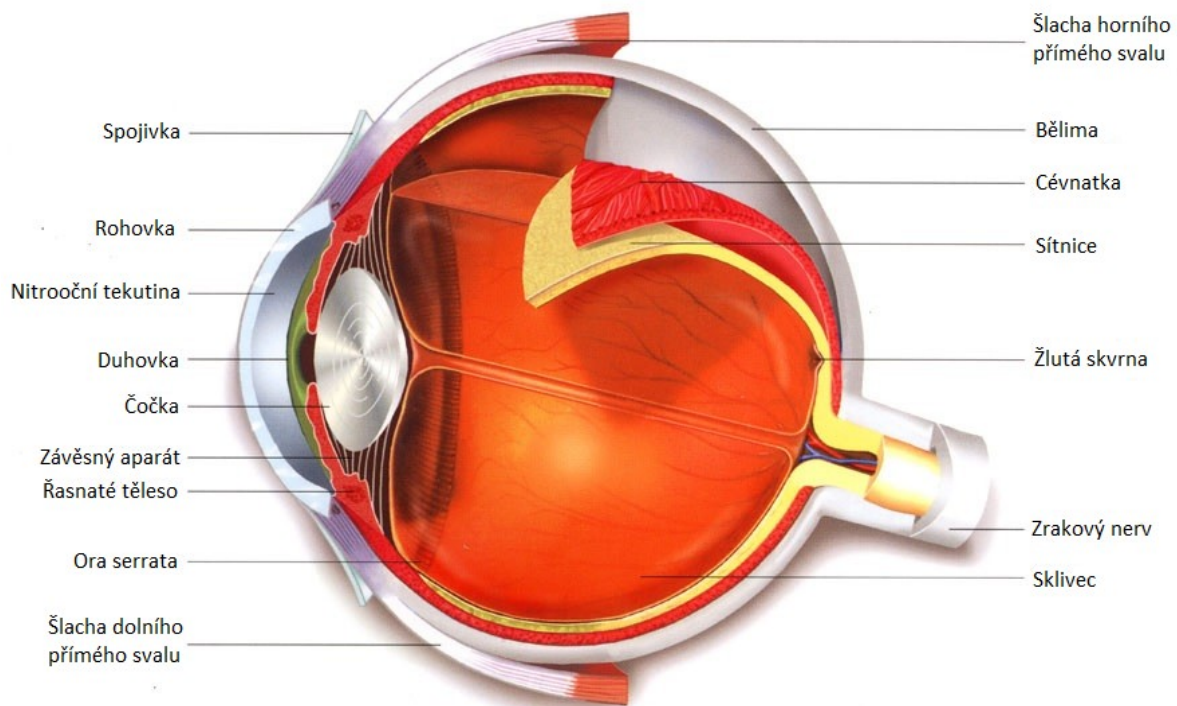
Vnější vrstva je tvořena bělimou (*sclera*) a rohovkou (*cornea*). Bělímou je bílé barvy a je tvořena vrstvou hutného vaziva, které udržuje tvar oční koule a mechanicky chrání vnitřní část oka. Do bělimy se taktéž upínají okoohybné svaly. V přední části bělimy přechází v rohovku. Rohovka je směrem dopředu více zakřivená a představuje jedno z optických médií oka. Na rozdíl od bělimy je bohatě inervována. Na okraj rohovky se upíná spojivka. [2]

Střední vrstva oka je tvořena cévnatkou (*choroidea*), řasnatým tělískem (*corpus ciliare*) a duhovkou (*iris*). Cévnatka tvoří zadní část oka, obsahuje velké množství cév a pigmentu. Hlavním úkolem cévnatky je oko vyživovat. V přední části cévnatka přechází v řasnaté tělísko. Řasnaté tělísko je prstenec složený z vazivových vláken pro připojení čočky a hladkých svalů, které umožňují změnu tvaru čočky. Hlavním úkolem čočky je tedy paprsky lámat, aby se sbíhaly přesně na sítnici. Pokračováním řasnatého tělíška je duhovka. Duhovka má tvar terčiku z hladkého svalstva, uprostřed s kruhovým otvorem – zornicí. Svaly duhovky se v jasném světle stahují. [2]

Vnitřní vrstva oka je tvořena sítnicí (*retina*). Sítnice pokrývá zadní 2/3 oční koule, s výjimkou slepé skvrny. Slepá skvrna je místo, odkud z oční koule vychází II. hlavový nerv (zrakový nerv, *nervus opticus*), který převádí obraz z oka do mozku. V místě slepé skvrny se nenachází žádné tyčinky ani čípky. V sítnici leží fotoreceptory pro přijímání světelných a barevných podnětů. Fotoreceptory dělíme na tyčinky a čípky. Tyčinek máme asi 120 milionů a slouží k černo-bílému vidění při horších světelných podmínkách. Čípky naopak slouží k barevnému vidění během jasného dne. Čípků máme asi 7 milionů. Místo bez tyčinek, ale s největší koncentrací čípků, se nazývá žlutá skvrna (*fovea*). Je to místo nejostřejšího vidění, které používáme pro podrobné pozorování. Sítnice, kromě tyčinek a čípků, obsahuje také i dvě vrstvy neuronů (buňky bipolární a gangliové). [11]

Oko je uloženo v dutině, která se nazývá očníce. Uvnitř oka je rosolovité těleso, sklivec (*corpus vitreum*). Anatomie oka je zobrazena na obr. 1.

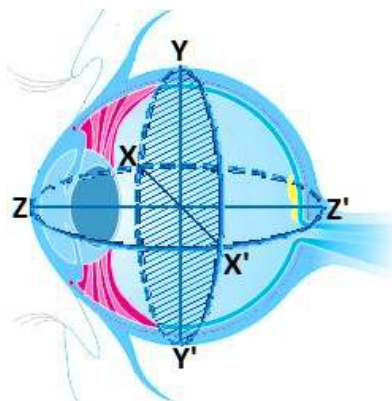
Samotný pohyb oka pak zajišťují okoohybné svaly.



Obr. 1 Anatomie oka [11]

2.2 Okohybné svaly

Okohybné svaly nám zajišťují vykonání všech možných okohybných pohybů. Lidské oko se pohybuje okolo tří pomyslných os bulbu. Kolem horizontální osy X - X' oko vykonává abdukcí¹ a addukcí². Okolo vertikální osy Y - Y' se děje elevace³ a deprese⁴ a okolo předozadní osy Z - Z' se uskutečňuje intorze⁵ a extorze⁶. Tyto osy jsou zobrazeny na obr. 2. [4]



Obr. 2 Osy otáčení oka [4]

¹ Pohyb směrem od osy těla.

² Pohyb směrem k ose těla.

³ Pohyb směrem nahoru.

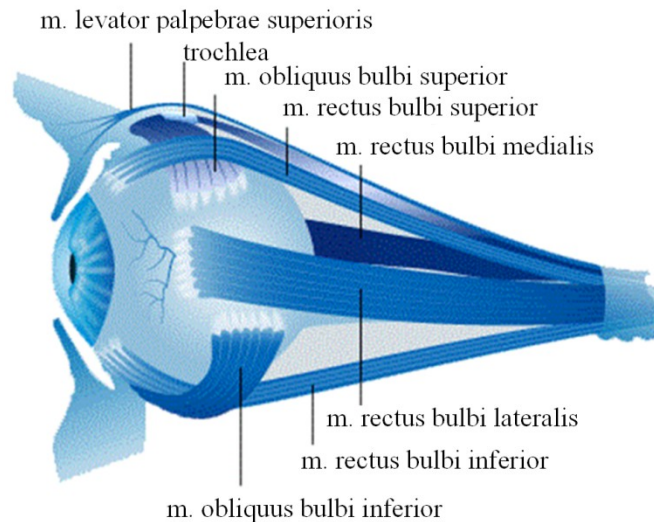
⁴ Pohyb směrem dolů.

⁵ Stočení oka dovnitř.

⁶ Stočení oka ven.

Pohyb a polohu očních koulí (*bulbus oculi*) zajišťují 4 přímé a 2 šikmé příčně pruhované okohybné svaly, které se na oční kouli upínají (viz obr. 3). Díky signálům z mozku jsou obě oči schopny sledovat stejný směr.

Boční přímé svaly (*m. rectus bulbi medialis et lateralis*) natáčejí oko jen v horizontálních směrech. Všechny ostatní pohyby (pohyby okolo všech 3 os) se účastní i další svaly. Například elevace se účastní horní přímý sval (*m. rectus superior*) a dolní šikmý sval (*m. obliquus inferior*). Deprese se naopak účastní dolní přímý sval (*m. rectus inferior*) a horní šikmý sval (*m. obliquus superior*). K torzním pohybům je nutné zapojení všech 4 svalů (obou šikmých, horního a dolního přímého svalu).

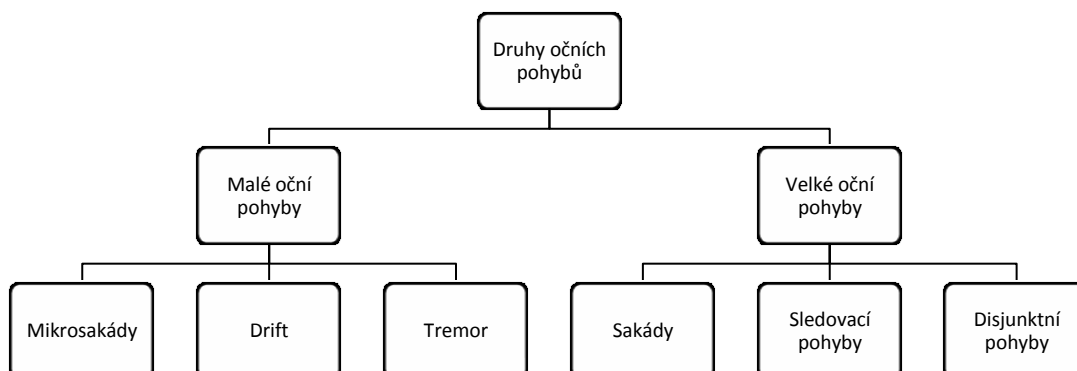


Obr. 3 Svaly umožňující pohyb oka [9]

Skutečnost, že při čelním pohledu jsou zapojeny obě oči rovnocenně, je dána jejich vzájemnou motorickou koordinací. Člověk je schopen potlačit pohyby hlavou a pohybovat jen očima, nebo naopak. Jak již bylo výše zmíněno, okohybné svaly zajišťují všechny možné druhy očních pohybů.

2.3 Druhy očních pohybů

Schéma na obr. 4 přehledně znázorňuje rozdělení očních pohybů.



Obr. 4 Schéma rozdělení očních pohybů

2.3.1 Pohyby očí během fixace

Oko není nikdy v klidu. I v období fixace oko vykonává malé pohyby jako je drift, mikrosakády a tremor.

Drift je pomalý klouzavý pohyb oka, kdy se osa vychýlí maximálně o 6'. Tento pohyb trvá přibližně 200 ms. Na sítnici se tak obraz posune o 10 až 15 čípků (obraz se tedy nedostane mimo žlutou skvrnu). Každé z očí vykonává drift nezávisle a asymetricky.

Mikrosakády jsou nepravidelné, rychlé pohyby oka s úhlovou výchylkou 2' až 50' a trváním 10 - 20 ms. Doba trvání záleží na stupni vychýlení oka při pohybu. Při tomto pohybu se osa vychýlí asi o 6'. Takto se oči vrací do základního postavení po vychýlení způsobeném driftem.

Tremor⁷ má nejmenší úhlovou výchylku (20 - 30"), ale největší frekvenci (70 - 130 Hz). Funkční význam očního třesu není zatím znám.

Jedná se o pohyby s úhlovou výchylkou pouze několik minut. Fixace je stacionární pohyb oka, během kterého sledujeme určité místo vizuální scény. Průměrná doba fixace je 100 až 200 ms. Obvykle je fixace definována jako doba mezi dvěma sakádami. [1]

2.3.2 Velké oční pohyby

Úhlová výchylka velkých očních pohybů dosahuje až desítek úhlových stupňů. Do této skupiny řadíme sakády, sledovací pohyby a disjunktní oční pohyby.

Sakády jsou velmi rychlé plynulé pohyby, které mají za úkol nasměrovat oko tak, aby vnímání objektu bylo co nejostřejší. Tento pohyb také používáme k prohlížení zorného pole. Směr a velikost sakády lze ovlivnit vůlí, ale většinou tento děj probíhá zcela automaticky. Sakády následují za sebou nejméně s odstupem 150 ms, což je doba nutná k vyhodnocení polohy podnětu. Amplituda sakád dosahuje u člověka až desítek stupňů, střídají se s obdobím fixace.

Sledovací pohyby jsou vůlí neovladatelné plynulé pohyby, které jsou přítomny pouze v případě, že se v zorném poli pohybuje předmět s nějakou rychlostí.

Disjunktní pohyby očí⁸ jsou vyvolány změnou polohy bodu v předozadní ose Z - Z', která je znázorněna na obr. 2.

⁷ Oční třes.

⁸ Sbíhání a rozbíhání očí.

3 Elektrookulografie

Tato kapitola se věnuje teoretickému rozboru hlavní problematiky. Pro realizaci detekce pohybu oka byla vybrána metoda elektrookulografie. O dalších možných způsobech detekce pohybu očí pojednává kapitola 4.

3.1 Počátky elektrookulografie

Vše začalo v roce 1848, kdy si Emil du Bois-Reymond všiml, že oko je vlastně také prostorovým vodičem. Zjistil, že oční rohovka je vůči zadní části koule elektricky pozitivní a že tento potenciálový rozdíl není závislý na světelné stimulaci oka. Měl za to, že je tento potenciálový rozdíl v čase neměnný, a považoval ho za klidový potenciál oka. [10]

Tuto metodu umožňující určit směr, jímž se oko dívá, jako elektrookulografii pojmenoval v roce 1951 Elwin Marg. V roce 1962 pak G. B. Arden a M. R. Fojas přišli s nápadem, že než měřit klidový potenciál, tak daleko užitečnější bude srovnávat amplitudy naměřeného signálu. Začali tedy měřit a srovnávat klidový potenciál za skotopických⁹ a fotopických¹⁰ podmínek. Toto ještě v tomtéž roce uvedli do klinické praxe. [24]

Od osmdesátých let je EOG široce využívanou a stále se rozvíjející metodou v diagnostické praxi, různých kontrolních aplikacích a v pomocných zařízeních pro fyzicky handicapované pacienty. Elektrookulografie je metoda schopna zaznamenat velké oční pohyby. [24]

3.2 Vznik snímaného potenciálu

Biosignály obecně představují rozdíl potenciálu vzniklého nerovnoměrným rozložením elektrických iontů při látkové výměně (metabolismu). Vznikají jako vlastní projevy organismu nebo při fyzikálním působení na organismus z vnějšku. Zvláštní skupinu biosignálů představují bioelektrické signály, které mají původ v elektrických dějích probíhajících na membránách dráždivých buněk. Bioelektrický signál vzniká současnou činností velkého počtu buněk, a díky tomu jsme schopni většinu signálů snímat neinvazivně na povrchu těla. Rozmístěním elektrod v blízkosti vyšetřovaného orgánu zjišťujeme rozložení elektrického pole generovaného tímto orgánem. [7]

V případě EOG výše zmíněný rozdíl potenciálů potřebného pro vznik biosignálu představuje dipól sítnice – rohovka. Tento potenciál vzniká jako rozdíl různých rychlých metabolismů rohovky a sítnice. Rohovka má kvůli absenci cév látkovou výměnu podstatně pomalejší než sítnice (důležité látky pro fungování rohovka získává difúzí z okolních tkání). Korneoretinální potenciál¹¹ nabývá kladných hodnot.

Projev biosignálu probíhá díky dopadajícímu světlu na sítnici, což představuje stimul k podráždění nervových buněk a následnému spuštění akčního potenciálu. Korneoretinální potenciál tedy vzniká jako důsledek hyperpolarizací a depolarizací nervových buněk na sítnici. Korneoretinální potenciál nabývá hodnot 0,4 – 1 mV.

⁹ Při adaptaci na tmu.

¹⁰ Při adaptaci na světlo.

¹¹ Potenciál dipólu sítnice – rohovka.

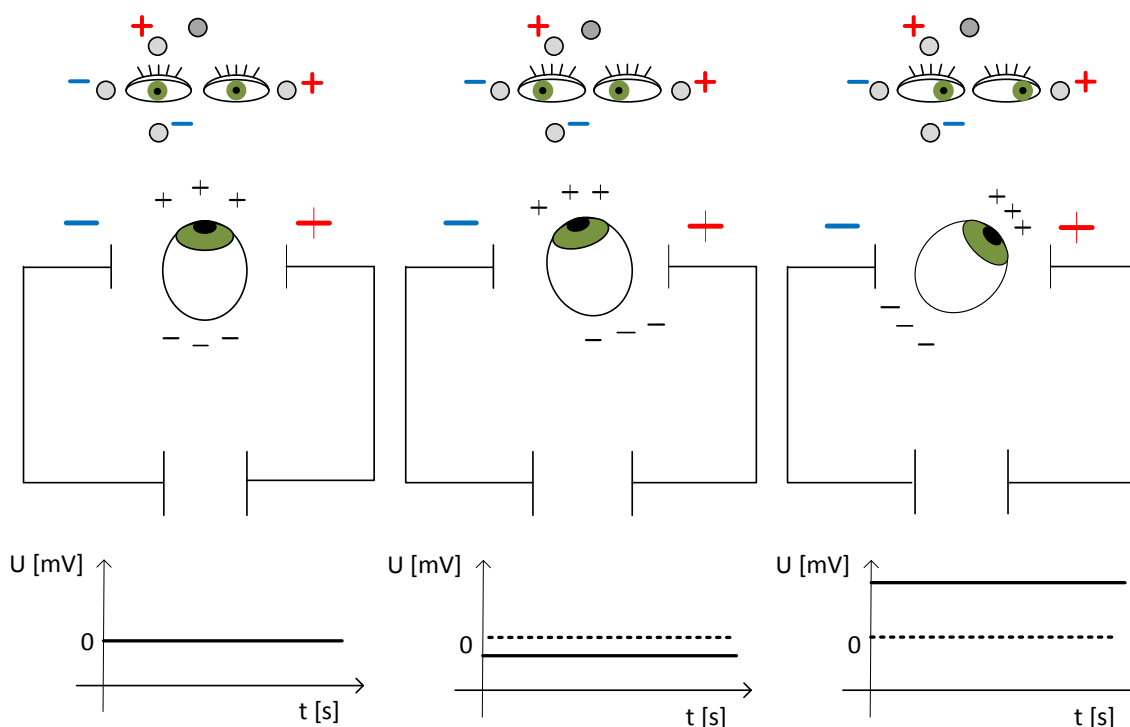
3.3 Geneze elektrookulogramu

Elektrické pole generované orgánem představuje dipól orientovaný ve směru sítnice – rohovka, viz obr. 5. Kladné ionty se hromadí vepředu na rohovce a záporné vzadu na sítnici.

