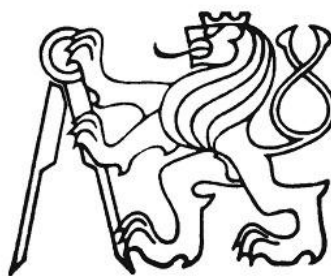


České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická



České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická

Bakalářská práce

## **Vliv očních pohybů na EEG signál**

*Josef Novák*

Vedoucí práce: Mgr. Michal Vavrečka, Ph.D

Studijní program: BPKYR1 – Kybernetika a robotika

Obor: Robotika

2012

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

**Student:** Josef N o v á k  
**Studijní program:** Kybernetika a robotika (bakalářský)  
**Obor:** Robotika  
**Název tématu:** Vliv očních pohybů na EEG signál

### Pokyny pro vypracování:

1. Provedte rešerši teorií týkajících se vlivu očních pohybů na signál ve frontálních EEG elektrodách.
2. Provedte pilotní měření EOG a EEG signálů pomocí experimentu týkajícího se orientace v prostoru.
3. Analyzujte naměřená data a navrhnete algoritmus pro korelaci EOG a EEG signálů.
4. Interpretujte výsledky podle současných teorií.
5. Kriticky zhodnoťte vlastnosti Vámi navrženého řešení.

**Seznam odborné literatury:** Dodá vedoucí práce.

**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Michal Vavrečka, Ph.D.

**Platnost zadání:** do konce zimního semestru 2012/2013

  
prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.  
vedoucí katedry



  
prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

### **Prohlášení autora práce**

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 25.5.2012

J. Klus  
Podpis autora práce

## **Poděkování**

Velice rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Mgr. Michalu Vavrečkovi Ph.D., za pomoc při vypracovávání a za věcné připomínky k mé práci. Poděkování patří také Lucii Neubertové a Žanetě Seidlové za pomoc při měření. Petru Pahoreckému bych rád poděkoval také za účast na měření a za to, že mi věnoval čas na konzultace při řešení mé práce. Poslední poděkování bych rád věnoval rodině především za podporu při studiu.

## **Anotace**

První část mé bakalářské práce s názvem vliv očních pohybů na EEG signál popisuje co to EEG vlastně je a jaký způsob rozmístění elektrod jsme při měření použili. Poté se zabývá termínem EOG, způsoby měření, artefakty, očními pohyby a filtry, které je možné použít na úpravu naměřeného signálu. Ve druhé, praktické části je popsán způsob měření, ve kterém jsem získal kanály EEG a EOG signálu. Je zde zejména rozvinuta myšlenka zlepšení již stávajících metod na odstranění především očních artefaktů využitím EOG signálu. Práce popisuje nalezení algoritmu na hledání očních pohybů v EOG signálu, jeho kombinaci s již stávající metodou (analýza nezávislých komponent) aplikovanou na EEG signál a výsledek celého experimentu.

The first part of my bachelor thesis called influence of eye movements of the EEG signal describes what EEG actually is and in what ways placement the electrodes are used in the measuring. Then discusses the term EOG, measurement methods, artifacts, eye movements and filters that can be used to adjust the measure signal. In the second, practical part is described the way of measure in which we obtained channels of EEG and EOG signals. There is mainly describe idea of improving already existing procedure for removing ocular artifacts using EOG signal. This work describes an algorithm for finding eye movements in the EOG signal, its combination with already existing method (independent component analysis) applied to the EEG signal and the result of the entire experiment.

# Obsah

Poděkování.....	4
Anotace .....	5
1 Úvod .....	8
2 Teoretická část .....	9
2.1 EEG .....	9
2.1.1 Rozmístění elektrod .....	9
2.2 EOG .....	10
2.3 Způsoby měření .....	12
2.3.1 Unipolární a bipolární .....	12
2.4 Artefakty .....	12
2.5 Oční pohyby (sakády, mikrosakády) .....	13
2.6 Spektrální analýza .....	13
2.7 Mozkové oblasti .....	14
2.8 Frontální oblast .....	14
2.8.1 Beta aktivita ve frontální oblasti .....	14
2.8.2 Gama aktivita ve frontální oblasti .....	14
2.8.3 Vliv očních pohybů na signál ve frontálních EEG elektrodách .....	15
2.9 Filtry .....	15
2.9.1 FIR.....	15
2.9.2 IIR .....	16
3. Praktická část .....	17
3.1 Měření.....	17
3.2 Analýza dat.....	19
3.3 Návrh algoritmu .....	20
3.4 Řešení.....	21
3.4.1 První část.....	21
3.4.2 Druhá část .....	27
3.4.3 Výsledek .....	28
3.4.4 Zhodnocení výsledků.....	29
Závěr .....	31
Použitá literatura .....	32

## Seznam obrázků

<i>Obr. 1 Mezinárodní systém zapojení elektrod „10/20“</i>	10
<i>Obr. 2 Rozdíl potenciálů</i>	11
<i>Obr. 3 Umístění elektrod</i>	11
<i>Obr. 4 Ukázka artefaktů biologické povahy</i>	13
<i>Obr. 5 Ukázka artefaktů technické povahy</i>	13
<i>Obr. 6 EEGLAB záznam naměřených dat</i>	18
<i>Obr. 7 EEGLAB normovaný záznam naměřených dat</i>	19
<i>Obr. 8 Vizualní odstranění artefaktů</i>	22
<i>Obr. 9 Mrknutí nefiltrované</i>	22
<i>Obr. 10 Mrknutí odfiltrováno 50Hz</i>	23
<i>Obr. 11 Mrknutí filtr 0-8Hz</i>	23
<i>Obr. 12 EEG záznam + časové značky</i>	26
<i>Obr. 13 Umístění elektrod EEG</i>	26
<i>Obr. 14 Odstranění artefaktů, signál rozdělen do epoch</i>	27
<i>Obr. 15 Původní signál + signál bez artefaktů</i>	28
<i>Obr. 16 Původní signál s označením mrkání a očních pohybů</i>	28
<i>Obr. 17 Upravený signál s označením, kde se vyskytlo mrkání a oční pohyby</i>	29