Potenciál dipólu rohovka – sítnice závisí na poloze oční osy, viz obr. 5. Při pohledu přímo vpřed je zmíněný dipól umístěn symetricky mezi elektrodami a výsledný EOG signál je nulový. Při pohledu vpravo, rohovka s kladným pólem pozitivně ovlivní pravou elektrodu, která se taktéž v danou chvíli stává pozitivní a výsledný elektrookulogram bude nabývat kladných hodnot. Při pohledu vlevo dojde k opačnému ději, výsledný elektrookulogram bude nabývat záporných hodnot. Hodnoty elektrookulogramu také závisí na umístění elektrod. [1]

Hodnota naměřeného potenciálu dále závisí především na změně výchylky oka (výchylnou oka se rozumí úhel postavení očního bulbu), na intenzitě osvětlení a na adaptaci oka na světlo. Měření se provádí většinou za neměnných podmínek, tudíž intenzitu osvětlení a adaptaci oka na světlo považujeme za nulové a změna EOG potenciálů přímo odráží změnu v poloze očního bulbu (pouze v klinické praxi se EOG využívá k měření adaptace na světlo, viz kapitola 3.7 Klinické využití elektrookulografie). Při měření předpokládáme, že se obě oči pohybují stejně. [5]

V horizontálním směru je mezi úhlem optické osy a signálem EOG lineární závislost přibližně v oboru $\pm 50^\circ$. Ve směru vertikálním je lineární závislost přibližně v oboru $\pm 30^\circ$. [24]



Obr. 5 Snímání potenciálů

3.4 Snímání elektrookulogramu

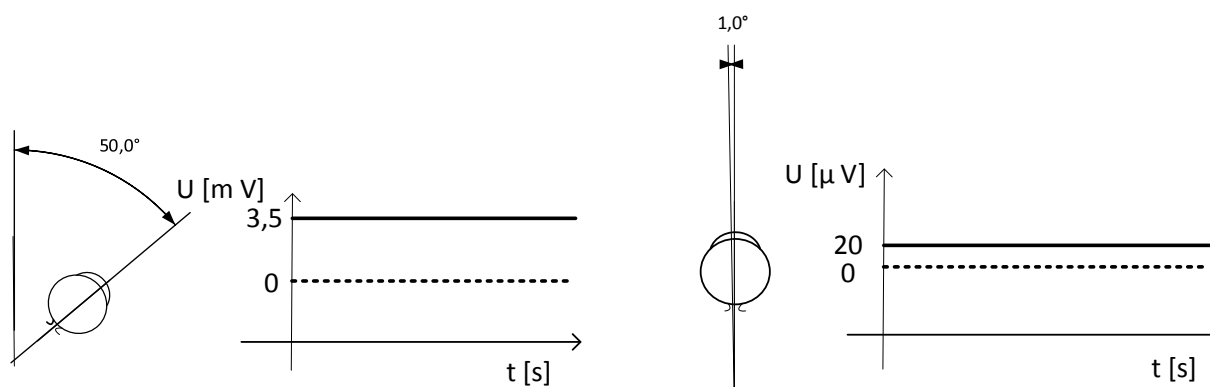
Ke snímání úplného elektrookulogramu se používá 5 pasivních povrchových elektrod. Rozmístění elektrod je znázorněno na obr. 5. Při měření je zaznamenáván zvlášť kanál horizontální a zvlášť kanál vertikální. Snímací elektrody se umísťují do elektricky aktivní oblasti a jedna referenční elektroda, která představuje uzemnění, se umísťuje do elektricky neaktivní oblasti. Vzdálenost snímacích elektrod od referenční elektrody musí být tak velká, aby se změny elektrického pole pod snímací elektrodou projevovaly pod referenční elektrodou co možná nejméně.

Pro měření v horizontálním směru se kladná elektroda umísťuje napravo od koutků oka a záporná elektroda nalevo. Pro vertikální směr je kladná elektroda nad okem a záporná pod ním. Referenční elektroda je na obr. 5. znázorněna tmavě šedou barvou. Umísťuje se doprostřed čela, na ušní lalůček nebo někdy bývá součástí zapojení.

Pro měření potřebujeme kvalitní elektrody s co nejmenším půlčlankovým potenciálem, aby na výstupu způsobily co nejmenší napěťový offset¹². Proto se používají Ag/AgCl elektrody. Tyto elektrody mají půlčlankový potenciál blízký nule. Díky tomu jsme schopni ve výsledku rozlišit hodnoty řádově μV .

3.5 Vlastnosti elektrookulogramu

Změny EOG signálu v závislosti na pohybu očního bulbu jsou znázorněny na obr. 6. Z obrázku je zřejmé, že z výsledného elektrookulogramu je možné určit směr i stupeň vychýlení oka. Při vychýlení oka ke kladné elektrodě, tzn. doprava nebo nahoru, jako je tomu na obr. 5, bude signál nabývat kladných hodnot. Stupeň vychýlení oka pak určíme proporcionálně z výsledné amplitudy signálu. Neboť, jak již bylo výše zmíněno, v horizontálním směru je mezi úhlem optické osy a signálem EOG lineární závislost přibližně v oboru úhlových vychylek $\pm 30^\circ$ a $\pm 50^\circ$ ve směru vertikálním. Stejně by tomu bylo při vychýlení oka k záporné elektrodě.



Obr. 6 Změny EOG signálu v závislosti na pohybu očního bulbu

¹² Nežádoucí signál, který nelze trvale kompenzovat. Projevuje se trvalým konstantním napětím na výstupu při nulovém vstupním napětí.

Z výsledného signálu nás zajímá především rozkmit (napětí špička – špička u_{pp}) a využívané frekvenční pásmo. EOG signál nabývá přibližně hodnot u_{pp} 0,01 – 5 mV a pracuje ve frekvenčním pásmu 0,05 – 100 Hz. Ne vždy se využívá celého frekvenčního spektra, nejčastěji se udává využitě spektrum v rozmezí 0,1 – 30 Hz. [3]

Výsledný EOG signál se mění v rozsahu 5-20 μ V/stupeň. Výsledná amplituda závisí na úhlu vybočení oka, obvykle nabývá hodnot 100 – 3500 μ V. Rozlišení EOG se pohybuje okolo 1°.

Získaný elektrookulogram závisí na intenzitě okolního světla, avšak detekovat pohyb očí je možné i se zavřenýma očima nebo ve tmě.

3.6 Artefakty

Elektrookulogram, stejně jako ostatní biosignály, je rušen mnoha artefakty. Artefakty představují záznam jiného signálu než toho, který chceme měřit. Nejčastěji se artefakty dělí na technické a biologické.

Artefakty biologického původu při elektrookulografii představují nejčastěji malé oční pohyby, mírná rotace oční koule, pohyb očních víček, pohyb hlavy, vliv EMG či EEG signálu.

Technické artefakty při EOG vznikají nejčastěji pohybem elektrod, čímž dojde k porušení dvojrůstvy elektrického náboje. Změna koncentrace iontů u rozhraní se projeví dočasnou změnou půlčlánkového potenciálu. Dále tyto artefakty vznikají elektrostatickými potenciály (špatný kontakt elektrody s pokožkou, elektrostatickými výboji v blízkosti elektrod, a další), rušením elektrorozvodné sítě či vlivem osvětlení. [3]

Některé artefakty vytvářejí na výstupu stejnosměrné složky, jiné zase způsobují krátkodobé změny elektrického potenciálu. Tyto signály však nemají s pohybem očního bulbu nic společného. Komplikují vyhodnocování výsledků naměřených dat a v krajních případech je dokonce vliv artefaktů natolik velký, že analýza naměřených dat je nemožná. [25] [35]

3.7 Klinické využití elektrookulografie

V klinické praxi se EOG nejčastěji využívá pro záznam změn potenciálu při adaptaci na světlo a na tmu. Toto měření podléhá standardům, aby výsledky z různých pracovišť byly srovnatelné.

Při vyšetření se hodnotí minimální amplituda signálu naměřená při pobytu ve tmě a následně maximální amplituda signálu naměřená při osvětlení. Amplituda signálu je závislá na osvětlení, protože elektrická aktivita sítnice závisí na fotochemických reakcích probíhajících ve fotoreceptorech při dopadu světla. Výsledkem vyšetření je hodnota Ardenova indexu, který udává poměr naměřených amplitud vynásobený číslem 100. Normální hodnoty Ardenova indexu jsou mezi 200 až 400, ostatní hodnoty jsou patologické. Při vyšetření vyšetřovaná osoba sleduje světélka v horizontální rovině pod zorným úhlem 30° po dobu několika minut při světle či ve tmě. Z výsledného záznamu pak lze hodnotit rozsah a kvality očních pohybů a změny amplitudy potenciálů za různého stavu retinální adaptace. [6]

Takovéto vyšetření může pomoci diagnostikovat onemocnění jako diabetická retinopatie¹³, hereditární makulární dystrofie¹⁴, choroidemie¹⁵, toxické účinky některých léků, hodnocení asymetrie a dalších.

¹³ Cévní onemocnění sítnice vznikající z důvodu cukrovky.

S elektrookulografií se můžeme setkat i při diagnostice různých neurodegenerativních onemocnění, které se na získaném signálu projeví různými abnormalitami. Jedná se o Parkinsonovu chorobu, progresivní supranukleární obrnu¹⁶ a další onemocnění ovlivňující bazální ganglia a cerebelární ataxii¹⁷. [27]

Další klinické využití najdeme v nystagmografii. Nystamografie poskytuje informace o chování zrakového kontrolního systému, kdy se kromě zraku stimuluje i vestibulární systém. Vestibulární systém nám upravuje postavení očí vzhledem k poloze těla a hlavy. Ze získaného signálu jsou pak lékaři například schopni určit, zda okulomotorický systém funguje, či zda pacientovy závratě pochází z postižení vestibulárního aparátu.

¹⁴ Dědičná poruchy žluté skvrny.

¹⁵ Progresivní degenerace sítnice.

¹⁶ Degenerativní onemocnění centrální nervové soustavy.

¹⁷ Porucha koordinace pohybů kvůli poškození mozečku.

4 Další metody analýzy očních pohybů

4.1 Videookulografie

Videookulografie (VOG) zaznamenává polohu oka kamerou. Celý měřicí systém se skládá ze zdroje infračerveného záření, snímací kamery a počítače. Kamera je umístěna buď naproti subjektu, nebo je upevněna přímo na jeho hlavě. V případě umístění kamery naproti subjektu se měří absolutní směr, tudíž je nutné sledovat i polohu hlavy. V případě upevnění kamery přímo na hlavu subjektu měříme relativní polohu očí vzhledem k hlavě. V současnosti jsou sledovací algoritmy založeny na digitálním zpracování obrazu, rozlišení je v řádu desetin stupně a vzorkovací frekvence až stovky Hz.

Zajímavým příkladem využití videookulografie je zařízení nazvané I4Control (*eye for control*) device, které vyvinuli v roce 2006 pracovníci a studenti FEL ČVUT katedry kybernetiky. Od roku 2008 je toto zařízení vyráběno firmou Medical group s. r. o. Díky kameře upevněné na obrubu brýlí, umožňuje tento systém ovládat počítačový kurzor pohybem oka. Aby nebyla funkce zařízení závislá na okolních světelných podmínkách, je oko přisvětlováno čtyřmi infračervenými diodami. Naměřený videosignál je zpracován a vyhodnocen v osobním počítači a následně převeden na pohyb počítačového kurzoru. Výhodou tohoto systému je možnost ovládat jakýkoli software, který lze běžně ovládat kurzorem myši. Zdroj [32] uvádí cenu zařízení okolo 40 tisíc korun. [32]

4.2 Infračervená okulografie (IROG)

Při infračervené okulografii se oko ozařuje pevným zdrojem infračerveného záření a následně se fotodektorem měří množství odraženého světla. Jelikož infračervené světlo není viditelné, tak nepůsobí na měřený subjekt rušivě. Využívá se zde skutečnosti, že bělima odráží více světla než rohovka. Množství odraženého světla se proto při osvětlení oka mění spolu s úhlem jeho natočení. Tato metoda je vhodnější pro měření horizontální složky pohybu. Přesnost metody je až jedna desetina stupně a využívá se vzorkovací frekvence až 1 kHz. [32], [4]

4.3 Magnetoookulografie (MOG)

Magnetoookulografie je magnetickou obdobou elektrookulografie. Magnetické pole se zde vytváří jednou či dvěma budíciemi cívkami navinutými na feritovém kroužku. Počet budících cívek závisí na tom, kolik směrů chceme snímat (směr vertikální a horizontální). Zařízení je zapouzdřeno v kontaktní čočce. Následným pohybem oka v tomto magnetické poli se mění indukce snímací cívky. V praxi se tato metoda nevyužívá kvůli vysoké ceně, rychlému opotřebení a skutečnosti, že se jedná o kontaktní metodu. [1]

5 Rešerše

5.1 Východiska rešerše

Elektrookulografie je v posledních letech velice diskutovanou metodou detekce pohybu očí. Je to metoda levná, z konstrukčního pohledu velice jednoduchá a pracující s dostatečnou přesností. Kromě klinické praxe se o ní začíná mluvit i v souvislosti s fyzicky handicapovanými lidmi.

Rešerše byla provedena přes zdroje Ústřední knihovny Vysoké školy Báňské - Technické univerzity Ostrava a následně přes zdroje digitální knihovny IEEEExplore a bibliografické báze dat Web of Science.

5.2 Výsledky rešerše

Cílem rešerše bylo nalézt nové poznatky v této oblasti, zejména o využití elektrookulografie v praxi. Avšak některá z nalezených zařízení kromě EOG snímají a využívají i další elektrofyziologické signály.

Rešerše ukázala, že elektrookulografie je metoda levná, dostatečně přesná a s využitím vhodných elektrod umožňuje i dlouhodobé snímání. Poskytuje nám nejen spoustu neuropatologických informací, které mohou být využity v diagnostice nemocí projevujících se například změnami v koordinaci očních pohybů (viz kapitola 3. 7. Klinické využití elektrookulografie).

Elektrookulografie se nejčastěji využívá pro ovládání různých externích zařízení. Ať už invalidních vozíků, pro aktivaci domácích spotřebičů, ovládání počítače, ovládání robotických končetin a dalších. Nejčastěji se tedy jedná o zařízení pro fyzicky handicapované lidi. S ohledem na skutečnost, že na světě je více než 70 miliónů uživatelů invalidních vozíků (dle informace vyskytující se v článku WHO z roku 2012 [16]) a zdaleka ne všichni jsou schopni ovládat např. svůj invalidní vozík manuálně. Nebo se také EOG využívá při hraní počítačových her. V této oblasti EOG slouží jako nástroj pro zlepšení pozornosti např. u autistických dětí.

Rešerše obsahuje výčet významných příspěvků týkajících se využití EOG se stručným shrnutím poznatků, ke kterým autoři dospěli. V této části práce je také elektrookulografie srovnávána s dalšími eventuelními způsoby pro ovládání daného zařízení. Využití EEG, VOG a dalších.

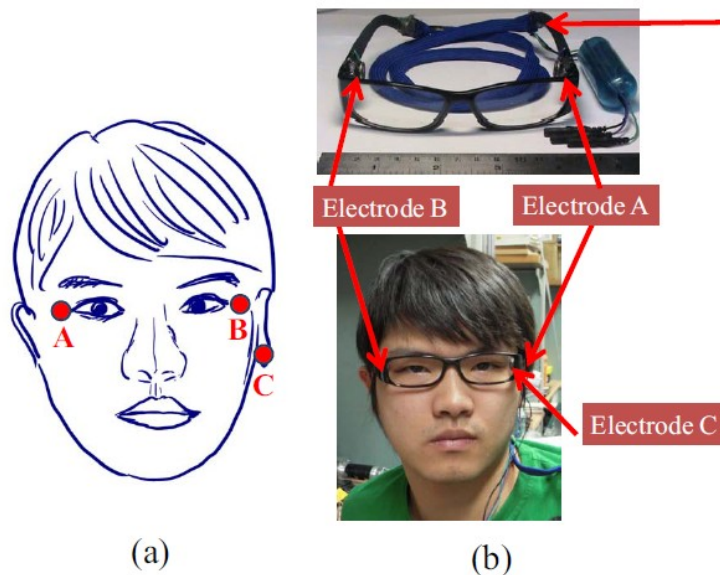
Název: Eyeglasses Based Electrooculography Human-wheelchair Interface

Autoři: Chung-Hsien Kuo, Yi-Chang, Hung-Chyun Chou, Jia-Wun Siao

Publikováno: Systems, Man, and Cybernetics, 2009. SMC 2009. IEEE International Conference on

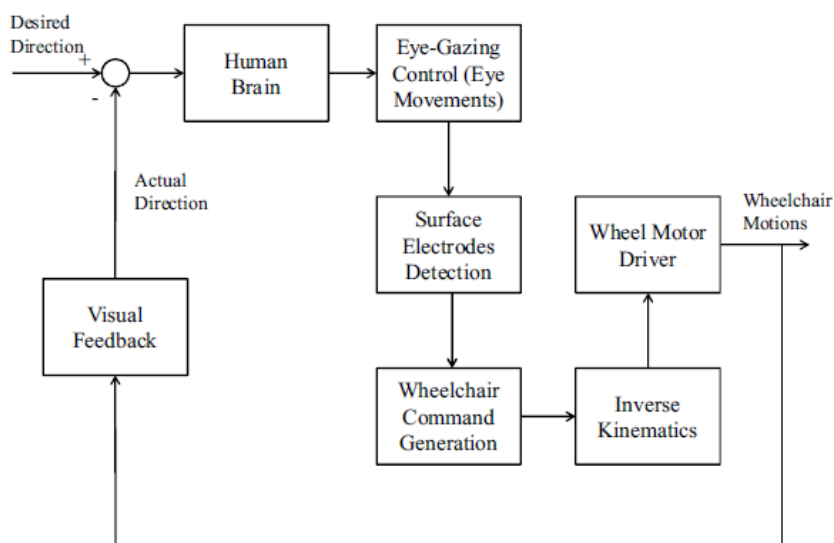
Tato práce pojednává o využití EOG při ovládání invalidních vozíků. Ovládání pomocí očí se ukazuje jako velice dobrý způsob pro lidi, kteří nejsou schopni ovládat vozík manuálně nebo joystickem. Některé práce také pojednávají o ovládání s použitím EEG, ovládání hlasem nebo VOG. V případě hlasového ovládání narážíme na problém s přesností ovládání či na možnost ovládání v hlučném prostředí. EEG signál je příliš slabý a jeho získání je složité. V případě VOG je velkou nevýhodou velikost kamery, která musí být umístěna na hlavě postiženého a nutnost dobrých světelných podmínek. V tomto směru se tedy elektrookulografie zdá jako nejlepší známé řešení.

Ke snímání horizontálního pohybu očí byly použity Ag/AgCl elektrody zabudované do brýlových obrouček. Namontováním elektrod do brýlových obrouček se podstatně zvyšuje ochota lidí tento systém používat. Takovéto brýle vypadají na první pohled stejně jako běžné dioptrické brýle, viz obr. 7.



Obr. 7 (a) Rozmístění povrchových elektrod, (b) fotografie EOG modulu a dobrovolníka s tímto modulem [33]

Systém se skládá z několika částí. Blokové schéma celého kontrolního systému je zobrazeno na obr. 8. V tomto systému kontrolní zpětnou vazbu pro skutečný směr pohybu tvoří sám dobrovolník. Celý systém zvládá následující příkazy: dopředu, zpět, doprava, doleva, stop. Rychlost pohybu je 10 cm/s, 30 cm/s nebo 50 cm/s. Ovládání systému však vyžaduje trénink, protože systém zaznamenává každý pohyb očí, není možné pohybovat očima libovolně, tzn. nedívat se kolem sebe. [33]



Obr. 8 Blokové schéma kontrolního mechanismu pro směr pohybu vozíku [33]

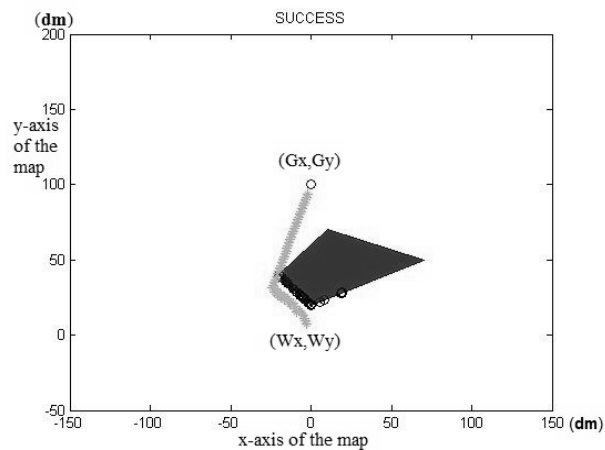
Název: Wheelchair Motion Control Guide Using Eye Gaze and Blinks Based on Bug 2 Algorithm

Autoři: Anwar Al-Haddad, Rubita Sudirman, Camallil Omar, Koo Yin Hui, Muhammad Rashid bin Jimin

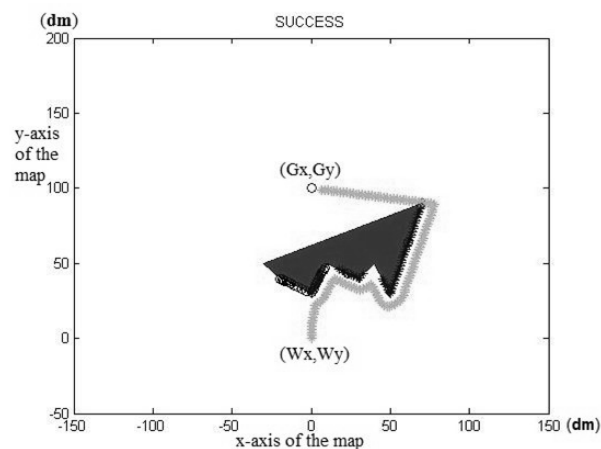
Publikováno: Information Science and Digital Content Technology (ICIDT), 2012. 8th International Conference on

Tato práce představuje volné pokračování předchozího článku [33]. Ukazuje zcela nový přístup očního ovládání invalidních vozíků, protože umožňuje lidem dívat se kolem sebe bez jakéhokoli omezení. Avšak tato zařízení ještě neumí pracovat v reálném čase.

K ovládání vozíku se stačí pouze podívat na cíl a mrknutím tento příkaz potvrdit. Invalidní vozík si sám vypočítá požadovanou cílovou pozici a následně se začne po přímce přesouvat k cíli. Veškeré překážky jsou detekovány senzory, vyjma překážek konkávních¹⁸. Spolehlivou detekci konkávních překážek zatím vyřešit neumíme. Po zaznamenání překážky se systém rozhodne, zda překážku objede zleva či zprava. Ve chvíli, kdy se nachází vedle překážky, začne se dál pohybovat těsně kolem ní, jako je zobrazeno na obr. 9 a obr. 10. [34]



Obr. 10 Virtuální mapa navigačního procesu [34]



Obr. 9 Virtuální mapa navigačního procesu [34]

¹⁸ Nerovnosti vyduté směrem nahoru.

Ne vždy je ale systém Bug 2 lepší než Bug, který byl zmíněn v předchozím článku [33]. Jeden z takových to případů je zobrazen na obr. 9. Z tohoto obrázku je zřejmé, že jsou i situace, které by manuální oční navigace vyřešila lépe.

Název: EOG Signal Detection for Home Appliances Activation

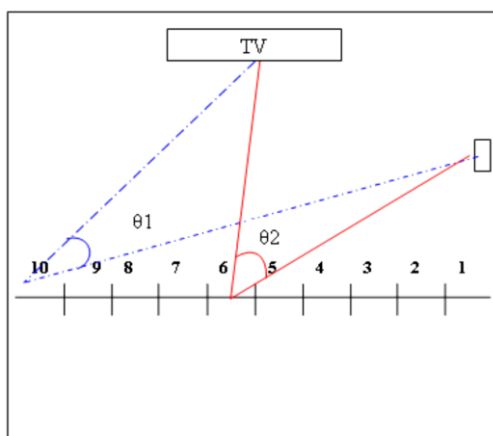
Autoři: H. Harun, W. Mansor

Publikováno: Processing & Its Applications, 2009. CSPA 2009. 5th International Colloquium on

V této práci autoři studují spolehlivost EOG signálu pro aktivaci domácích spotřebičů. Jeho spolehlivost zkoumali při zapínání televize z různých pozic v obývacím pokoji, v závěru byli schopni dosáhnout až 92% úspěšnosti. Mimo jiné také zjistili, že skutečnost, zda subjekt při ovládání stojí či sedí, nemá na EOG signál vliv.

Televize byla umístěna do čtvercové místnosti. Zapínala se pohledem na televizi, na spínač a zpět na televizi. Tím vznikly 3 kompletní cykly EOG průběhu, které měly za úkol zabránit algoritmu detekovat falešné oční pohyby.

Zpracování výsledného signálu funguje na principu detekce vrcholů amplitud (detekce lokálních maxim a minim). Každá pozice subjektu vytváří vůči televizi jiný úhel pohledu. Například při posunutí subjektu více doleva se úhel pohledu zmenšuje, viz obr. 11, což má značný vliv na amplitudu získaného signálu. [35]



Obr. 11 Změna úhlu pohledu v závislosti na změně pozice subjektu [35]

Název: Development of Mouse Cursor Control System using Electrooculogram Signals and its Applications in Revised Hasegawa Dementia Scale Task

Autoři: Mingmin Yan, Hiroki Tamura, Koichi Tanno

Publikováno: World Automation Congress (WAC), 2012

Cílem této práce je vytvořit kurzor myši ovládaný očima. Autoři výsledný signál převádí do digitální podoby. Navrhované zařízení tedy krom zesilovače, filtrů typu dolní a horní propust, obsahuje i A/D převodník. Převedený signál má poté podobu logických jedniček a nul.

Největší problém při vyhodnocování signálu tvořil drift, který odpovídá stejnosměrné složce signálu. Přestože algoritmus pro kontrolu kurzoru pracoval jen se střídavou složkou EOG signálu, byl vliv driftu v signálu zřetelný.

System je schopen jednoznačně určit 6 očních pohybů: pohled doprava, doleva, nahoru, dolů, vpravo dolů a úmyslné mrknutí. Pohyb vpravo dolů a úmyslné mrknutí sloužily jako příkaz pro klik kurzoru, ostatní pohyby pro ovládání pohybu kurzoru.

System byl testován na HDS-R úkolech (úkoly pro diagnostiku demence). [19]

Název: An Electrooculogram based Assistive Communication System with Improved Speed and Accuracy Using Multi-Directional Eye Movements

Autoři: Divya Swami Nathan, A. P. Vinod, Kavitha P. Thomas

Publikováno: Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2012 35th International Conference on

Celý systém pro psaní na počítači obsahuje hardware pro získání dat, PC a virtuální klávesnici na monitoru počítače. Identifikace daného pohybu probíhá na základě určení amplitudy a doby trvání pozitivních a negativních složek signálu. Pro dosažení vysoké rychlosti psaní je důležitý design klávesnice. Tento článek prezentuje srovnání právě 2 různých designů, často používaný QWERTY design a vlastně navržený design, viz obr. 12 a obr. 13.

QWERTY design je založen na použití 8 typů pohybu očí (pohyb doleva, doprava, nahoru, dolů, doleva nahoru, doprava nahoru, doprava dolů a doleva dolů). Kurzor se po klávesnici pohybuje postupně po jednotlivých znacích ve směru jednoho z 8 typů očních pohybů, výběr písmene se potvrdí mrknutím. Tento navrhovaný signál umožňuje rychlost psaní až 12 znaků za minutu s přesností okolo 90 %. Různé studie však poukazují na to, že spousta lidí má s pohyby očí v 8 směrech problém. Proto autoři navrhují vlastní design, kde pohyb probíhá jen ve čtyřech základních směrech. Písmena jsou zde rozmístěna dle četnosti užívání v anglické abecedě. V případě tohoto navrhovaného systému je dosaženo rychlosti psaní až 15 znaků za minutu s přesností okolo 95%. [28]

Co se týče rychlosti psaní, oba dva způsoby (použití obou designů) představují velký pokrok. Pro srovnání, v roce 2010 bylo dosaženo rychlosti 40 znaků za 331,4 s [23]. Rychlost se tedy zvýšila přibližně na dvojnásobek.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	0	tab
Q	W	E	R	T	Y	U	I	O	P	
A	S	D	F	G	H	J	K	L		enter
Z	X	C	V	B	N	M	,	.	BS	

Obr. 12 QWERTY design virtuální klávesnice [28]

	1	2	3	4	5	6	7	8
1	E	A	R	I	.	?	space	enter
2	O	T	N	S	B	F	Y	W
3	L	C	U	D	K	V	X	Z
4	P	M	H	G	J	Q	1	2
5	3	4	5	6	7	8	9	0
6	+	-	=	&	/	'		back

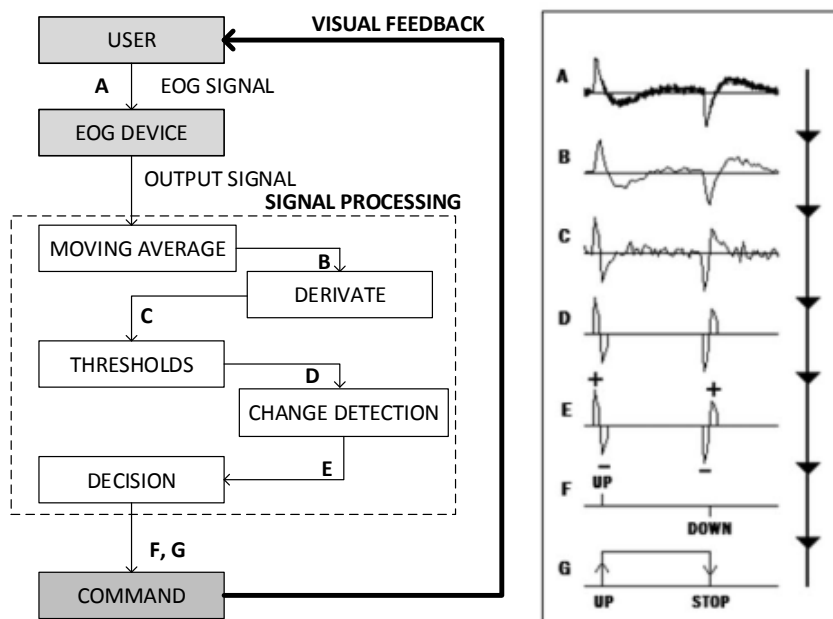
Obr. 13 Navrhovaný design klávesnice [28]

Název: Wireless and Portable EOG-based Interface for Assisting Disabled People

Autoři: Andrés Úbeda, Eduardo Iáñez, José M. Azorín

Publikováno: IEEE/ASME Transactions on mechatronics, vol.16, no.5, October 2011

EOG se zde využívá k ovládání robotické ruky, která kreslí různé trajektorie a jednoduché obrázky. Celé zařízení má dvě části. Jednu část představují běžně rozmístěné suché elektrody, které bezdrátově komunikují s druhou částí, s částí hardwarovou pro získání signálu (hardware nepotřebuje napájení ze sítě, vystačí si s šesti 1,2 V bateriemi v sérii). Získaný signál je pak přes USB převeden do počítače a vyhodnocen softwarem.



Obr. 14 Schéma algoritmu (vlevo), vliv jednotlivých kroků algoritmu na signál (vpravo) [29]

Úspěšnost algoritmu detekovat oční pohyb je 100%, jednotlivé kroky algoritmu a jeho vliv na zpracováváný signál jsou zřetelně vyobrazeny na obr. 14.

Ovládání ruky může vypadat například následovně. Při rychlém pohybu očí doleva se robot začne pohybovat plynule doleva (10 mm/s). Pro zastavení tahu stačí rychlý pohyb očima na opačnou stranu, tedy doprava. V případě, že nechceme pomoc automatického plynulého pohybu ramena, stačí se vyvarovat rychlých očních pohybů. [29]

Název: Controlling Hand-Assistive Devices

Autoři: By Yaoyao, Marco Controzzi, Christian Cipriani, Dejan B. Popović, Xin Yang, Weidong Chen, Xiaoxiang Zheng, Maria Chiara Carrozza

Publikováno: Robotics & Automation Magazine, IEEE

Robotická ruka ovládána EOG v dnešní době nejen že kreslí obrázky, ale umí i uchopit různé předměty. Celý systém pracuje tak, že očima sledujete hranice objektu ve směru a proti směru hodinových ručiček. Ze zaznamenaného signálu pak systém poskládá obraz a určí velikost a orientaci objektu.

Při experimentech dostali dobrovolníci několik dní na trénink. Ti, kteří se naučili při ovládání nehýbat zároveň i hlavou, dokázali s tímto systémem pracovat docela dobře. Byli schopni si na předmět sáhnout, uchopit ho a přemístit. Avšak k uchopení a přemístění předmětu bylo nutné zaznamenávat elektrickou aktivitu svalů (EMG). Jako kontrolní mechanismus zde pracuje EEG.

Systém je sice schopen úspěšně rozpoznat i předměty o velikosti 56 x 24 mm, pro takto malé předměty je ale dosti nepřesný. Přesnost je přímo úměrná velikosti předmětu, avšak pro uvedení do praxe v tomto případě není dostačující. [24]

Název: Assisting autistic children with wireless EOG technology

Autoři: Joaquin Rapela, Tsong-Yan Lin, Marissa Westerfield, Tzzy-Ping Jung, Jeanne Townsend

Publikováno: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE

Tato práce představuje počáteční krok v konstrukci systému pro zlepšení pozornosti u dětí s poruchou autistického spektra¹⁹ prostřednictvím počítačových her. Zlepšení pozornosti vyžaduje pravidelný a časově náročný trénink. Cílem je tedy vytvořit zařízení pro domácí použití, které bude splňovat požadavky cenové dostupnosti a jednoduchosti použití. Autoři zde toto realizovali pomocí přenosného, bezdrátového EOG s využitím suchých elektrod.

Využívá se zde skutečnosti, že mezi obvodem odpovědným za spuštění sakadických pohybů a obvodem odpovědným za znovu nasměrování pozornosti je velice úzký vztah. Tudíž trénink sakadických pohybů by mohl podpořit udržení pozornosti. Vsází se také na to, že počítačové hry představují možnost jak trénink dětem zpříjemnit a dosáhnout tak lepších výsledků. Při vývoji se kvůli kontrole zaznamenává také EEG a video.

¹⁹ Poruchy autistického spektra patří k nejzávažnějším poruchám dětského mentálního vývoje. Do této skupiny onemocnění patří např. dětský autismus a dezintegrační porucha (dítě najednou ztrácí získané dovednosti).

Hra Friends & Foes Game usiluje o rovnováhu mezi vyvoláním očního pohybu a dobou fixace. Hra je rozdělena do více úrovní od těch nejjednodušších. Hra začíná fixací ve středu obrazovky. Při zaznamenání stabilní fixace po dobu 500 – 1000 ms se na jedné z 24 předdefinovaných pozic v pravém horním kvadrantu monitoru objeví kamarád či nepřítel. V případě, že se jedná o nepřítele, je vaším úkolem jej zabít pohledem, resp. kamaráda nechat přežít. Po každém pokusu je nutné se pohledem vrátit do středu obrazovky. V nejsnazších úrovních se terč objeví na 2 s a pak buď zmizí, nebo se začne zmenšovat. Pro postup do další úrovně musíte být úspěšní alespoň z 90%.

Výsledky fixací blíže k fixačnímu středu (střed obrazovky) byly neobjektivní, protože hra byla nakonfigurována tak, aby detekovala fixaci při dosažení určité hodnoty amplitudy. Autoři zde proto narazili na problém, že pokud pohyb způsobil malou amplitudu, tak nebyl zaznamenán. Do budoucna proto chtějí tento problém eliminovat tím, že zvětší herní okno a umístí terče dále od středu. [36]

Výsledkem rešerše je mimo jiné i skutečnost, že v současné době se EOG často využívá jako jeden ze snímaných elektrofyziologických signálů, jako je tomu například při detekci únavy [20], [22] nebo při zkoumání NREM²⁰ fáze spánku [30]. Detekci únavy s použitím výhradně EOG řeší pouze článek [21], kde autoři ze získaného horizontálního a vertikálního signálu poskládali Lissajousovy obrazce. Zjistili, že se tyto obrazce získané v normálním a ospalém stavu dosti liší. Jedná se však o práci z roku 2006, od té doby už byla objevena spousta dokonalejších způsobů, jak únavu detekovat právě s použitím další elektrofyziologických funkcí. V případě detekce EOG dohromady s EMG je již dnes možné rozpoznat i prvotní stádia Parkinsonovy choroby. [31]

Rešerše také umožnila srovnání elektrookulografie s ostatními metodami pro detekci pohybu očí. Nelze jednoznačně zhodnotit, která metoda je nejlepší. Vždy je nutno vzít v potaz, co se od dané metody očekává. Při výběru metody by měl být brán ohled především na úhlovou přesnost detekce, vzorkovací frekvenci, vizuální stimuly, typ respondentů, podmínky experimentu a metody zpracování naměřených dat.

Největším konkurentem EOG je bezpochyby videookulografie (VOG). Dalšími metodami schopnými zaznamenat pohyb očí jsou Infračervená okulografie (IROG) a magnetookulografie (MOG). Avšak IROG není na rozdíl od EOG a VOG vhodná pro dlouhodobé snímání (dlouhodobé svícení infračerveným světlem do oka by mohlo vést k nežádoucím účinkům) a MOG se v praxi nepoužívá (je to metoda drahá, kontaktní a náchylná na opotřebení).

Při srovnání EOG a VOG je největší výhodou EOG bezpochyby její nízká cena a jednoduchost snímání. Naproti tomu VOG je metoda daleko dražší, ale přesnější, a najde uplatnění spíše v klinické praxi při diagnostice různých onemocnění. V oblasti ovládnutí různých elektrotechnických zařízení se nabízí otázka, zda je nutné rozlišení větší než 1° a zda v tomto případě není rozlišení EOG dostačující.

²⁰ Lidský spánek je tvořen opakujícími se fázemi spánku asi v 90 min cyklech. Fáze REM a fáze NREM (*Non-rapid eye movement*). REM slouží k duševní relaxaci, NREM k fyzické relaxaci. [17]

6 Návrh a realizace analogové části

Biosignály jsou signály velice slabé, dosahující amplitudy maximálně v jednotkách milivoltů. Před jejich dalším zpracováním je tedy nutné signál zesílit a potlačit rušivé signály.