## Seznam tabulek

<i>Tabulka 1: Mozkové vlny v oblastech mozku</i>	14
<i>Tabulka 2 Zhodnocení výsledků</i>	30

# 1 Úvod

EEG signál je použit zejména pro zkoumání mozkových aktivit. Ovšem k tomu, aby bylo možné vyhodnocovat jednotlivé stavy mozkové činnosti, je zapotřebí v získaném signálu odhalit a odstranit artefakty, které komplikují vyhodnocování a které navíc se zkoumaným problémem ve většině případů naprosto nesouvisí. Artefakty mohou být různého druhu, jak biologického, tak technického. Pro odstraňování artefaktů se dnes využívá mnoho metod, některé jsou velmi pomalé, zato mají vysoké procento účinnosti, jiné zase jsou rychlé, ale neodhalí vše. V práci budu pracovat s metodou analýzy nezávislých komponent, kterou jsem si vybral na základě její rychlosti a srovnatelné úspěšnosti při odstraňování zejména očních artefaktů s ostatními metodami.

Důvodem zvolení tohoto tématu je pokus o vylepšení již stávajících metod a pomoci tak při rozvoji biomedicínského inženýrství.

Cílem mé práce je vytvořit nástroj pro označení částí signálu, kde dochází k mrkání očí a k jiným očním pohybům. Vytvořím algoritmus, kterým bych rád zpřesnil určitou metodu použitelnou na odstraňování artefaktů. Pro tento účel jsem si vybral metodu analýzy nezávislých komponent, která je vhodná pro odstraňování zejména očních artefaktů. Vytvořím algoritmus, kde v EOG signálu najdu a označím oční artefakty. Pokud by se stalo, že metoda nezávislých komponent nějaký oční pohyb v EEG signálu neodhalí, vytvořím tak nástroj pro zpřesnění odhalování očních pohybů v EEG signálu na základě signálu EOG.

Práce je rozdělena do 2 částí. První část je teoretická obsahující důležité informace, které se týkají dané problematiky. Druhá část je praktická, kde popisuji své poznatky a věci, na které jsem během své práce přišel. Jak se projevuje zejména mrkání v EOG kanálech a zda se metodou nezávislých komponent odstraní všechny oční artefakty, které se mi podařilo odhalit.



## 2 Teoretická část

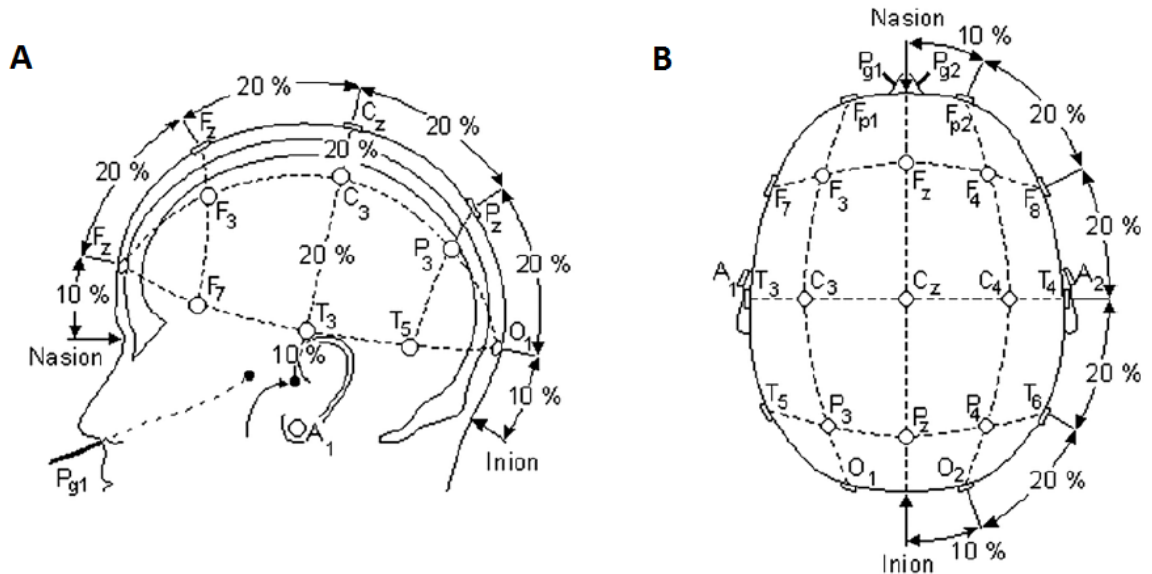
### 2.1 EEG

EEG neboli elektroencefalogram, je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného mozkovou aktivitou. EEG je standartní neinvazivní metoda funkčního vyšetření elektrické aktivity centrálního nervového systému. Sumační signály z neuronů jsou snímány elektrodami z povrchu skalpu. Problémem je, že průchodem přes relativně málo vodivou lebku je amplituda signálu zeslabena na úroveň několika desítek mikrovolt. Vzhledem k tomu, že EEG signál vzniká jako důsledek vážené sumace aktivity extrémně vysokého množství neuronů, nejsme již schopni odlišit jednotlivé akční potenciály buněk. Typický průběh EEG má na první pohled poměrně nepravidelný a chaotický průběh, ve kterém jsme občas schopni zahlédnout vlny s určitou periodicitou. Amplituda EEG signálu se pohybuje do 200 $\mu$ V. Jako pozitivní se u standartního EEG signálu označuje výchylka směrem dolů a jako negativní výchylka směrem nahoru. Podle způsobu vzájemného propojení elektrod a vytvoření elektrody referenční, rozlišujeme několik odlišných režimů snímání (unipolární, bipolární, zprůměrované a další). První základy této metody položil v roce 1929 německý psychiatr a neurolog Johannes Berger, který na pořízených zaznamenaných křivkách popsal základní vlny [1]. Dnes se EEG hojně využívá pro lékařské účely, především v oblasti neurologie.

#### 2.1.1 Rozmístění elektrod

Pro rozmístění elektrod na povrchu hlavy je standardně používán systém tzv. „10/20“ (čtete deset – dvacet), jehož název vznikl ze způsobu rozměření, kdy vzdálenost od dvou krajních poloh v sagitální (podélné) a v transversální (příčné) linii je rozdělena na úseky po 10% a 20%. Lichá čísla elektrod jsou nad levou, sudá čísla nad pravou mozkovou hemisférou. Indexem Z (zero) jsou označena místa elektrod ve středu [2]. Autorem je doktor H. Jasper. Výsledkem je síť bodů, připomínající průsečíky poledníků a rovnoběžek na zemském globu, podle které jsou pak elektrody umísťovány na standardní místa. Na Obr. 1 je toto schéma podrobně nakresleno včetně označení

jednotlivých poloh. Toto označení vychází z běžně označovaných oblastí: F – frontopolární, C- centrální (střední), P – paterální (temenní), O – okcipitopolární (týlní, zátýlní), T – tempolární (spánkový). „Nasion“ a „Inion“ jsou anatomicky definované výstupky na lebce a spolu se zvukovody tvoří základ systému „10/20“. Používá se 21 elektrod, kde 19 je umístěno symetricky nad oběma hemisférami a zbylé dvě na ušních boltcích.

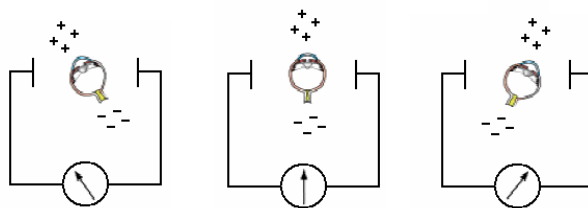


Obr. 1 Mezinárodní systém zapojení elektrod „10/20“

Zdroj: Trendy ve zpracování eeg / Václav Gerla, Lenka Lhotská, Vladimír Krajč, r.v.2008, str.11

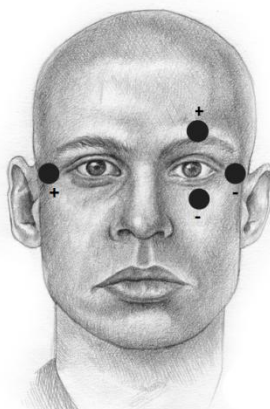
## 2.2 EOG

EOG, neboli elektrookulografie zaznamenává změny klidového (elektrického) potenciálu oka mezi přední (rohovkou) a zadní (oční pozadí) částí oka. Potenciál je přibližně roven 1mV. Ten je určený podle závislosti intenzity světla a na změně výchylky oka. EOG vykazuje větší výchylky ve světle než ve tmě z důvodu rozdílného potenciálu vznikajícího v barvivo sítnicového epitelu. Výchylky EOG tedy závisí na úhlu, ve kterém se mění postavení očního bulbu, na intenzitě okolního osvětlení a na adaptaci na světlo. Jelikož se ale měření provádí v praxi za nezměněné (konstantní) intenzity světla, můžeme elektrický potenciál považovat za nulový. Respektive změny EOG potenciálů odrážejí změny v poloze očního bulbu, viz Obr. 2.



Obr. 2 Rozdíl potenciálů

Elektrody jsou přikládány na kůži při zevním a vnitřním koutku oka. Záznam výsledku EOG je prezentován ve formě grafu nazývaný se elektrookulogram. Tímto způsobem je možné zaznamenat výchylky očí v horizontálním i vertikálním směru, předpokládáme-li, že se obě oči pohybují stejně [3].



Obr. 3 Umístění elektrod

EOG se také používá k identifikaci očních pohybů během spánku. Spolu s EEG a EMG (elektromyografie – měření elektrické aktivity svalů a nervů) tvoří základní charakteristiky pro zjištění řady tělesných funkcí u lidí trpících poruchami spánku. Také se dále využívá v oftalmologii při měření funkce pigmentu epitelu sítnice. Využívá se měření EOG při konstantním postavení očí a měnící se intenzitě světla. EOG se také využívá spolu s EEG a EMG ke konstruování elektrotechnických pomůcek, které pomáhají manipulovat externími zařízeními, např. kursoru na monitoru od počítače, nebo invalidním vozíkem. Tato metoda se používá pro záznam očních pohybů.

EOG je neinvazivní, bezpečná, levná a i přes některé nedostatky stále využívaná metoda.

## 2.3 Způsoby měření

### 2.3.1 Unipolární a bipolární

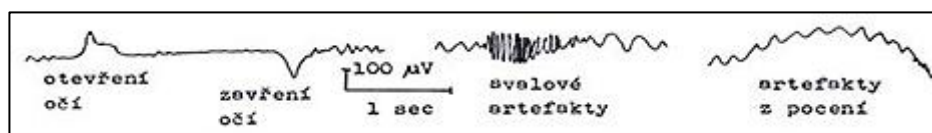
U unipolárního zapojení je napětí, které snímáme, detekováno mezi aktivní elektrodou a elektrodou referenční, případně svorkou. Měří se rozdíl elektrického potenciálu mezi aktivním bodem mozkové tkáně (pod aktivní, explorační elektrodou) oproti bodu, který má nulový potenciál (pod neaktivní, referenční elektrodou – například ušní boltec, kořen nosu,...). U unipolárního zapojení rozlišujeme zapojení podle směru, zapojení předozadní a levo-pravé. Při tomto zapojení může docházet i ke kombinaci směrů [4].

U bipolárního zapojení se technicky používá porovnávání potenciálu dvou bodů na kůži lebky. Snímá se rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami.