V této kapitole je popsána hardwarová část celého měřicího řetězce pro předzpracování signálu a další části navrhovaného elektrookulografu.

Zapojení bylo nejprve testováno v nepájivém poli, následně pak zpracováno v programu Eagle 6.4.0 a vytvořeny 2 desky plošných spojů (dále jen DPS).

6.1 Obecné požadavky na elektronické součástky v analogové části řetězce

Stěžejní část měřicího řetězce tvoří přístrojový zesilovač a aktivní filtry pro analogové předzpracování měřeného signálu. Při výběru operačních zesilovačů bylo nutné stanovit požadavky, které by měl operační zesilovač ideálně splňovat. Tento krok usnadnil orientaci v nabídce operačních zesilovačů.

Při výběru operačních zesilovačů byly posuzovány především tyto vlastnosti :

- Rail-to-rail výstup - umožňuje výstupnímu napětí dosáhnout téměř hodnoty napětí napájecího. Díky tomu si vystačí s relativně malým napájecím napětím a jsou vhodné i pro napájení baterií.
- Napěťový offset - co možná nejmenší.
- Nesymetrické napájení.
- Nízký šum při zesílení.

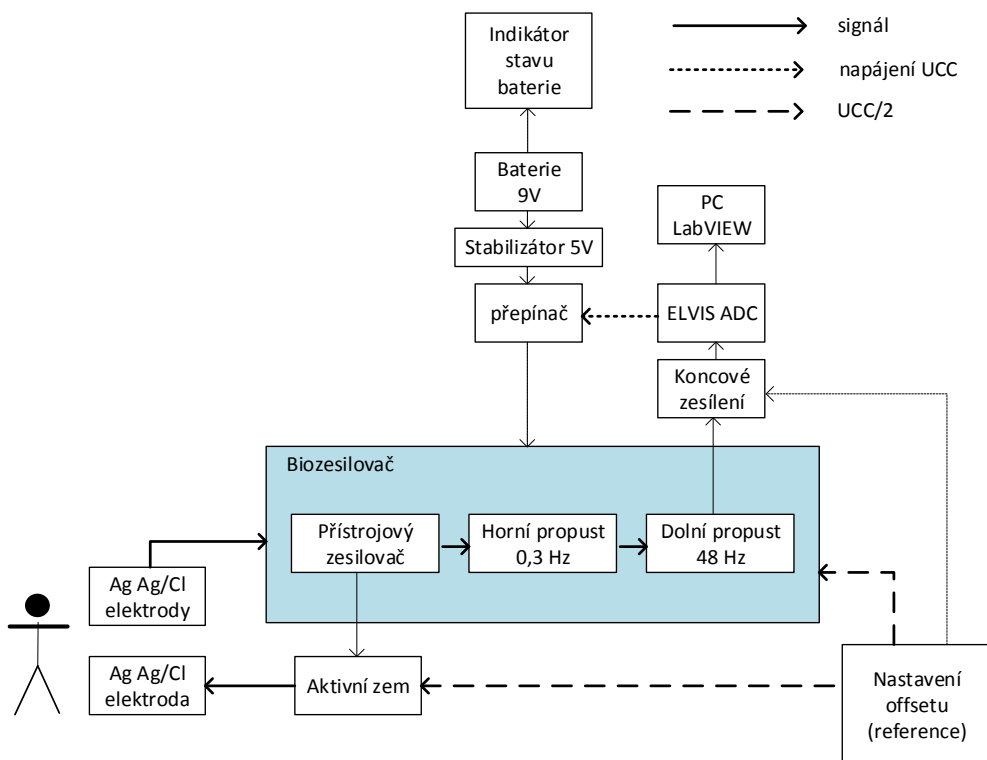
V případě přístrojového zesilovače bylo nutné ještě navíc uvažovat nízký vstupní klidový proud, vstupní odpor R_{IN} v řádu minimálně $10^6 \Omega$ a co nejvyšší hodnotu $CMRR$ ²¹ udávající poměr zesílení souhlasného signálu k diferencíálnímu, resp. kolikrát více se zesílí diferencíální signál než souhlasný.

Po zvážení všech kritérií byly z nabídky firmy Texas instrument vybrány LMC6462AIN, LMC6462BIN, OPA2336P, OPA2336PA a přístrojové zesilovače INA126P.

V zapojení jsou použity nalepovací Ag/AgCl elektrody připojené k desce skrz koaxiální kabel. Koaxiální kabel má okolo signálového vodiče izolaci, díky čemuž by nemělo dojít k znehodnocení signálu rušením zvenčí.

Na obr. 15 je blokové schéma celého měřicího řetězce. Jednotlivé bloky jsou blíže popsány v následujících kapitolách.

²¹ *Common mode rejection ratio*. Poměr zesílení souhlasného signálu k šumu.



Obr. 15 Blokové schéma měřícího řetězce

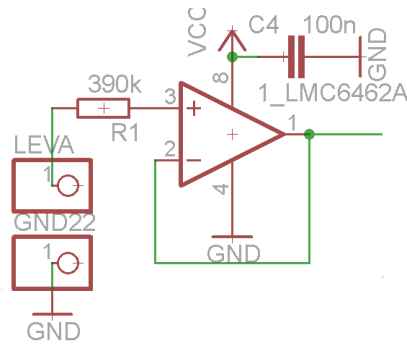
6.2 Napěťový sledovač

Takovéto zapojení operačního zesilovače pracuje jako převodník impedance. Napěťový sledovač má ze všech možných zapojení OZ největší vstupní odpor a téměř nulový výstupní odpor. Izoluje zdroje napětí o vysokém výstupním odporu (tzv. „měkké zdroje“, které nejsou zdrojem proudu) od vstupů s nízkou impedancí. Ve výsledku tak zapojení nijak neovlivňuje předchozí části (pacienta nijak elektricky nezatížíme) a dodává poměrně velký výstupní výkon.

Díky velké vstupní impedanci operačního zesilovače je možné úbytek na jeho vnitřním odporu zanedbat. Hodnota měřeného napětí se tak bude blížit hodnotě generované zdrojem biosignálu. Velká vstupní impedance také eliminuje přechodový odpor elektrod.

Na obr. 16 je zapojení OZ jako napěťového sledovače. Kondenzátor C4 slouží k vyhlazení případných napěťových špiček z napájení. Odpor R1 je ochranný rezistor k omezení proudu ochrannými diodami a je zvolen tak, aby proud ochrannými diodami na vstupu OZ nepřekročil výrobcem povolenou hodnotu. Piny slouží k připojení elektrod, v tomto případě pro připojení levé elektrody.

V této části ještě nedochází k žádnému zesílení signálu.



Obr. 16 Impedanční přizpůsobení

6.3 Biozesilovač

Biozesilovač je zapojení přizpůsobené pro zpracování velice slabých biologických signálů. Je tvořen předzesilovačem, filtrem typu horní propust a filtrem typu dolní propust. Pořadí jednotlivých částí není náhodné. Přístrojový zesilovač je diferenční zesilovač, který zesílí rozdíl vstupních signálů, čímž dojde k potlačení souhlasné složky signálu. Následnými filtry signál zbavíme rušení, a až takto upravený signál lze zesílit na požadovanou úroveň. V případě nedodržení posloupnosti jednotlivých bloků by mohlo dojít k saturaci operačních zesilovačů.

Zapojení biozesilovače je inspirováno zapojením biozesilovače INA226, dostupného z [13].

6.3.1 Přístrojový zesilovač

Přístrojový zesilovač je rozdílový zesilovač s uzavřenou smyčkou zpětné vazby, který zesiluje rozdíl vstupních napětí a potlačuje souhlasné napětí přivedené na vstupy. Přístrojový zesilovač tedy krom stejnosměrné složky potlačuje i všude přítomných 50 Hz. Díky parametru CMRR redukuje vliv pohybových artefaktů. [26]

Na obr. 17 je zapojení přístrojového zesilovače s INA126.

Zapojení OZ 4_LMC6462A nastavuje velikost stejnosměrné složky na výstupu INA126 tak, aby dosahovala nastaveného referenčního napětí V_{REF} . Tento OZ spolu s C8 a R21 tvoří dolní propust, která dle vztahu (1) propustí pouze 0 až 0,48 Hz.

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (1)$$

$$f_1 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 3,3 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 0,48 \text{ Hz}$$

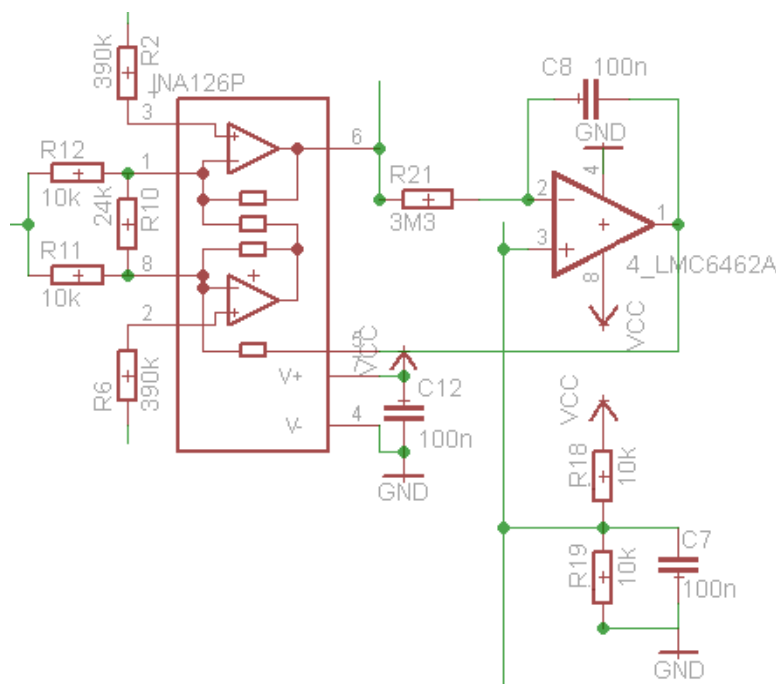
Zapojení rezistorů R18 a R19 spolu s vyhlazovacím kondenzátorem C7 představuje napěťový dělič, který nastaví pracovní bod na polovinu napájecího napětí $V_{REF} = VCC/2$, a umožní tak nesymetricky napájenému OZ co největší rozkmit. Na výstupu tak bude EOG signál pohybující se okolo stejnosměrného napětí V_{REF} . Jediným požadavkem tohoto děliče je přesné napětí vstupující do referenčního vývodu.

Odpory R2 a R6 jsou ochranné rezistory na vstupu OZ.

Odpor R10 udává zesílení přístrojového zesilovače INA126. Zesílení lze spočítat ze vztahu (2). Malá hodnota zesílení brání přesycení zesilovače stejnosměrným napětím elektrod.

$$G_{INA126} = 5 + \frac{80 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (2)$$

$$G_{INA126} = 5 + \frac{80 \cdot 10^3}{24 \cdot 10^3} = 8,3$$



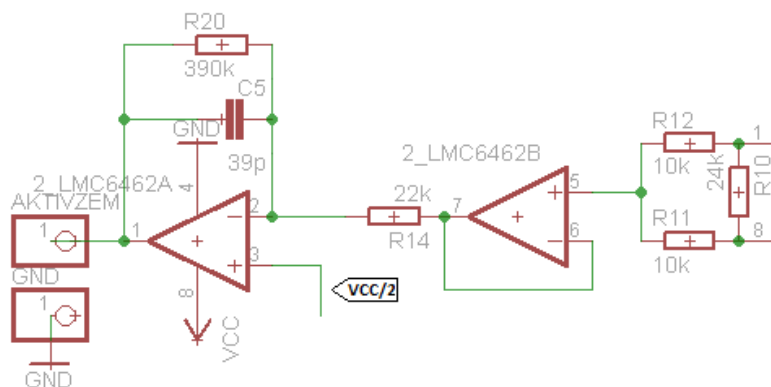
Obr. 17 Přístrojový zesilovač

6.3.2 Aktivní zem

Odpor R11 a R12, viz obr. 18, na vstupu OZ 2_LMC6462B, slouží ke zprůměrování signálu, zanikne tak rozdílová složka signálu a zůstane jen rušivá soufázová. Ta se přivede na napěťový sledovač OZ 2_LMC6462B, kde dojde k impedančnímu přizpůsobení. Přes odpor R14 pokračuje signál do invertujícího vstupu OZ 2_LMC6462A. Invertující vstup otočí polaritu signálu, do pacienta je tak přiveden signál s opačnou polaritou. Tím je vytvořena pomyslná reference, vůči které je snímána měnící se složka signálu. Toto zapojení se nazývá aktivní zem (obr. 18). Použití aktivní nuly zlepšuje potlačení souhlasných složek na vstupu diferenčního zesilovače.

OZ 2_LMC6462A dohromady s R14, R20 a C5 tvoří filtr typu dolní propust s mezním kmitočtem dopočítaným dle vztahu (1) na 10,5 kHz. Úkolem toho filtru je zachytit případné napěťové špičky.

$$f_2 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_{20} \cdot C_5} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 390 \cdot 10^3 \cdot 39 \cdot 10^{-12}} = 10,5 \text{ kHz}$$



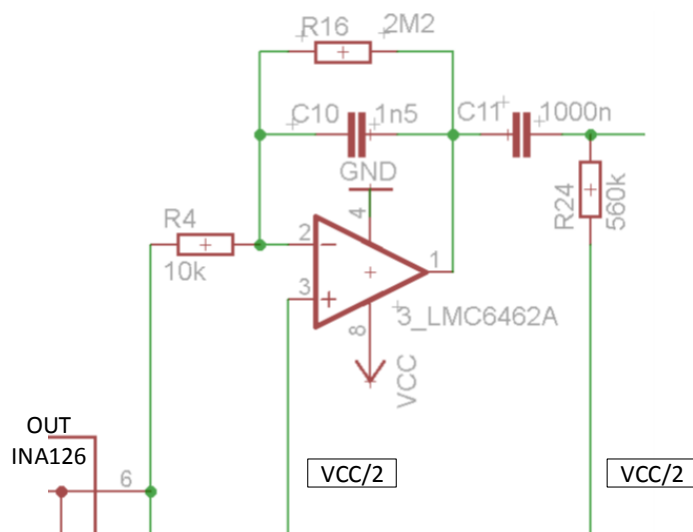
Obr. 18 Aktivní zem

6.3.3 Filtrace signálu

První z filtrů na obr 19 je aktivní filtr typu dolní propust, který je zařazen na výstup přístrojového zesilovače INA 126 s mezním kmitočtem f_{DP} , dopočítaného dle vztahu (1).

$$f_{DP} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 2,2 \cdot 10^6 \cdot 1,5 \cdot 10^{-9}} = 48,2 \text{ Hz}$$

Druhý z filtrů na obr. 19 je pasivní filtr typu horní propust. Tento filtr má mezní kmitočet nastaven na 0,28 Hz. U většiny elektrookulografů najdeme horní propust nastavenou na 0,05 Hz. Zde je vyšší mezní kmitočet nastaven kvůli eliminaci pohybových artefaktů ze signálu.



Obr. 19 Filtrace signálu

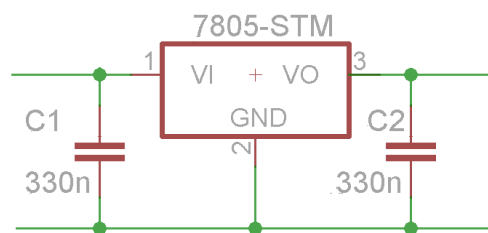
6.4 Napájení obvodu a další součásti

Pro napájení obvodu byla použita 9 V baterie nebo přímé připojení do zařízení NI ELVIS II s napěťovým výstupem 5 V. Zda je obvod napájen baterií nebo NI ELVIS II je indikováno rozsvícením příslušné zelené LED diody. V případě napájení obvodu baterií pracujeme v obvodu s napájecím napětím cirká 4,4 V, a to z důvodu poklesu napětí na stabilizátoru a díky tomu, že baterie

je měkký napěťový zdroj. Paralelně k celému zapojení je připojen indikátor stavu baterie, který začne signalizovat rozsvícením diody pokles napětí na baterii pod 6 V, což je mezní napájecí napětí pro správnou funkci zařízení při použití baterie.

6.4.1 Lineární regulátor napětí

Úkolem lineárního regulátoru je dodávat do obvodu konstantní napětí bez ohledu na napětí na vstupu. Obr. 20 znázorňuje zapojení lineárního regulátoru LM7805C, který sníží vstupní napětí a do obvodu dodá konstantní napětí 5 V. Paralelní zapojení kondenzátorů, v tomto případě kondenzátorů C1 a C2, do obvodu vyhlazuje napěťové špičky, průběh elektrického proudu je tak rovnoměrnější.



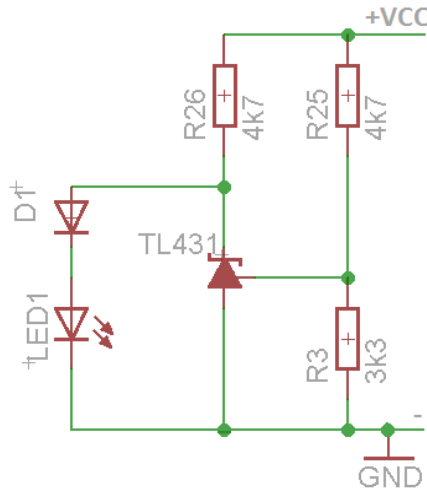
Obr. 20 Lineární regulátor napětí

6.4.2 Indikátor stavu baterie

Indikátor stavu baterie, viz obr. 21, rozsvícením červené diody LED1 indikuje pokles napájecího napětí VCC pod hranici 6 V. Schéma zapojení je převzato z [14]. Základem zapojení je obvod TL431, kladný napěťový regulátor s vnitřní referencí 2,5 V. Nejčastěji se používá právě jako napěťová reference. Velice často se tento obvod přirovnává k Zenerově diodě s nastavitelným napětím. TL431 se dále vyznačuje malým výstupním odporem 0,2 Ω a teplotní stabilitou.