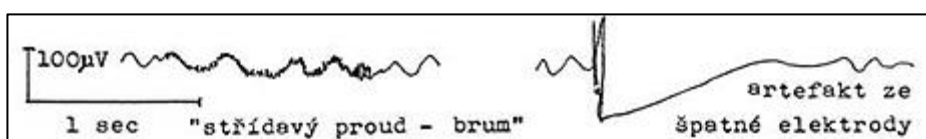
## 2.4 Artefakty

Artefakty představují záznam biologického, nebo jiného signálu, než potřebujeme měřit. Jsou způsobeny externími a interními zdroji (ve vztahu k tělu). Nejčastějšími a nejvýznamnějšími jsou artefakty pohybového původu. Mezi nimi je nejfrekventovanější signál generovaný očními pohyby a mrkáním. Tento signál je možné zaznamenat pomocí EOG. Tyto signály se šíří lebkou a takzvaně „znečistí“ EEG. Nejenže snižují klinickou užitečnost EEG signálů, ale také stěžují analýzu. V některých případech je dokonce nemožná, protože podobnost artefaktů a patologických signálů je příliš velká. Proto je efektivní minimalizace (zamítnutí) artefaktů ve shromažďovaných datech podstatnou záležitostí při přípravě dat pro další analýzu. Jelikož na povrchu lebky má elektrický potenciál mozku napětí několik desítek  $\mu\text{V}$ , musíme použít elektrické zesilovače, abychom mohli zobrazit elektroencefalogram. Zesílení napětí na výstupu zesilovače je řádově větší 100 000 – 1 000 000 krát. Tato vlastnost se promítne v podobě nepravých potenciálů. V našem případě se jedná o záznam mrkání očí, zatínání zubů, mačkání kláves na klávesnici, pocení atp. Mohou ovšem existovat i artefakty technické, například špatná (nedostatečně zvlhčená) elektroda, špatné odstínění (síťové rušení 50Hz [11]) atp. Tyto artefakty komplikují vyhodnocování výsledků naměřených dat. Na jedné straně potřebujeme

vyjádřit existenci časové posloupnosti dějů, na straně druhé nemožnost následnosti dvou určitých dějů po sobě. Je tedy vhodné tyto artefakty před zahájením zkoumání označit, abychom mohli provést následnou analýzu.



Obr. 4 Ukázka artefaktů biologické povahy



Obr. 5 Ukázka artefaktů technické povahy

## 2.5 Oční pohyby (sakády, mikrosakády)

U sakadických očních pohybů se jedná o mimovolné, nekontrolovatelné, rychlé a trhavé pohyby očí. Jejich účelem je přivést zdroje zájmu do zorného pole. Dosahují rychlosti až 700° za sekundu.

Mikrosakáda je pomalé klouzání očních os. Jsou to nepravidelné, rychlé pohyby očí o amplitudě 2 – 50', které trvají 10 – 20ms. Tímto pohybem se oči vracejí do původního postavení. Klouzavé pohyby očí jsou pomalé pohyby, kdy se v průběhu 200ms osa vychýlí o 6'. Pomocí mikrosakád se osa vrací do původního postavení.

## 2.6 Spektrální analýza

Spektrální analýza je jedna z nejrozšířenějších metod zpracování EEG signálu. Nejčastěji se provádí pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT - Fast Fourier Transform). Je to integrální transformace vyjadřující závislost signálu pomocí funkce sin a cos. Fourierova transformace se používá pro převod z časové do frekvenční oblasti. Ovšem pro odstranění artefaktů je tato metoda nepoužitelná, jelikož se artefakty odstraňují pouze v oblasti časové.

## 2.7 Mozkové oblasti

Pokud se bdělý dospělý nachází ve stavu relaxace a se zavřenými očima, vykazuje tyto základní mozkové aktivity:

Vlny	Frekvence [Hz]	Oblasti (kvadranty)
Alfa	8 - 13	Zadní
Beta	14 – 40	Centrální + frontální
Theta	4 – 7	Temporální

Tabulka 1: Mozkové vlny v oblastech mozku

Existují ještě vlny delta a lambda. Vlny delta, které jsou menší než 4Hz se vyskytují převážně u mladších jedinců v hlubokých stádiích synchronního spánku. Vlny lambda se objevují mezi druhým a patnáctým rokem života při otevřených očích, při zavření mizí [11].

## 2.8 Frontální oblast

### 2.8.1 Beta aktivita ve frontální oblasti

Pásmo beta (13 - 30 Hz) se vyskytuje převážně nad frontálními laloky, směrem dozadu ubývá. Beta vlny jsou typické pro vnější podmínky, soustředění, pro logicko-analytické myšlení, ale i pro pocity neklidu, strachu a hněvu. Obvykle není tlumená pozorností, či zrakovým vjemem. Amplituda je nejčastěji 10 – 30  $\mu$ V.

### 2.8.2 Gama aktivita ve frontální oblasti

Gama aktivita je sama o sobě obtížně detekovatelná. Jedná se o nízkovoltážní rychlou aktivitu. Má velmi nízkou amplitudu (do 10  $\mu$ V). Objevuje se většinou ve frontální oblasti a ve vertexu (temeno hlavy) s frekvencí 36-44Hz, někdo uvádí 30-60Hz. Gama aktivita se vyskytuje při určení a řešení problémů, při pamatování, například i při pohybu prstů. Souvisí také se stresem. Obecně je známo, že se ve frontálním laloku nachází centrum pro plánování, rozhodování a určování toho, co se bude dít.

### 2.8.3 Vliv očních pohybů na signál ve frontálních EEG elektrodách

Je předpoklad, že u vyvolané gama aktivity v EEG (iGBR - induced Gamma-Band Response) nahrané na skalpu, se odráží synchronní nervové kmitání související s předmětem reprezentace, pozornosti, paměti a vědomí. V publikaci [5] se tvrdí, že mezi nejčastěji hlášené EEG (iGBR) patří širokopásmové zvýšení výkonu v gama rozsahu 200 - 300ms po začátku podnětu. Nápadným rysem této iGBR je studie k procesu poststimulární proměnlivé odezvě, která zatím nebyla dostatečně vyřešena (prozkoumána). Ukazuje se, že proces analýzy EEG souběžně se sledováním očí, je těsně vázán na dobu vzniku mimovolného miniaturního očního pohybu, což se odráží na kmitání oka „spike potential“. Jedná se o vlnu v akčním potenciálu nervu, která následuje po negativních a pozitivních potenciálech. Časový průběh vyvolané gama aktivity souvisí se zvýšením míry očních pohybů po období poststimulárním útlumu očních pohybů. Zatímco tedy neuronová kmitání byla přesvědčivě prokázána jinými metodami, širokopásmová přechodná gama aktivita zaznamenaná na skalpu EEG zohledňuje dynamické vlastnosti miniaturních očních pohybů spíše než kmitání neuronové [5].

## 2.9 Filtry

Filtry mají odseparovat původní signál od šumu, nebo zvýraznit určité složky mozkové aktivity. Můžeme je dělit na nízkofrekvenční a vysokofrekvenční. Vymezuji pásmovou propust zesilovače. Znamená to frekvenční rozsah, ve kterém je možné signál bez zkreslení zesílit. Existuje i filtrování síťové, které selektivně eliminuje síťovou frekvenci 50Hz [11].

### 2.9.1 FIR

FIR filtry patří mezi tzv. dopředné filtry, které obsahují jen dopředné vazby, a tím jejich struktura netvoří integrátor (není zde zpětná vazba), jak tomu je u klasických IIR filtrů. Tím je zajištěna stabilita filtru proti rozkmitání a velká robustnost pro implementaci [6].

## 2.9.2 IIR

IIR filtry jsou výrazně nižšího řádu než FIR filtry se stejnými vlastnostmi. Z toho vyplývá, že mají nižší výpočetní složitost v porovnání s FIR filtrem. Ovšem nevýhodou u nich je, že není zaručena stabilita. Jsou citlivé na numerickou přesnost výpočtů a obecný návrh je relativně složitý oproti FIR filtrům [7].



## 3. Praktická část

### 3.1 Měření

Pilotní měření jsme provedli pomocí experimentu týkajícího se orientace v prostoru. Subjektu byla nasazena měřící čepice, na které byly umístěny elektrody Obr. 1, tímto jsme získali 19 kanálů měřeného EEG signálu. Poté byly umístěny další 4 elektrody okolo očí Obr. 3. Každé oko je fixováno a uváděno do pohybu 6 svaly. Tyto svaly umožňují pohyb oka ve vertikálním a horizontálním směru, slouží také k zaostřování objektů v prostoru.

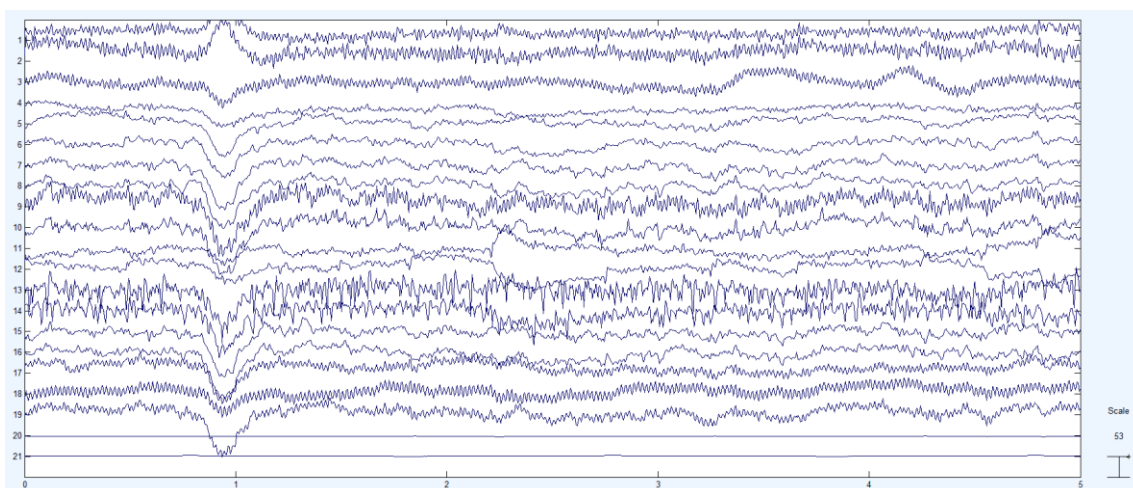
Pro elektrookulografii jsou důležité záznamy potenciálového rozdílu, avšak do záznamu měření se projevují i rušivé složky. Těmito rušivými složkami jsou pohyby očních svalů, pohyby ostatních obličejových svalů a pohyby víček. Tyto rušivé elektrické impulzy bohužel nelze eliminovat, ale mohou být potlačeny spoluprací měřeného subjektu, který bude co nejméně pohybovat obličejovými svaly. Těmito čtyřmi elektrodami umístěnými v blízkosti očí jsme naměřili další dva kanály EOG záznamu. Horizontální a vertikální pohyb očí. Dále bylo zapotřebí elektrody na čepici navlhčit vodivou pastou, abychom získali kontakt elektrody s kůží a mohli tak lépe detekovat signál z povrchu skalpu.

Experiment se sestával z virtuální prohlídky tunelu. Subjekt seděl před monitorem a k experimentu používal pouze klávesnici, na které mačkal šipky. Na počátku, po dobu 6 sekund, byl na obrazovce zobrazen fixační kříž následovaný 10 sekundovým rovným úsekem tunelu. Dalších 6 sekund trvala zatáčka (pravotočivá, levotočivá, horizontální, nebo vertikální), poté následoval 10 sekundový rovný úsek a posledních 8 sekund bylo vymezeno pro výběr šipek, kdy měl uživatel zmáčknout šipku ve směru, kde se nacházel počátek tunelu. Jakmile subjekt označil počátek tunelu, projížďka tunelu se opakovala, ovšem s jiným typem zatáčky. Tento experiment trval přibližně 20 minut. Subjekt byl po celou dobu experimentu monitorován web kamerou, která byla umístěna proti jeho obličej.

Takto jsme získali data od třech subjektů, kteří experiment podstoupili dobrovolně. Dvou žen a jednoho muže ve věku 21-23 let.