Referenční napětí je zde děličem napětí (R3 a R25) nastaveno na 6 V. Reference je vztažená k anodě (GND), čímž se přes dělič stabilizuje výstup. [15]

Je-li napětí na odporu R3, resp. napětí mezi referenčním vývodem a anodou, větší než 2,5 V, proud poteče přes katodu a tím se zkratují diody. Bude-li toto napětí menší než 2,5 V, proud poteče diodami a rozsvítí se červená LED1 indikující slabou baterii. [14]

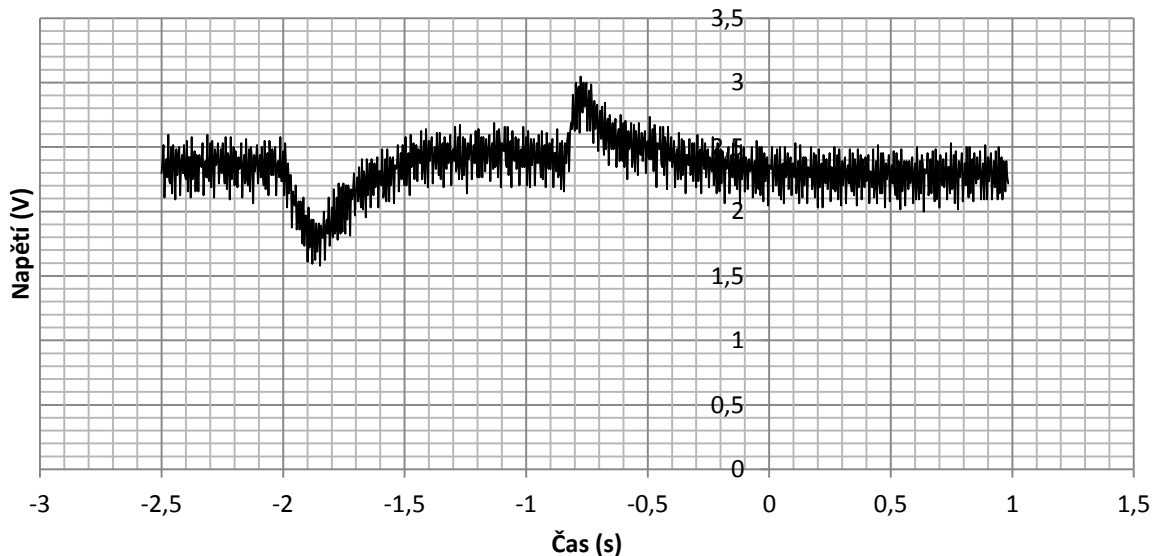


Obr. 21 Indikátor stavu baterie

6.5 Výstup analogové části obvodu

Výše popisované zapojení propouští frekvence v rozmezí 0,28 až 48 Hz. Všechny níže uvedené obrázky získaného signálu jsou z DPS získány ve vertikálním směru.

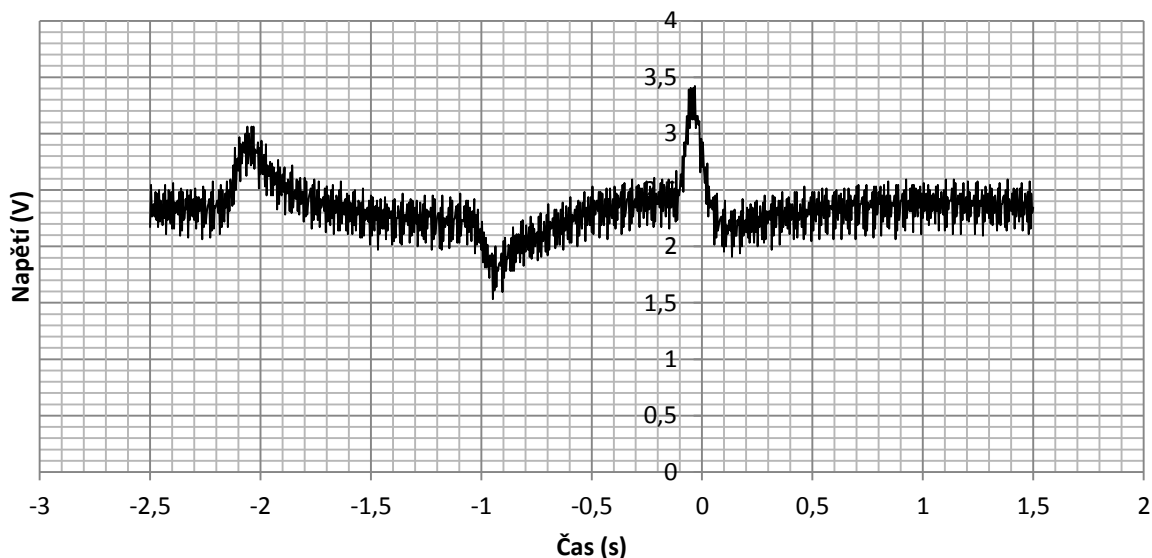
Obr. 22 zobrazuje pohled směrem dolů s výchytkou 30° od výchozí pozice oka.



Obr. 22 Graf závislosti výstupního napětí na čase při výchylce oka o 30° směrem dolů a zpět do výchozí pozice

Obr. 23 zobrazuje pohled nahoru a artefakt mrknutí. Na obr. 22 a obr. 23 je vidět, že překmit vůči stejnosměrné složce signálu nabývá opačné amplitudy o stejné velikosti jako signál vznikající při vychýlení oka z výchozí pozice. Překmit se objevuje vždy ve chvíli návratu oka do výchozí pozice (stupeň vychýlení 0°). Při návratu oka do výchozí pozice také dochází ke změně potenciálu na sítnici, oko se vychyluje o stejný úhel, ale pohybuje se opačným směrem, proto překmit nabývá opačné amplitudy. Mrknutí tak žádný takový překmit neobsahuje.

Při zapojení elektrod by signál získaný v horizontálním kanálu byl ekvivalentní s těmito signály naměřenými ve vertikálním směru. Artefakt mrkání se v horizontálním směru neprojevuje.



Obr. 23 Graf závislosti výstupního napětí na čase při výchylce oka o 30° směrem nahoru, návrat oka do výchozí pozice a mrknutí

6.6 Návrh a výroba desek plošných spojů

Návrh desek plošných spojů (dále jen DPS) byl proveden pomocí programu Eagle 6.4.0 společnosti CadSoft. Celé zapojení je rozděleno do dvou částí. Jedna DPS pro snímání vertikálního směru pohybu oka a druhá pro směr horizontální. Tyto dvě části jsou navzájem propojeny společným napájením a zapojením aktivní země. Schémata zapojení těchto dvou DPS jsou přiložena v příloze 3 a v příloze 4. Návrhy DPS jsou přiloženy v příloze 5. V příloze 6 jsou přiloženy fotografie vytvořeného zařízení.

Výroba DPS proběhla fotochemickou cestou, metodou pozitivní emulze. Tato metoda se provádí v následujících krocích [18]:

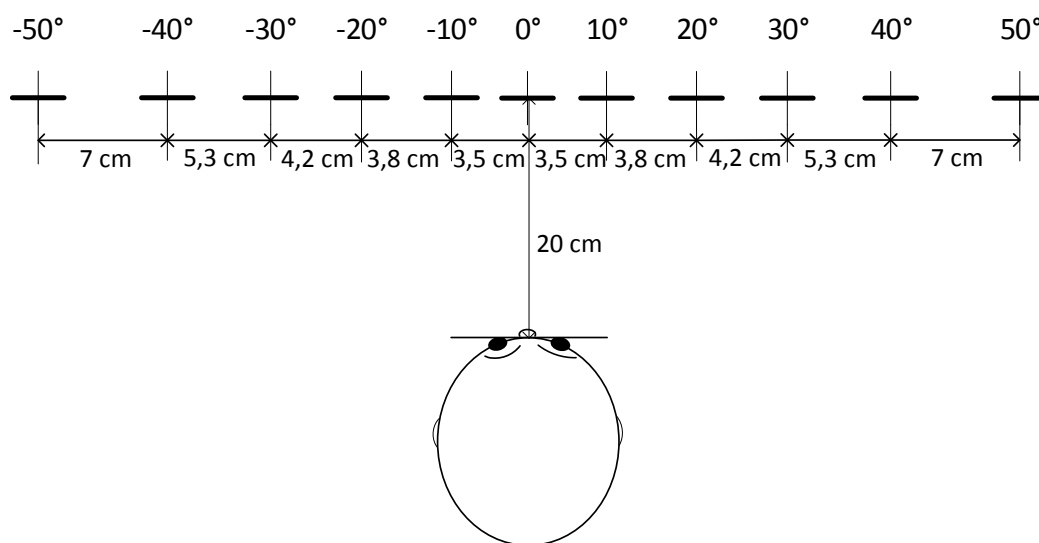
- Tisk motivu na průhlednou fólii nebo jakýkoli jiný průsvitný materiál.
- Osvětlení motivu UV lampou na desku s měděnou fólií a s vrstvou emulze citlivé na světlo.
- Vyvolání desky roztokem hydroxidu sodného NaOH, kdy se osvětlená emulze odplavuje a to, co bylo neosvětleno, zůstává.
- Leptání desky ve směsi persíranu sodného $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_8$. Někdy se používá nasycený roztok chloridu železitého FeCl_3 nebo roztok kyseliny chlorovodíkové HCl a peroxidu vodíku H_2O_2 . Desky se z lázně vytahují až po odleptání veškeré přebytečné mědi a důkladně se opláchnou.
- Odstranění ochranné vrstvy acetonem nebo lihem. Možné je také desku znovu osvětlit a vyvolat.
- Zalakování desky pájecím lakem z důvodu následné oxidace.
- Vyvrtání a osazení desky součástkami.

7 Analýza naměřených dat

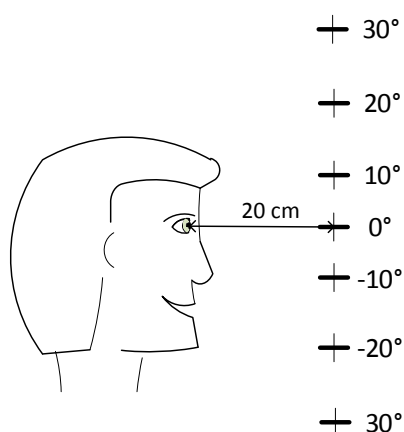
Tato kapitola je věnována statistické analýze naměřených dat s cílem určit závislost mezi napěťovou amplitudou signálu a stupněm vychýlení oka.

7.1 Měření

Měření bylo provedeno při standardním zapojení elektrod. Měřilo se v rozsahu 0° až 50° s krokem 10° ve směru horizontálním a v rozsahu 0° až 30° s krokem 10° ve směru vertikálním. Pro každý tento úhel vychýlení oka z pozice 0° bylo provedeno 11 měření. Naměřené hodnoty jsou přiloženy v příloze 1 a příloze 2. Na obr. 24 je schematický náčrt provedeného měření v horizontálním směru. Na obr. 25 je náčrt měření ve směru vertikálním.



Obr. 24 Měření ve směru horizontálním



Obr. 25 Měření ve směru vertikálním

7.2 Analýza dat

Na obr. 26 je zobrazen graf závislosti výstupního napětí na výchylce oka v horizontálním směru. Graf je proložen spojnicí trendu s určením rovnice této přímky. Získaná rovnice (5):

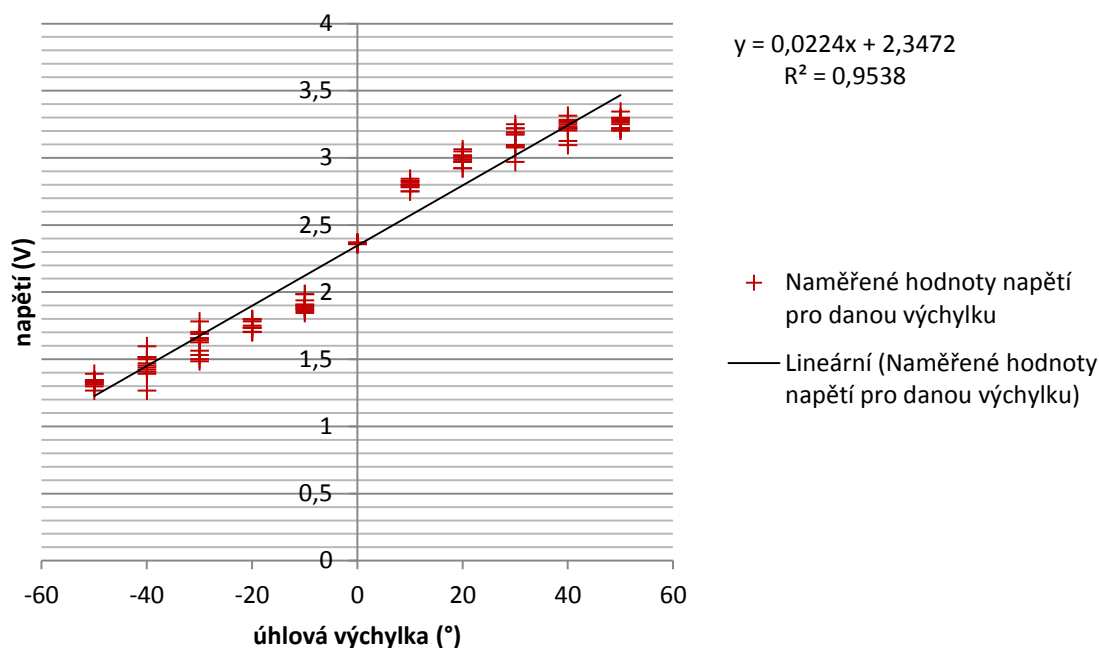
$$y = 0,0224x + 2,3472 \quad (5)$$

Kde:

x...výchylka oka (°)

y...amplituda signálu (V)

Hodnota spolehlivosti R^2 vypovídá o dobrém přizpůsobení přímky výchozím datům. Čím bližší je hodnota spolehlivosti R^2 jedné, tím je výsledek spolehlivější. Při hodnotě spolehlivosti $R^2 = 0,9538$ lze s relativně vysokou přesností tvrdit, že mezi vstupním vychýlením oka a výstupním napětím je závislost lineární.



Obr. 26 Graf závislosti výstupního napětí na stupni vychýlení oka od výchozí pozice 0° v horizontálním směru

Na obr. 27 je zobrazen graf závislosti výstupního napětí na výchylce oka ve vertikálním směru. Získaná rovnice (6):

$$y = 0,0258x + 2,3676 \quad (6)$$

Kde:

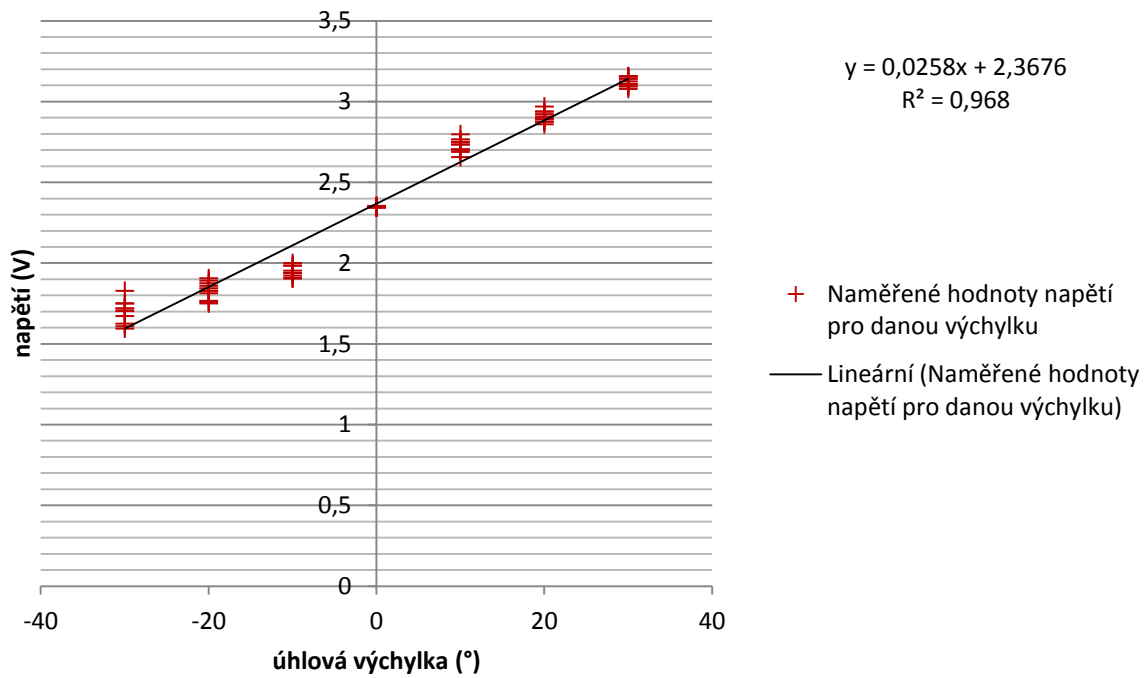
x...výchylka oka (°)

y...amplituda signálu (V)

Zde je hodnota spolehlivosti $R^2 = 0,968$. Získanou závislost mezi vstupním vychýlením oka a výstupním napětím lze taktéž považovat za lineární.

Vychýlení oka do maximálně 50° horizontálně a 30° vertikálně je určeno s ohledem na skutečnost, že toto je stupeň vychýlení oka, kdy bylo možné pohodlně po určitou dobu bod zaostřit a sledovat jej.

Tato analýza potvrdila teoretický předpoklad z kapitoly 3. 5, že závislost výstupního napětí na vstupním vychýlení oka je ve výše zmíněném rozsahu vychýlení oka lineární.



Obr. 27 Graf závislosti výstupního napětí na stupni vychýlení oka od výchozí pozice 0° ve vertikálním směru

8 Návrh a realizace softwarové části

Cílem této části bylo vytvořit vizualizační software k laboratorní úloze pro měření EOG signálu. Software je vytvořen v programu LabVIEW 2011 společnosti National Instrument. V této kapitole budou popsány nejdůležitější bloky zisku a zpracování signálu. Náhled do uživatelského prostředí pak umožňuje následující kapitola 8.

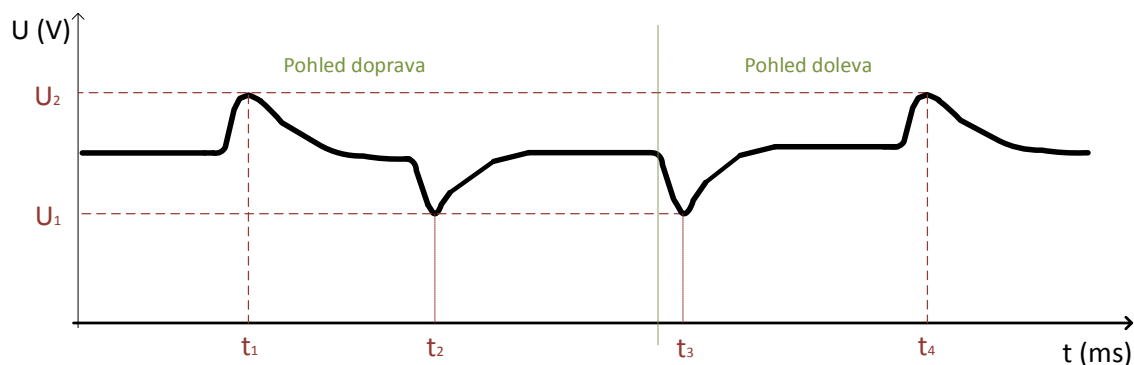
Pro propojení vytvořeného HW s počítačem je využito zařízení NI ELVIS II, které obsahuje mimo jiné vstupy pro analogový signál a umožňuje napájet desku 5 V přímo z tohoto zařízení. Není tedy nutné mít vždy připojenou baterii.

V případě, že je fungování programu vysvětleno pouze pro jeden směr vychýlování oka, pak zpracování opačného směru je totožné.