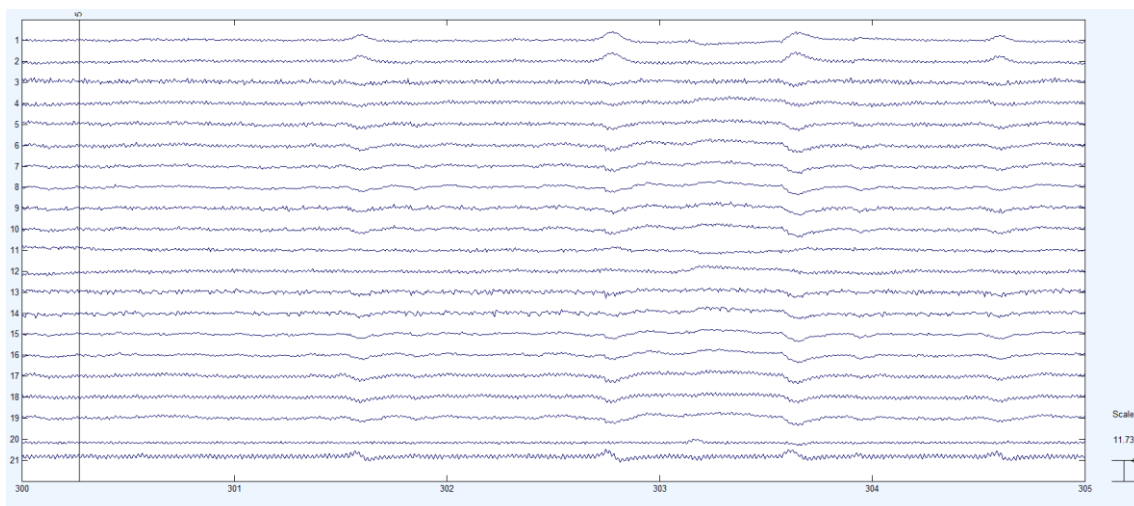
Pro vzorkovací frekvenci bylo použito 250Hz. Po úpravě dat do správného formátu jsme získali matici o 22 řádcích, kde řádky 20 a 21 reprezentují záznam EOG. Prvních 19 řádků matice obsahuje záznam EEG a poslední řádek obsahuje značky, kde se v signálu měnily části, kterými subjekt při experimentu procházel (začátek, rovný úsek, zatáčky, časový limit pro rozhodnutí, jakou šipku zvolit).

Pro zobrazení námi získaných dat jsme použili program „MATLAB“ a do něho implementovali open source toolbox „eeglab“. Obr. 6 reprezentuje získaná data. Kanál 1 – 19 obsahuje EEG záznam. Kanál 20 – 21 obsahuje EOG záznam, kde kanál 20 představuje vertikální směr pohybu očí a kanál 21 horizontální směr. Jelikož ale z tohoto zobrazení nejsou patrné poslední dva záznamy, zvolíme možnost normalizace. Tím se nám sice opticky mnohem lépe vyobrazí EOG záznam, nicméně se velice utlumí záznam z EEG. Pokud se podíváme na Obr. 7, zjistíme, že ve 21. kanálu, který představuje vertikální směr pohybu očí, se nacházejí výkyvy křivky s určitou shodností tvaru. Dle mého názoru mrknutí oka je dáno právě tímto úkazem.



Obr. 6 EEGLAB záznam naměřených dat

Osa x u Obr. 6 i Obr. 7 představuje čas v [s]. Osa y představuje kanály EEG a EOG záznamu (čísla od 1 – 19 jsou EEG záznam, kanál 20 a 21 představuje EOG záznam).



Obr. 7 EEGLAB normovaný záznam naměřených dat

### 3.2 Analýza dat

Po prozkoumání daného signálu jsem dospěl k závěru, že mrknutí oka v signálu by mohlo být reprezentováno výkyvem křivky nahoru i dolů. Signál míří prudce vzhůru, dosáhne svého vrcholu a pozvolna klesne k nule. Jakmile se tak stane, po malé pauze následuje opět strmá změna signálu, nyní ovšem směrem dolů. Jakmile dosáhne svého minima, začne pozvolna stoupat k nule. Ze svého zkoumání jsem dospěl k závěru a domněnce, že mrknutí oka by právě tímto úkazem dáno být nemuselo. Představme si člověka, který se soustředí na nějakou činnost. Konkrétně něco bedlivě sleduje. U lidí, kteří se soustředí na danou činnost, se frekvence mrkání se stoupající koncentrací snižuje. Pro příklad uvedu četbu, či sledování filmů. Na signálu, kde se úkaz opakuje s určitou periodicitou, nejspíš nebude signál získaný ze snímání lidského organismu. Ani srdce netluče pravidelně. Dosud jsem nikdy neviděl záznam lidského organismu, kde by se nějaká výchylka opakovala s určitou periodicitou při vykonávání nějaké činnosti.

Jak se záhy ukázalo, tato myšlenka byla správná. Uvědomil jsem si, že nemohu pracovat pouze se signálem získaným od jednoho dobrovolníka. Po úpravě dat druhého signálu jsem byl nepříjemně překvapen. Zjistil jsem, že tyto dva signály se

naprosto liší. Když jsem porovnával oba signály, nemohl jsem nalézt ani kousek signálu, kde by si byly oba dva nějakým způsobem podobné. Rozhodl jsem se tedy porovnat tyto dva signály se třetím. Tento krok se ukázal být jako rozumnou strategií, jelikož po úpravě dat se mi třetí signál zobrazil velmi podobně, jako signál druhý. Ze třech signálů jsem tedy získal 2, které byly podobné a jeden naprosto odlišný, ve kterém se opakovaly jisté výkyvy s určitou periodicitou. Dospěl jsem tedy k závěru, že budu dále pracovat pouze se zbylými dvěma signály a první signál ponechám stranou, což mě při práci nijak neomezovalo.

Jelikož se celé měření odehrávalo ve školním prostředí a vlastně úplně poprvé, byl jistý předpoklad, že se v některých kanálech signálů objeví jisté chybné úkazy, protože s tímto měřením na školním pracovišti zatím není mnoho zkušeností. Celé měření jsme prováděli společně s mým vedoucím práce a kalibrací přístroje před zahájením měření se zabýval on s jedním jeho kolegou. Na některých kanálech mohly běžet kalibrační křivky namísto záznamu pravého signálu. Bohužel tyto kanály měly špatně nastavený zoom a nám se tato skutečnost nepodařila před zahájením měření odhalit. Respektive měli jsme pocit, že by na tomto kanálu mohla být kalibrační křivka namísto pravého signálu. Bohužel jsme to nemohli nijak lépe potvrdit, ani vyvrátit. Proto jsme raději provedli měření více, i když je zajímavé, že se během měření nic nepřenastavovalo a všechny tři měřené subjekty byly měřeny ihned po sobě stejným způsobem.

### **3.3 Návrh algoritmu**

Po jistých úvahách, které jsem vedl, jsem dospěl k následujícímu postupu. Vizuálním zkoumáním EEG signálu jsem si časem začal všimnout jistých pravidelností, které se více, či méně často opakovaly. Jelikož nejsem odborníkem na tuto problematiku, uniká mi význam jednotlivých úseků, které se v EEG signálu opakují. Nicméně to není předmětem mého zkoumání. Snažil jsem se odseparovat úseky v již zmíněném EEG signálu, kde se jedná o mrknutí očí. Když jsem si vykreslil jak kanály EEG signálu, tak kanály EOG záznamu, zjistil jsem, že v EOG signálu, konkrétně ve vertikálním kanálu, se nacházejí jisté výkyvy podobného druhu. Dále se zde vyskytují,

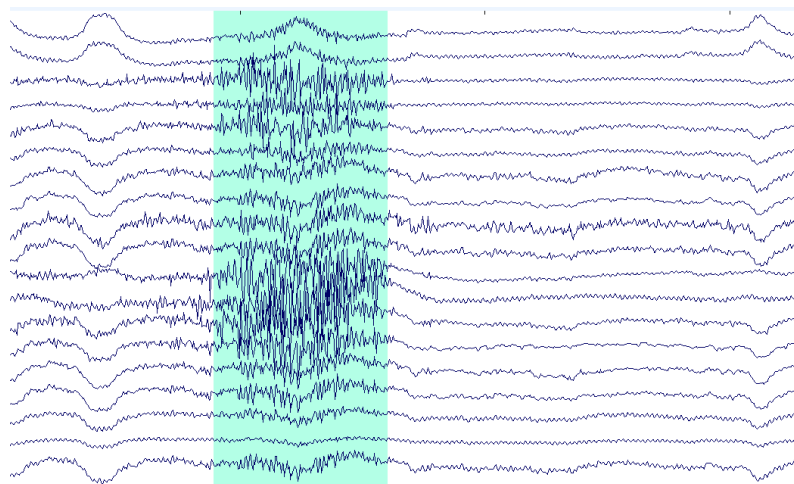
ale to málo kdy, nepravidelné výkyvy, většinou krátkého rozsahu. Již zmíněné pravidelné výkyvy, dle mého názoru, reprezentují mrknutí oka.

Návrh algoritmu tedy směřuji na dvě části. V první části najdu a označím v EOG signálu, konkrétně ve vertikálním kanálu, části signálu, kde se jedná o mrknutí. Algoritmus na odstranění mrknutí jsem rozvedl v kapitole „Řešení“ v podkapitole „První část“. V druhé části návrhu bych rád využil metodu „Analýza nezávislých komponent“ k označení artefaktů v EEG signálu. Rád bych získané hodnoty, kde objevím artefakty, porovnal a byl tak chopen říci, jaké části EEG signálu obsahují mrknutí. Domnívám se, že metody na zpracování signálů nejsou 100%, a tak bych rád ověřil, zda mé řešení zlepší úspěšnost odhalování artefaktů, především co se týče mrkání očí v EEG signálu. Rozhodl jsem se to vyzkoušet právě na metodě analýzy nezávislých komponent, jelikož se domnívám, že je tato metoda, co se týče odhalování očních artefaktů, v současné době nejúspěšnější.

## **3.4 Řešení**

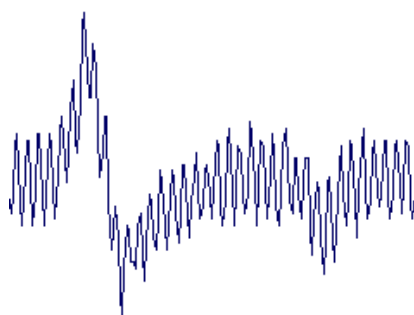
### **3.4.1 První část**

V první části řešení popíši tu část, kde odhalím artefakt mrkání v záznamu EOG signálu. Nejprve jsem si k získaným datům přidal značky, kde se měnily jednotlivé části měření (pohyb v tunelu – rovný úsek, zatáčka,...), abych poznal, kde začínají a končí jednotlivé části. Jak v EOG, tak v EEG signálu jsem si ořízl signál od začátku měření až po jeho konec. Dále využitím funkce v toolboxu „EEGLAB“ jsem vizuálně odstranil viditelné rušení signálu Obr. 8. S takto upraveným signálem jsem již mohl začít pracovat.



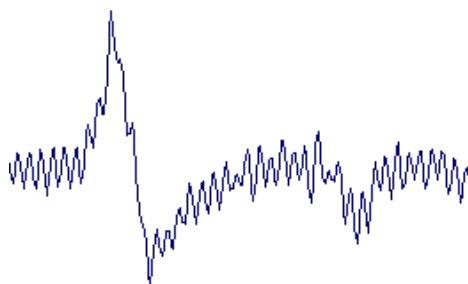
Obr. 8 Vizuální odstranění artefaktů

První věci, které jsem si všiml, a kterou je nutné odstranit, je 50Hz rušení z elektrické rozvodné sítě Obr. 9. Protože se v EEG ani v EOG signálu vyšší frekvence než 50Hz nevyskytují, nejčastěji se k odstranění tohoto typu rušení používá filtr s dolní propustí, který propustí frekvence nižší než 50Hz. Toto rušení jsem tedy odstranil pomocí FIR low pass filtru s konečnou impulsní odezvou Obr. 10. Využil jsem k tomu toolbox „EEGLAB“ naimplementovaný do programu Matlab.



Obr. 9 Mrknutí nefiltrované

Ovšem takto odfiltrovaný signál se mi stále nelíbil, a tak jsem metodou pokusu a využíváním FIR filtru nakonec zjistil, že mrknání se viditelně projevuje do frekvence 8Hz. Data proto doporučuji filtrovat od 0 - 1Hz do 8 - 15Hz viz Obr. 11.