8.1 Hlavní myšlenka fungování programu

Obr. 28 schematicky znázorňuje princip činnosti softwaru. Na obrázku je schematicky nakreslen signál získaný při pohledu nahoru a pohledu dolů. V případě, že pozice maxima je menší než pozice minima, resp. $t_1 < t_2$, potom se jedná o pohled nahoru, resp. doprava. Zda se jedná o pohled nahoru nebo doprava určíme vybráním příslušného kanálu AI0/AI1. Naopak, když pozice minima je menší než pozice maxima, resp. $t_3 < t_4$, jedná se o pohled dolů, resp. doleva.

Z amplitudy signálu vznikajícího při vychýlení oka, tedy z bodů daných souřadnicemi $[t_1; U_2]$ a $[t_3; U_1]$ lze díky získané rovnici (viz kapitola 6. 6) spočítat úhel vychýlení oka. Z rozdílu pozice maxima a minima, tedy $t_2 - t_1$, by pak bylo možné určit dobu trvání pohledu.



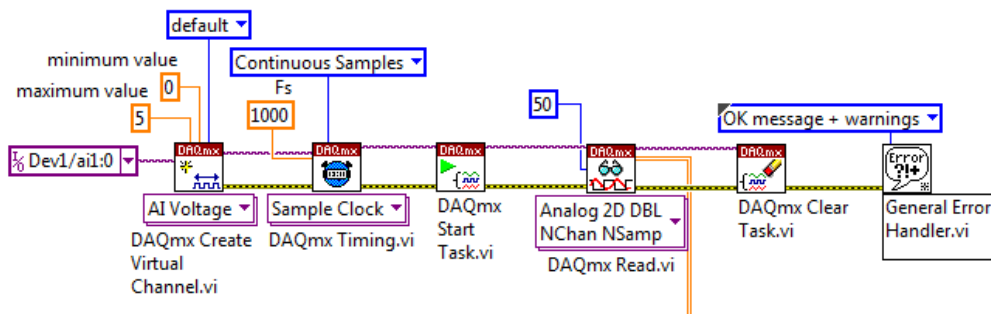
Obr. 28 Schematický náčrt signálu při pohledu nahoru a dolů

8.2 Zisk signálu z NI ELVIS II

Na obr. 29 je zobrazen celý řetězec pro zisk signálu z NI ELVIS II. Cesta signálu začíná vytvořením virtuálního kanálu pro zisk napěťového signálu. Na vstup tohoto bloku je přiveden signál z požadovaného analogového vstupu NI ELVIS II (dále jen AI). Dále je zde nastaven rozsah, v jakém se bude vstupní napětí pohybovat, a konfigurace tohoto kanálu, která je defaultně nastavena na RSE (*Reference single ended mode*), měření signálu vůči zemi.

V následujících dvou blocích je nastaveno kontinuální vzorkování signálu s frekvencí 1 kHz a zahájení měření. Následuje nastavení způsobu čtení měřených dat. V tomto bloku je nastaveno

snímání analogového signálu z více kanálů a načítání jako 2D pole po 50 vzorcích. Blok DAQmx Clear Task.vi po skončení úlohy vymaže veškerá získaná data, aby se zabránilo zbytečnému plnění paměti. Poslední blok zobrazuje případné chyby při načítání dat.

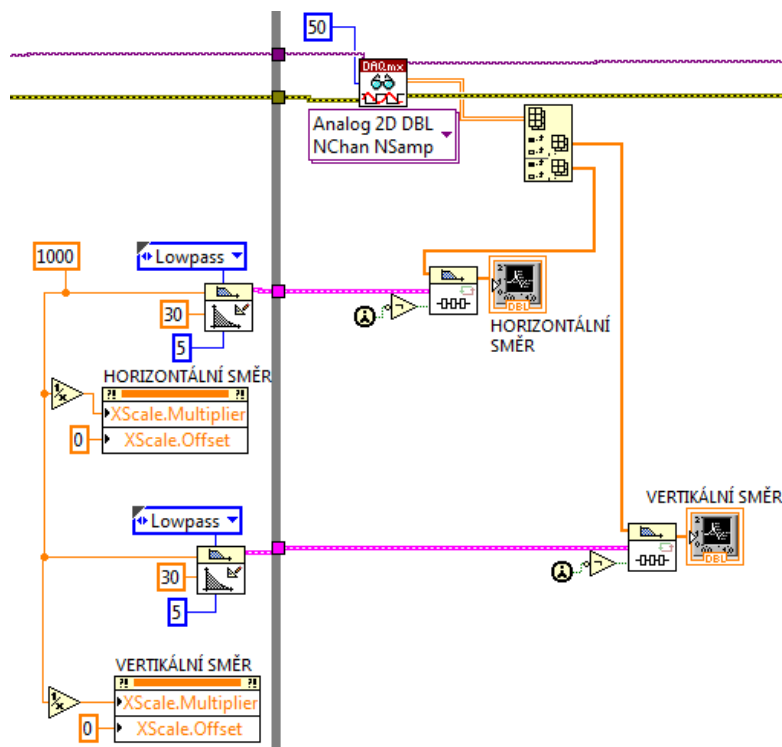


Obr. 29 Získ signálu z NI ELVIS II

8.3 Filtrace signálu

Z důvodu značného „roztřesení“ signálu bylo nutné signál ještě digitálně vyfiltrovat. Filtrace signálu zde probíhá IIR filtrem 5. řádu typu dolní propust, který je vzhledem k použité frekvenci a řádu filtru stabilní.

Na obr. 30 je zobrazeno načítání získaných dat do 2D pole, které je dále rozděleno na data z jednotlivých kanálů. Ve výsledku tak máme oddělena data z jednotlivých kanálů. Tato data jsou přivedena k DP filtru s frekvencí 30 Hz a vzorkovací frekvencí 1 kHz. Vyfiltrovaný signál je pak zobrazen v blocích Waveform Chartu, resp. v blocích horizontální směr a vertikální směr.



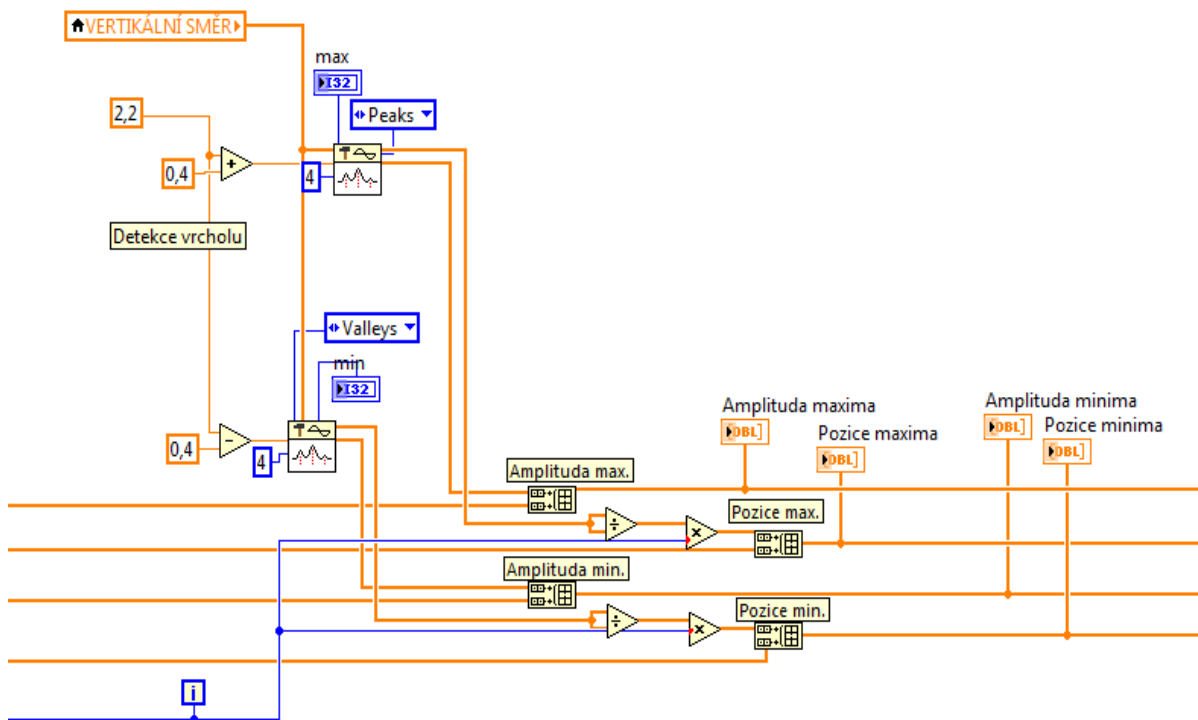
Obr. 30 Filtrace signálu a jeho zobrazení

8.4 Detekce vrcholů

Níže uvedený obr. 31 zobrazuje část programu detekující kladné a záporné výchylky signálu ve vertikálním směru (horizontální směr se řeší totožným způsobem). Nejdůležitějšími bloky této části jsou bloky Peaks detection a Valleys detection, které zachycují veškeré hodnoty maxim/minim signálu nad/pod nastaveným prahem, tedy nad 2,6 V a pod 1,8 V. Při nulovém vychýlení oka se napěťová hladina pohybuje okolo 2,2 V. Nastavení prahů je zde z důvodu snížení citlivosti programu tak, aby nezachycoval výchylky oka menší než 10°. Výstupem těchto bloků je amplituda a pozice každého vrcholu. Indikátory max a min zobrazují počet nalezených maxim/minim a jsou zde jen pro kontrolu.

Blok s popisem Amplituda max. spojuje do jednoho pole hodnoty amplitud z výstupu Peak detektoru a hodnoty z shift registru. Tímto docílíme toho, že nová hodnota se vždy zobrazí na 1. pozici v poli a ostatní hodnoty se ukládají za ni.

Blok s popisem Pozice max. vrací relativní pozici vrcholu. V každé smyčce program přečte výše zmíněných 50 hodnot. Vzhledem k tomu, že osa x ve Waweform chartu se načítá kontinuálně, tak není žádoucí, aby pozice vrcholu nabývaly hodnot od 1 do 50. Aby byly vrcholy detekovány opravdu za sebou, je hodnota pozice vrcholu vycházející z bloku vydělena sebe sama, tzn. rovna 1 a vynásobená iteračním číslem i .



Obr. 31 Detekce vrcholů a zobrazení jejich amplitudy, pozice

Získané hodnoty amplitudy maxima a pozice maxima jsou sloučeny do jednoho pole, aby studenti při laboratorní úloze přímo viděli souřadnice vrcholu a eliminovaly se tak chyby vzniklé roztřesením křivky, kdy program pro jednu výchylku detekuje více lokálních extrémů.

Uživatelské prostředí výše uvedených částí programu, tzn. zobrazení signálu a zobrazení souřadnic extrémů je uvedeno v následující kapitole na obr. 35.

8.5 Přepočet amplitudy signálu na úhel vychýlení oka

Prvním krokem pro získání úhlu vychýlení oka od výchozí pozice 0° je zadání rovnice (7) do programu. Je to jedna z rovnic získaná v kapitole 7.2 a vyjadřující lineární závislost napěťové hladiny signálu a stupně vychýlení oka.

$$y = 0,0258x + 2,3676 \quad (7)$$

Kde:

x...úhel vychýlení oka ($^\circ$)

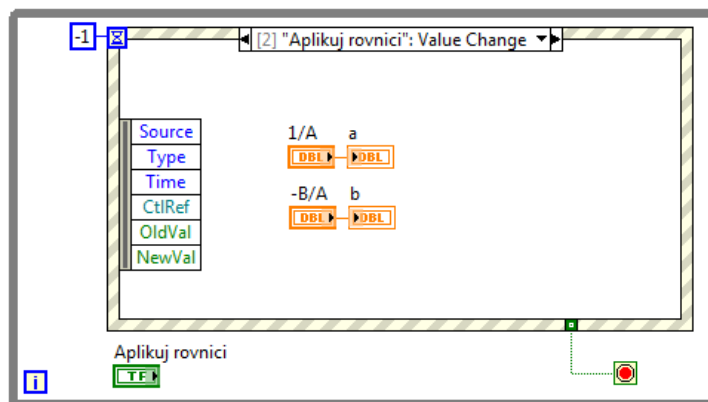
y... amplituda signálu (V)

Po vyjádření úhlu vychýlení oka z rovnice (7):

$$x = 38,8 \cdot y - 91,8$$

A tyto koeficienty 38,8 a - 91,8, které po vyjádření odpovídají podílu $\frac{1}{A}$ a podílu $-\frac{B}{A}$ z rovnice (7), jsou zadány do programu.

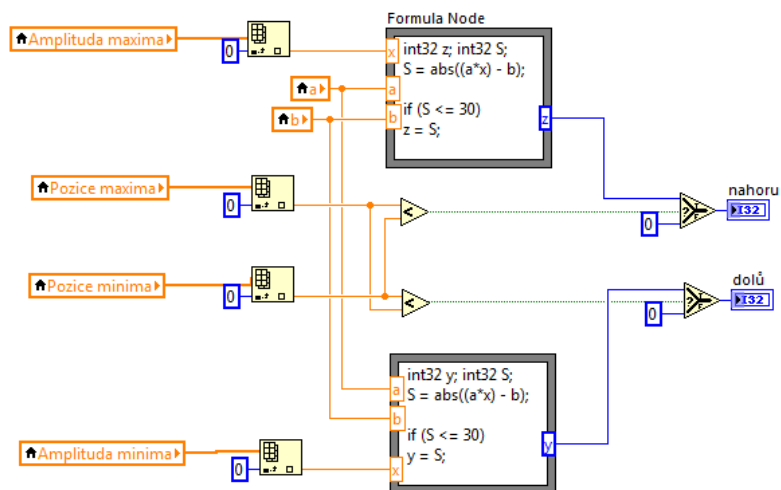
Ve výsledné laboratorní úloze budou tuto rovnici určovat studenti sami. Zadání koeficientů této rovnice do programu je řešeno strukturou Event structure, obr. 32, která začne svou úlohu plnit až po vykonání zadané události, v tomto případě je to stisk tlačítka „Aplikuj rovnici“. Po stisku tlačítka uloží zadané koeficienty do proměnných a , b .



Obr. 32 Zadání koeficientů

Na obr. 33 je už vlastní výpočet stupně vychýlení oka. Na vstupy bloku Formula Node, který umožňuje zadání výrazu podobně jako v programovacím jazyce C, jsou přivedeny výše zmíněné proměnné a , b a amplituda signálu x , což je hodnota peaku, tedy maxima vychýlení oka. Po dosazení těchto proměnných do obecného předpisu lineární rovnice je získána velikost výchylky oka. Vypočítaný úhel se zobrazí až po porovnání pozic maxima a minima signálu (viz. kapitola 8. 1).

Potvrzená lineární závislost je omezena 30° vychýlení oka od výchozí pozice ve vertikálním směru a 50° ve směru horizontálním, viz kapitola 6. 6. Proto program větší hodnotu než 30° , resp. 50° nezobrazí.

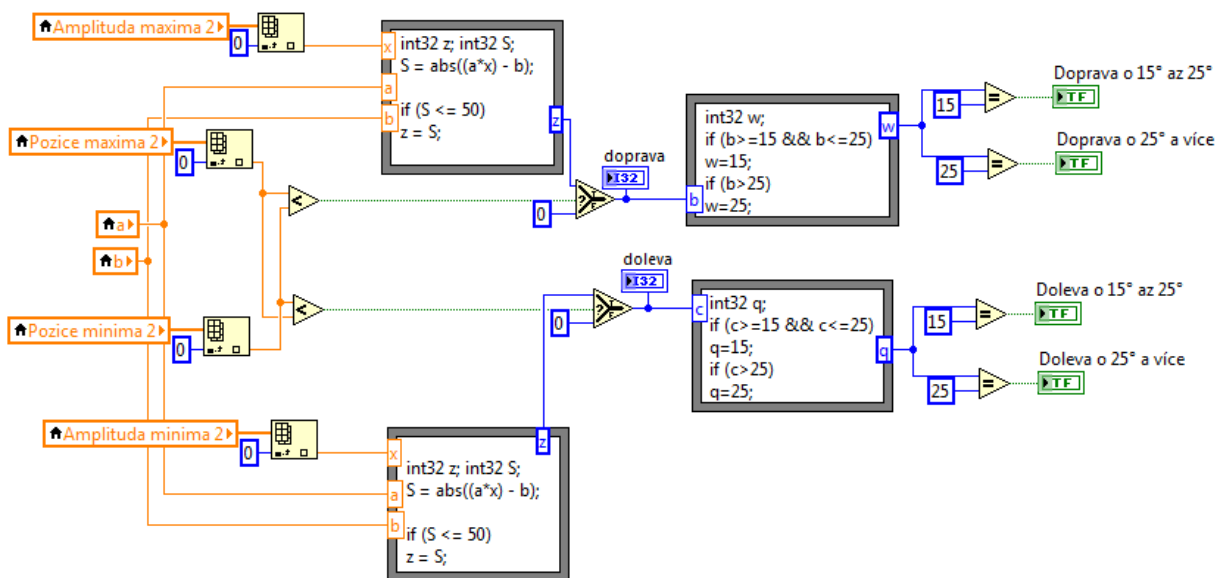


Obr. 33 Výpočet stupně vychýlení oka

8.6 Rozsvěcování LED diod v závislosti na stupni vychýlení oka

Poslední část programu slouží pro rozsvěcování softwarových LED vytvořených v programu LabVIEW pohyby očí.

Po určení úhlu vychýlení oka následuje další blok Formula node, viz. obr. 34, kde je signál rozdělen do dvou úrovní. Jedna zachycuje jemnější pohyby oka, druhá pak pohyby vyžadující jisté úsilí.



Obr. 34 Nastavení rozsvěcování LED diod v závislosti na stupni vychýlení oka

9 Laboratorní úloha, uživatelské prostředí vizualizačního softwaru

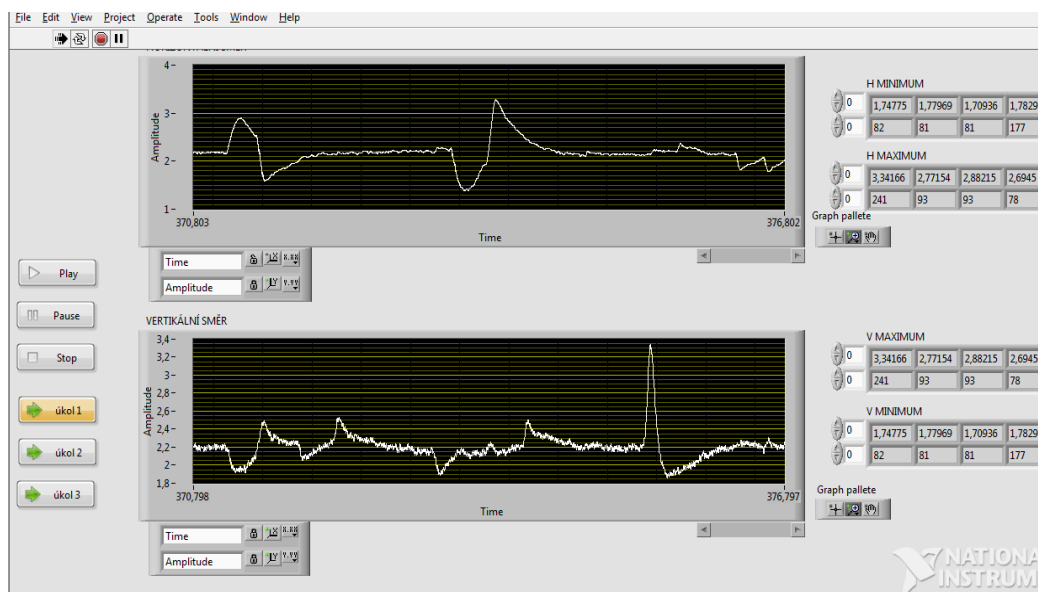
Jednotlivé úkoly jsou popsány jako zadání laboratorní úlohy s ukázkou uživatelského prostředí programu. V každém úkolu jsou zobrazeny jen ty bloky, které jsou v daném úkolu potřebné.

Tato laboratorní úloha vyžaduje co možná největší soustředění. Zařízení zachytává opravdu každý pohyb oka. V každém případě je nutné mít zapojeny všechny elektrody.

9.1 Úkol č. 1: Určení závislosti amplitudy signálu na stupni vychýlení oka

1. Připojte zařízení k NI ELVIS II. OUT1 do AI0 a OUT2 do AI1.
2. Vyberte si směr, ze kterého chcete určit rovnici závislosti amplitudy signálu na stupni vychýlení oka.
3. Zvolte si vzdálenost, ze které budete měřit. Na zed' si pak umístěte značky pro jednotlivé úhly pohledu z této vzdálenosti.
4. Spusťte program a úkol 1.
5. Z daného směru změřte amplitudu signálu alespoň pro 4 různé úhly vychýlení oka od výchozí pozice 0°. Pro každý úhel proveďte alespoň 5 měření.

Pro přesně odečtení amplitudy signálu použijte přiblížení signálu z Graph Palette. V případě, že křivka není příliš rozřesená a jste schopni hodnoty z pole správně odečíst, můžete použít pole minimum/maximum, viz obr. 35.



Obr. 35 Uživatelské prostředí úkolu č. 1

9.2 Úkol č. 2: Zpětné ověření přesnosti měření

1. Naměřené hodnoty zadejte do přiloženého .xls souboru. Odečtěte rovnici přímky (vpravo nahoře vedle grafu). Získaná rovnice je ve tvaru:

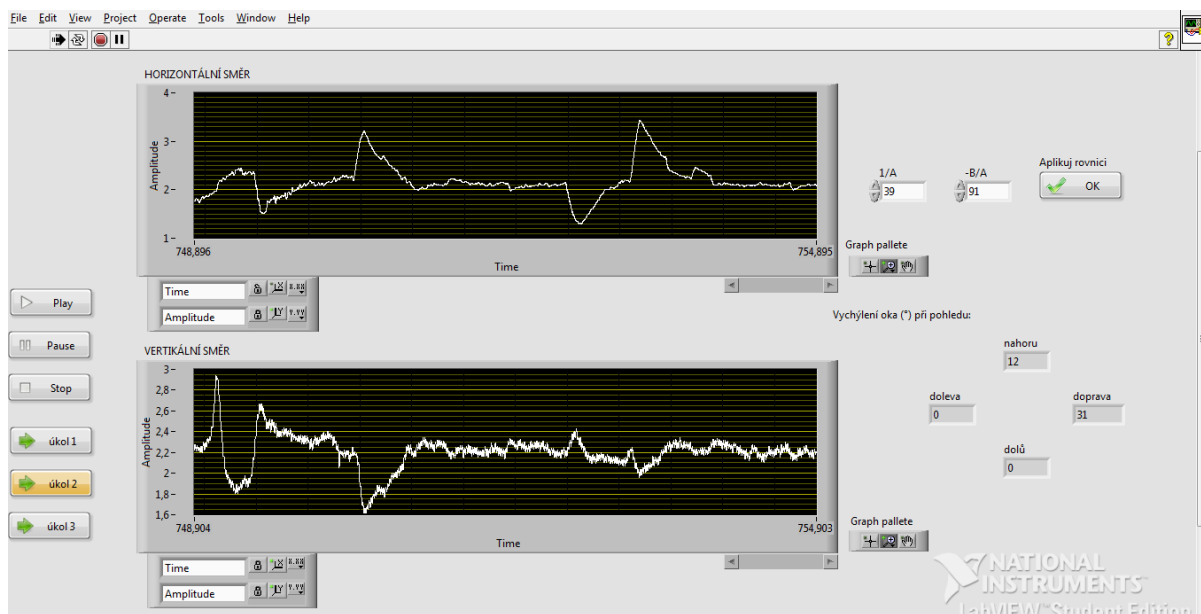
$$y = ax + b$$

kde:

y ... amplituda signálu (V)

x ... úhel (°)

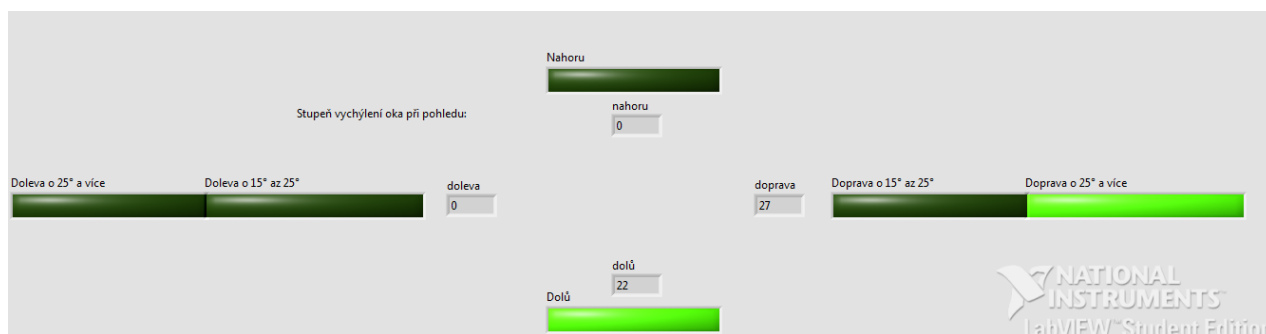
- Získané koeficienty A, B zadejte do programu LabVIEW, viz obr. 36. Po zadání těchto koeficientů začne program počítat stupeň vychýlení oka od výchozí pozice 0°. Uvědomte si, že po programu chcete, aby vám spočítal úhel vychýlení oka. Tzn. nezapomeňte z rovnice vyjádřit x a až poté zadat koeficienty do programu. Rovnice je totožná pro směr vertikální i horizontální.
- Sledováním libovolných vyznačených bodů na zdi vidíte přesnost vašeho měření.



Obr. 36 Uživatelské prostředí úlohy č. 2

9.3 Úkol č. 3: Rozsvěcování LED

- Vyzkoušejte si ovládání jednoduché aplikace pohybem očí. Ovládání rozsvěcování diod v jednotlivých směrech je řešeno zvlášť pro jednotlivé kanály. Nutno tedy počítat s tím, že program si drží poslední změřenou hodnotu extrému, tzn. obr. 37 nezobrazuje pohled doprava dolů, ale pohled doprava a pohled dolů.



Obr. 37 Uživatelské prostředí úlohy č. 3

10 Závěr

Bakalářská práce je zaměřena na detekci pohybu očí metodou elektrookulografie. Cílem práce bylo vytvořit laboratorní úlohu a dostat tak tuto stále se rozvíjející metodu do podvědomí studentů.

V prvních kapitolách byly objasněny veškeré teoretické znalosti potřebné pro úspěšné zvládnutí praktické části a tato metoda byla porovnána s dalšími metodami detekce pohybu očí. Jedna z kapitol teoretické části je rešeršní práce, kde jsou shrnuty nejnovější poznatky v této oblasti.

Praktická část je věnována návrhu elektrookulografu, tvorbě DPS, měření a základní analýze získaného EOG signálu. Dále pak tvorbě vizualizačního softwaru, který počítá stupeň vychýlení oka a umožňuje ovládat jednoduchou aplikaci pohybem očí, tj. rozsvěcovat LED.

Základem navrhovaného elektrookulografu je biozesilovač v zapojení s aktivní zemí. Nevýhodou použití aktivní země se zdál být překmit signálu pod úroveň DC napětí při návratu oka do výchozí pozice. V závěru toto ale nepředstavovalo žádný větší problém, a jediným neduhem tohoto zapojení je výsledná „roztřesenost“ křivky, která představuje pro další zpracování značné omezení a zůstává tak výzvou k další práci.

Tvorba bakalářské práce pro mě byla obrovskou zkušeností. Nejen, že jsem si vyzkoušela řešení složitějšího úkolu, ale naučila jsem se vyhledávat informace především v odborných člancích a získala jsem spoustu odborných a praktických dovedností.

11 Použitá literatura

Publikace

- [1] J. SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1992, 204 s. ISBN 80-010-0884-3
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 140 s. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.

Akademické práce

- [4] FEJGL, Martin. *Fokusace očí na charakteristické prvky vizuálního vjemu* [online]. Brno, 2011 [cit. 2013-04-09]. 68 l. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/16792/Diplomov%a1_pr%a1ce.pdf?sequence=1. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [5] NOVÁK, Josef. *Vliv očních pohybů na EEG signál* [online]. Praha, 2012 [cit. 2013-04-03]. Dostupné z: <http://cyber.felk.cvut.cz/research/theses/papers/280.pdf>. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [6] ZENKLOVÁ, Marta. *Elektrofyzilogické vyšetřovací metody a jejich využití v oftalmologii* [online]. Brno, 2008 [cit. 2013-03-29]. 45 l. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/176824/lf_b/bc-text.txt. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně.
- [7] PUNKO, Alexey. *Fyziologie a patologie očních pohybů* [online]. Brno, 2007 [cit. 2013-03-28]. 76 l. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/142408/lf_b/Bakalarska_prace.txt. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně

Elektronické zdroje

- [8] Sofistikované techniky vyšetření sítnice. *Zdravotnické noviny* [online]. 2001 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/archiv/priloha-lekarske-listy/?id=3293>
- [9] Okohybné svaly. *Očný orgán* [online]. 2010 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: <http://ocnyorgan.meu.zoznam.sk/news/a0kohybne-svaly/>
- [10] Bioelektrické jevy a jejich měření. In: [online]. [cit. 2013-04-23]. Dostupné z: http://magnerovci.com/prednaska_7.pdf
- [11] Anatomie lidského oka. *OPTIKA Hana Šafariková* [online]. 2012 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: <http://www.optika-safarikova.cz/oko.html>
- [12] Jednoduchý indikátor napětí baterie. *OK1CDJ blog* [online]. [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: <http://blog.ok1cdj.com/2011/12/jednoduchy-indikator-napeti-baterie.html>

- [13] Getting the most out of your instrumentation amplifier design. *Analog Applications Journal* [online]. 2005 [cit. 2014-01-19].
- [14] Jednoduchý indikátor napětí baterie. *OKICDJ blog* [online]. 2011 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://blog.ok1cdj.com/2011/12/jednoduchy-indikator-napeti-baterie.html>
- [15] Regulator TL431+Mosfet tranzistor. *Audioweb.cz* [online]. 2010 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://www.audioweb.cz/viewtopic.php?id=10910>
- [16] Disabilities and rehabilitation: Wheelchair Service Training Package - Basic level. *World Health Organization* [online]. 2012 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://www.who.int/disabilities/technology/wheelchairpackage/en/>
- [17] Fáze spánku. *My Sleep blog* [online]. 2011 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://www.mysleep.cz/faze-spanku>
- [18] Domácí výroba plošných spojů fotocestou. In: *DH Servis* [online]. 2002 - 2014 [cit. 2014-04-9]. Dostupné z: http://www.dhservis.cz/dalsi_1/pcb.htm

Články

- [19] Mingmin Yan; Tamura, Hiroki; Tanno, Koichi, "Development of mouse cursor control system using electrooculogram signals and its applications in revised hasegawa dementia scale task," *World Automation Congress (WAC), 2012*, vol., no., pp.1,6, 24-28 June 2012
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6320901&isnumber=6320876>
- [20] Yun Seong Kim; Haet Bit Lee; Jung Soo Kim; Hyun Jae Baek; Myung Suk Ryu; Kwang Suk Park, "ECG, EOG detection from helmet based system," *Information Technology Applications in Biomedicine, 2007. ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on*, vol., no., pp.191,193, 8-11 Nov. 2007
doi: 10.1109/ITAB.2007.4407378
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4407378&isnumber=4407344>
- [21] Hendi, S.F.; Hussain, A.; Samad, S.A.; Thum Chia Chieh; Mustafa, M.M., "Automatic Determination of Sleep-Wake States from EOG Signals using Fusion Technique," *Information and Communication Technologies, 2006. ICTTA '06. 2nd*, vol.1, no., pp.1165,1169, 0-0 0
doi: 10.1109/ICTTA.2006.1684539
keywords: {electro-oculography;feature extraction;medical signal processing;sleep;EOG based signal
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1684539&isnumber=35470>
- [22] Ahlstrom, C.; Kircher, K.; Fors, C.; Dukic, T.; Patten, C.; Anund, A., "Measuring Driver Impairments: Sleepiness, Distraction, and Workload," *Pulse, IEEE*, vol.3, no.2, pp.22,30, March 2012
doi: 10.1109/MPUL.2011.2181020
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6173094&isnumber=6173090>
- [23] Tamura, H.; Miyashita, M.; Tanno, K.; Fuse, Y., "Mouse cursor control system using electrooculogram signals," *World Automation Congress (WAC), 2010*, vol., no., pp.1,6, 19-23 Sept. 2010
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5665654&isnumber=5665275>

[24] Yaoyao Hao; Controzzi, M.; Cipriani, C.; Popovic, D.B.; Xin Yang; Weidong Chen; Xiaoxiang Zheng; Carrozza, M.C., "Controlling Hand-Assistive Devices: Utilizing Electrooculography as a Substitute for Vision," *Robotics & Automation Magazine, IEEE*, vol.20, no.1, pp.40,52, March 2013

doi: 10.1109/MRA.2012.2229949

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6476693&isnumber=6476674>

[25] Venkataramanan, S.; Prabhat, P.; Choudhury, S.R.; Nemade, H.B.; Sahambi, J. S., "Biomedical instrumentation based on electrooculogram (EOG) signal processing and application to a hospital alarm system," *Intelligent Sensing and Information Processing, 2005. Proceedings of 2005 International Conference on*, vol., no., pp.535,540, 4-7 Jan. 2005

doi: 10.1109/ICISIP.2005.1529512

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1529512&isnumber=32656>

[26] CHOUDHURY, Shubhodeep Roy, et al. Design and development of a novel EOG biopotential amplifier. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 2005, 7.1: 271-274.

[27] SEREF, Onur, O KUNDAKCIOGLU a P PARDALOS. AIP conference proceedings: Gainesville, Florida, U.S.A., 28-30 March 2007 [online]. Melville, N.Y.: American Institute of Physics, c2007, ix, 318 p.: [cit. 2013-04-16]. AIP conference proceedings, no. 953. ISBN 0094-243X. Dostupné z:

http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?page=1&qid=1&log_event=yes&viewType=fullRecord&SID=N1662o52co7e8g3baN1&product=WOS&doc=1&search_mode=GeneralSearch

[28] Nathan, D.S.; Vinod, A.P.; Thomas, K.P., "An electrooculogram based assistive communication system with improved speed and accuracy using multi-directional eye movements," *Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2012 35th International Conference on*, vol., no., pp.554,558, 3-4 July 2012

doi: 10.1109/TSP.2012.6256356

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6256356&isnumber=6256179>

[29] Ubeda, A.; Iañez, E.; Azorin, J.M., "Wireless and Portable EOG-Based Interface for Assisting Disabled People," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol.16, no.5, pp.870,873, Oct. 2011

doi: 10.1109/TMECH.2011.2160354

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5957298&isnumber=6006642>

[30] Garcia-Molina, G.; Abtahi, F.; Lagares-Lemos, M., "Automated NREM sleep staging using the Electro-oculogram: A pilot study," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.2255,2258, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012

doi: 10.1109/EMBC.2012.6346411

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6346411&isnumber=6345844>

[31] Christensen, J.A.E.; Frandsen, R.; Kempfner, J.; Arvastson, L.; Christensen, S.R.; Jennum, P.; Sorensen, H.B.D., "Separation of Parkinson's patients in early and mature stages from control subjects using one EOG channel," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.2941,2944, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012

doi: 10.1109/EMBC.2012.6346580

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6346580&isnumber=6345844>

[32] FEJTOVÁ, Marcela. Může být oko novým ovládacím prvkem?. In: *Automa: časopis pro automatizační techniku* [online]. Praha: FCC Public, 2008 [cit. 2013-04-02]. ISSN 1210-9592. Dostupné z: http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=38240

[33] Chung-Hsien Kuo; Yi-Chang Chan; Hung-Chyun Chou; Jia-Wun Siao, "Eyeglasses based electrooculography human-wheelchair interface," *Systems, Man and Cybernetics, 2009. SMC 2009. IEEE International Conference on*, vol., no., pp. 4746,4751, 11-14 Oct. 2009
doi: 10.1109/ICSMC.2009.5346087
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5346087&isnumber=5345886>

[34] Al-Haddad, A.; Sudirman, R.; Omar, C.; Koo Yin Hui; bin Jimin, M. R., "Wheelchair motion control guide using eye gaze and blinks based on bug 2 algorithm," *Information Science and Digital Content Technology (ICIDT), 2012 8th International Conference on*, vol. 2, no., pp. 438,443, 26-28 June 2012
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6269309&isnumber=6269264>

[35] Harun, H.; Mansor, W., "EOG signal detection for home appliances activation," *Signal Processing & Its Applications, 2009. CSPA 2009. 5th International Colloquium on*, vol., no., pp. 195,197, 6-8 March 2009
doi: 10.1109/CSPA.2009.5069215
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5069215&isnumber=5069167>

[36] Rapela, J.; Tsong-Yan Lin; Westerfield, M.; Tzyy-Ping Jung; Townsend, J., "Assisting autistic children with wireless EOG technology," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.3504,3506, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012
doi: 10.1109/EMBC.2012.6346721
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6346721&isnumber=6345844>

12 Seznam obrázků

Obr. 1 Anatomie oka [11].....	3
Obr. 2 Osy otáčení oka [4]	3
Obr. 3 Svaly umožňující pohyb oka [9]	4
Obr. 4 Schéma rozdělení očních pohybů.....	4
Obr. 5 Snímání potenciálů	7
Obr. 6 Změny EOG signálu v závislosti na pohybu očního bulbu	8
Obr. 7 (a) Rozmístění povrchových elektrod, (b) fotografie EOG modulu a dobrovolníka s tímto modulem [33]	13
Obr. 8 Blokové schéma kontrolního mechanismu pro směr pohybu vozíku [33].....	13
Obr. 9 Virtuální mapa navigačního procesu [34]	14
Obr. 10 Virtuální mapa navigačního procesu [34]	14
Obr. 11 Změna úhlu pohledu v závislosti na změně pozice subjektu [35]	15
Obr. 12 QWERTY design virtuální klávesnice [28]	16
Obr. 14 Schéma algoritmu (vlevo), vliv jednotlivých kroků algoritmu na signál (vpravo) [29].....	17
Obr. 13 Navrhovaný design klávesnice [28]	17
Obr. 15 Blokové schéma měřicího řetězce.....	21
Obr. 16 Impedanční přizpůsobení	22
Obr. 17 Přístrojový zesilovač	23
Obr. 19 Filtrace signálu.....	24
Obr. 18 Aktivní zem.....	24
Obr. 20 Lineární regulátor napětí	25
Obr. 22 Graf závislosti výstupního napětí na čase při výchylce oka o 30° směrem dolů a zpět do výchozí pozice	26
Obr. 21 Indikátor stavu baterie.....	26
Obr. 23 Graf závislosti výstupního napětí na čase při výchylce oka o 30° směrem nahoru, návrat oka do výchozí pozice a mrknutí.....	27
Obr. 25 Měření ve směru vertikálním	28
Obr. 24 Měření ve směru horizontálním	28
Obr. 26 Graf závislosti výstupního napětí na stupni vychýlení oka od výchozí pozice 0° v horizontálním směru	29
Obr. 27 Graf závislosti výstupního napětí na stupni vychýlení oka od výchozí pozice 0° ve vertikálním směru	30
Obr. 28 Schematický nákres signálu při pohledu nahoru a dolů	31

Obr. 29 Zisk signálu z NI ELVIS II	32
Obr. 30 Filtrace signálu a jeho zobrazení	32
Obr. 31 Detekce vrcholů a zobrazení jejich amplitudy, pozice	33
Obr. 32 Zadání koeficientů	34
Obr. 33 Výpočet stupně vychýlení oka	35
Obr. 34 Nastavení rozsvěcování LED diod v závislosti na stupni vychýlení oka	35
Obr. 35 Uživatelské prostředí úkolu č. 1	36
Obr. 36 Uživatelské prostředí úlohy č. 2	37
Obr. 37 Uživatelské prostředí úlohy č. 3	37

13 Seznam příloh

Příloha 1 Analýza dat v horizontálním směru	46
Příloha 2 Analýza dat ve směru vertikálním	48
Příloha 3 Schéma zapojení 1	50
Příloha 4 Schéma zapojení 2	51
Příloha 5 Návrh DPS	52
Příloha 6 Fotografie výsledného zařízení	53

Příloha 1 Analýza dat v horizontálním směru

NAMĚŘENÉ HODNOTY							
L vých. (°)	Napětí (V)	L vých. (°)	Napětí (V)	L vých. (°)	Napětí (V)	L vých. (°)	Napětí (V)
-50	1,328	-40	1,406	-30	1,531	-20	1,75
-50	1,328	-40	1,516	-30	1,688	-20	1,797
-50	1,313	-40	1,453	-30	1,641	-20	1,781
-50	1,313	-40	1,516	-30	1,703	-20	1,703
-50	1,328	-40	1,596	-30	1,563	-20	1,734
-50	1,266	-40	1,469	-30	1,484	-20	1,797
-50	1,297	-40	1,5	-30	1,781	-20	1,734
-50	1,344	-40	1,438	-30	1,656	-20	1,734
-50	1,344	-40	1,266	-30	1,625	-20	1,703
-50	1,391	-40	1,391	-30	1,656	-20	1,703
-50	1,344	-40	1,422	-30	1,5	-20	1,797

INTERVAL (rozmezí v jakém se pohybuje napětí pro danou výchylku oka)

min	1,266	1,266	1,484	1,703
max	1,391	1,596	1,781	1,797

Medián	1,328	1,453	1,641	1,734
--------	-------	-------	-------	-------

NAMĚŘENÉ HODNOTY							
L vých. (°)	Napětí (V)	vých. (°)	Napětí (V)	P vých. (°)	Napětí (V)	P vých. (°)	Napětí (V)
-10	1,906	0	2,358	10	2,828	20	3,016
-10	1,859	0	2,358	10	2,797	20	3
-10	1,984	0	2,36	10	2,828	20	2,969
-10	1,891	0	2,356	10	2,844	20	2,984
-10	1,938	0	2,369	10	2,75	20	3,063
-10	1,891	0	2,359	10	2,797	20	3,047
-10	1,984	0	2,361	10	2,75	20	2,922
-10	1,875	0	2,361	10	2,781	20	3,016
-10	1,844	0	2,368	10	2,781	20	3,016
-10	1,875	0	2,36	10	2,797	20	2,969
-10	1,906	0	2,36	10	2,813	20	2,922

INTERVAL (rozmezí v jakém se pohybuje napětí pro danou výchylku oka)

min	1,844	2,356	2,75	2,922
max	1,984	2,369	2,844	3,063

Medián	1,891	2,36	2,797	3
--------	-------	------	-------	---

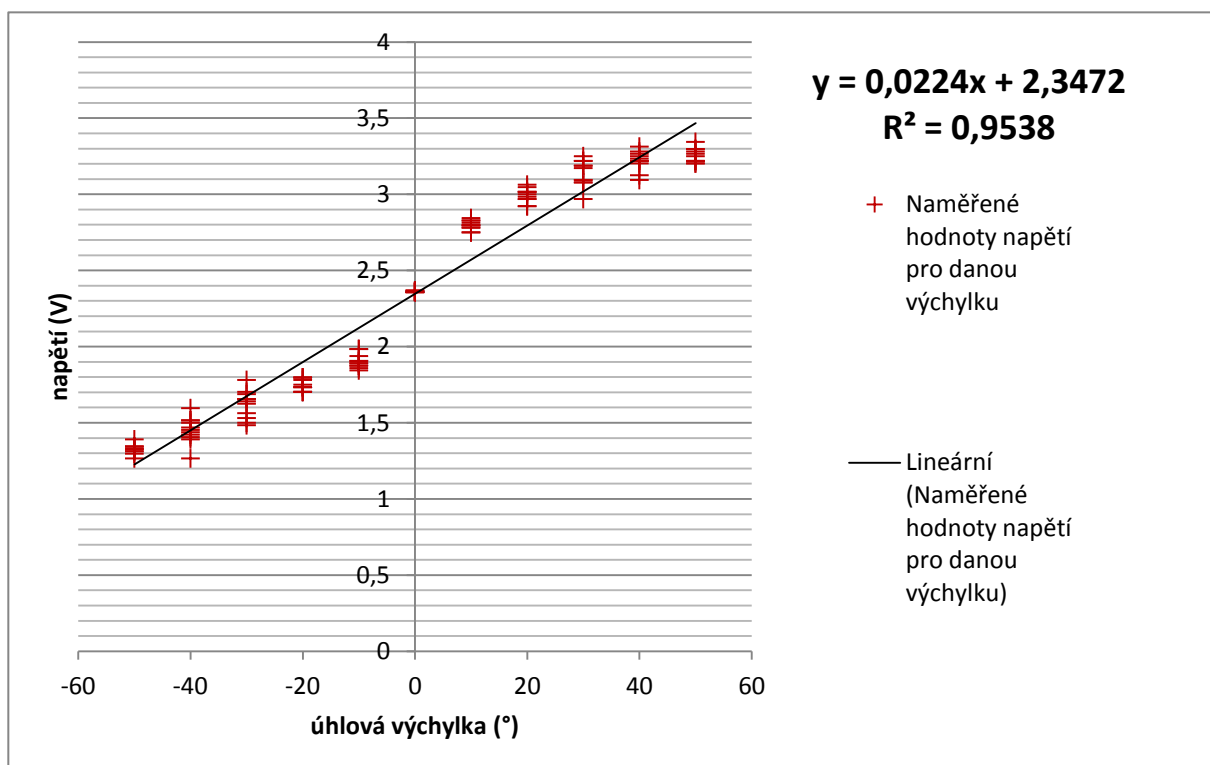
NAMĚŘENÉ HODNOTY

P vých. (°)	Napětí (V)	P vých. (°)	Napětí (V)	P vých. (°)	Napětí (V)
30	3,25	40	3,094	50	3,297
30	3,172	40	3,219	50	3,297
30	3,078	40	3,313	50	3,266
30	3,219	40	3,125	50	3,25
30	3,094	40	3,219	50	3,203
30	2,969	40	3,266	50	3,219
30	3,219	40	3,281	50	3,203
30	3,078	40	3,234	50	3,344
30	3,094	40	3,25	50	3,219
30	3,188	40	3,219	50	3,219
30	3,188	40	3,203	50	3,281

INTERVAL (rozmezí v jakém se pohybuje napětí pro danou výchylku oka)

min	2,969	3,094	3,203
max	3,25	3,313	3,344

Medián	3,172	3,219	3,25
--------	-------	-------	------



Příloha 2 Analýza dat ve směru vertikálním

NAMĚŘENÉ HODNOTY							
D vých. (°)	Napětí (V)	D vých. (°)	Napětí (V)	D vých. (°)	Napětí (V)	vých. (°)	
-30	1,719	-20	1,891	-10	1,938	0	
-30	1,75	-20	1,844	-10	1,922	0	
-30	1,828	-20	1,76	-10	2	0	
-30	1,703	-20	1,75	-10	1,906	0	
-30	1,625	-20	1,906	-10	1,906	0	
-30	1,594	-20	1,813	-10	1,953	0	
-30	1,719	-20	1,766	-10	1,938	0	
-30	1,703	-20	1,875	-10	1,906	0	
-30	1,672	-20	1,828	-10	1,938	0	
-30	1,75	-20	1,859	-10	1,984	0	
-30	1,609	-20	1,828	-10	1,984	0	

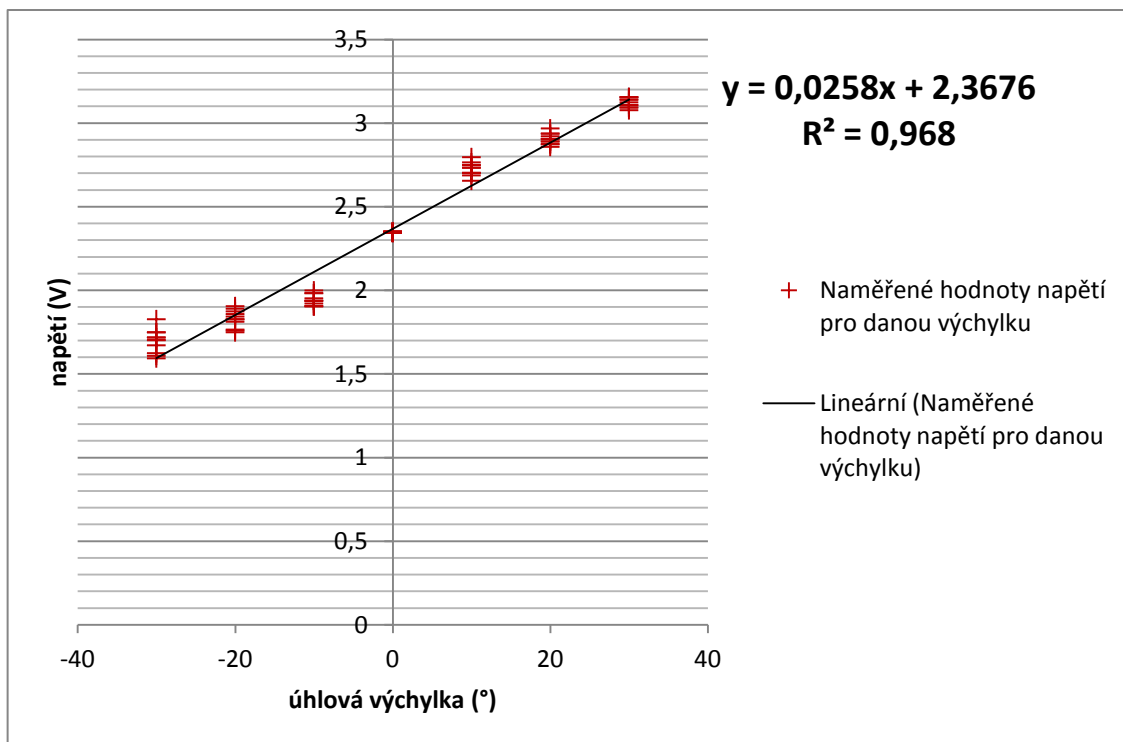
INTERVAL (rozmezí v jakém se pohybuje napětí pro danou výchylku oka)			
min	1,594	1,75	1,906
max	1,828	1,906	2

Medián	1,703	1,828	1,938
--------	-------	-------	-------

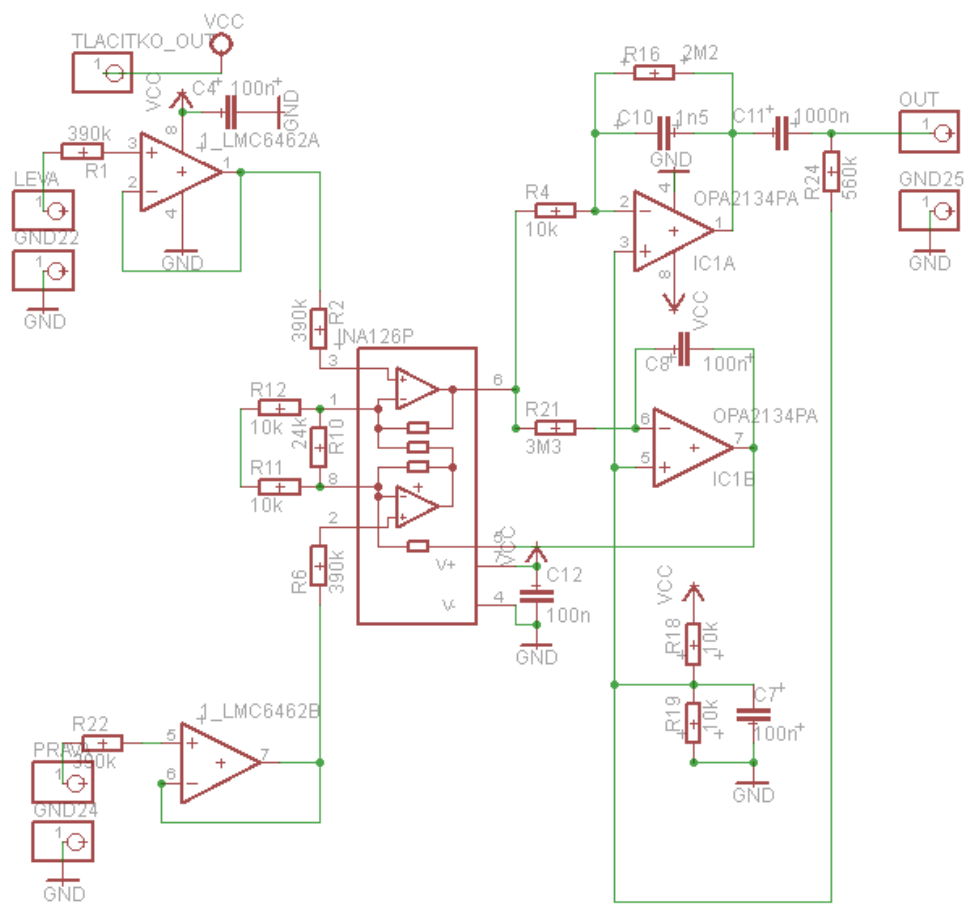
NAMĚŘENÉ HODNOTY							
Napětí (V)	N vých. (°)	Napětí (V)	N vých. (°)	Napětí (V)	N vých. (°)	Napětí (V)	
2,3	10	2,703	20	2,969	30	3,109	
2,3	10	2,688	20	2,906	30	3,141	
2,3	10	2,797	20	2,891	30	3,094	
2,4	10	2,656	20	2,922	30	3,141	
2,4	10	2,75	20	2,938	30	3,156	
2,4	10	2,703	20	2,906	30	3,094	
2,3	10	2,703	20	2,891	30	3,156	
2,4	10	2,734	20	2,875	30	3,125	
2,3	10	2,734	20	2,938	30	3,078	
2,3	10	2,766	20	2,875	30	3,156	
2,3	10	2,75	20	2,859	30	3,109	

INTERVAL (rozmezí v jakém se pohybuje napětí pro danou výchylku oka)			
min	2,656	2,859	3,078
max	2,797	2,969	3,156

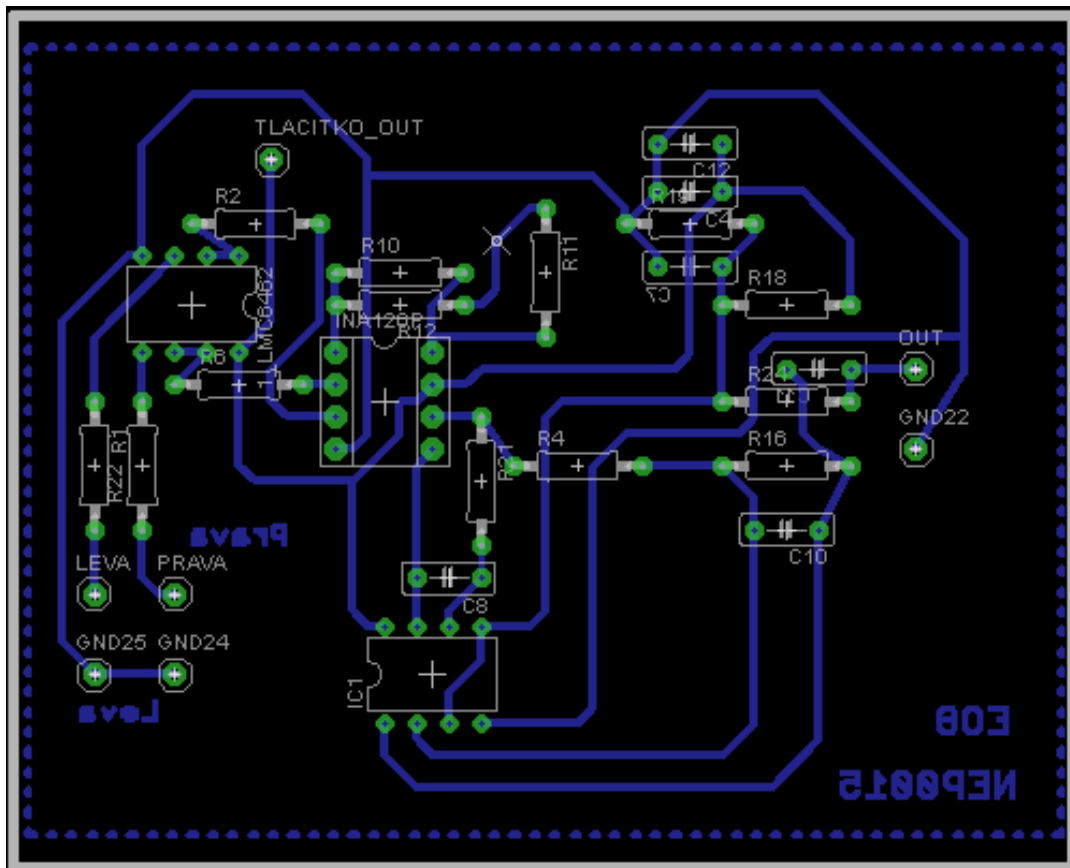
Medián	2,734	2,906	3,125
--------	-------	-------	-------



Příloha 4 Schéma zapojení 2



Příloha 5 Návrh DPS



Příloha 6 Fotografie výsledného zařízení