Obr. 10 Mrknutí odfiltrováno 50Hz



Obr. 11 Mrknutí filtr 0-8Hz

V takto odfiltrovaném signálu jsou již krásně vidět zřetelné výkyvy křivky bez většího vedlejšího rušení. Průběh mrknutí probíhá vždy podobným způsobem. Nejprve rychle vyletí ke svému lokálnímu maximu, poté pozvolna padne k nule, vyletí prudce ke svému lokálnímu minimu a nejpozději ve sto padesáti vzorcích od lokálního maxima se vrací k nule. Jelikož jsme využili vzorkovací frekvenci 250Hz, znamená to, že 150 vzorků se rovná 0.6s. Obvykle tomu ale bývá do 100 vzorků, což je 0.4s. Při zjišťování lokálního maxima jsem využil funkce `findpeaks()`, která najde všechny hodnoty přesahující určitou hranici. Je možné ji nastavit i jinak, ale pro mé účely jiné vlastnosti nepotřebuji využívat. Funkce funguje na stejném principu, jako kdybych vypočítal průměr signálu, připočítal k němu určitou konstantu a poté zjišťoval lokální maximum přesahující tuto hodnotu. Jako hodnotu, kterou je nutné překročit pro zjišťování, zda se jedná o mrknutí, nebo nikoliv, jsem zvolil hodnotu  $0.8\mu\text{V}$ . Hodnotu minima jsem zvolil na  $0.6\mu\text{V}$ . Pokud bychom tyto hodnoty zvýšili, našli bychom sice méně mrknutí, ale s větší pravděpodobností, že se o mrknutí přesně jedná. Pokud bychom ji snížili, našli bychom sice všechna mrknutí, ale jistě by se stalo, že by se v signálu označili i části, kde se o mrknutí nejedná, což rozhodně nechceme. Domnívám se, že mnou zvolené hodnoty jsou optimální pro označení artefaktu mrknutí a pro označení rozumné míry

artefaktů, které mrknutí nejsou. Dále jsem vzal v úvahu i pohyby očí ve vertikálním i horizontálním směru. Poté, co jsem označil mrknání, jsem v signálech EOG ještě hledal jiné výkyvy, které jistě znamenají pohyb očí.

Program, který jsem vytvořil, funguje následujícím způsobem. Práci jsem rozdělil do tří souborů „program\_1cast.m“, „program\_2cast“ a „program\_3cast“.

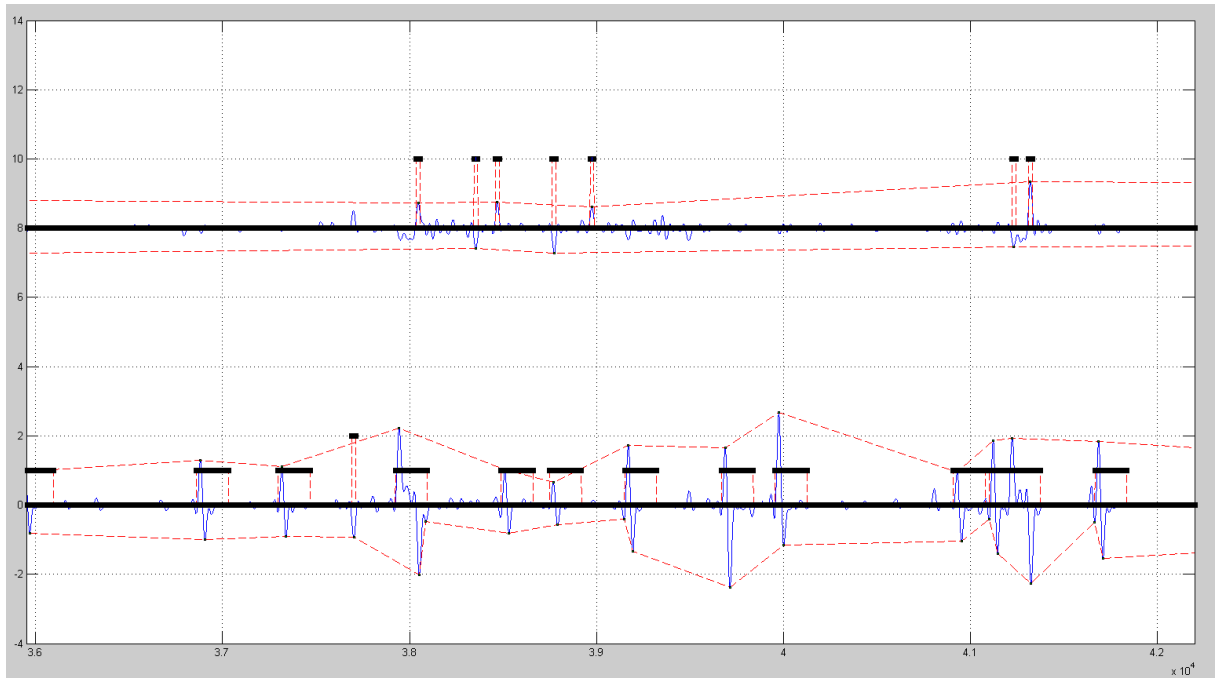
První část programu nejprve načte data, která již obsahují značky (1,2,3,4,5) a jsou zde vizuálně odstraněny velké rušivé elementy. Ze získaných dat ponechá data od začátku měření až do konce. S ostatními již nepotřebujeme pracovat. Odstraní DC offset a získáme tak matici „signal“, která obsahuje dva řádky, vertikální a horizontální záznam EOG signálu. Tímto první část programu končí.

Dále je nutné ručně spustit toolbox „EEGLAB“, načíst v něm matici „signal“, nastavit vzorkovací frekvenci (sample rate) na 250Hz a pomocí FIR filtru v něm implementovaným odfiltrovat, respektive ponechat frekvence od 0-1Hz do 8-15Hz. Poté můžeme pokračovat druhou částí programu.

Druhá část programu načte z dat v toolboxu matici „data“, která obsahuje odfiltrované kanály EOG záznamu. Pročistí pracovní prostor, aby se zbytečně nezahlcovala paměť, ponechá pouze všech 22 kanálů „alldata“, dále matici „data“ a nefiltrované kanály „signal“. V programu je dále nastavena horní i spodní hranice určování mrknutí, tuto část jsem již popsal o stránku dříve v odstavci pod Obr. 11. Poté se pomocí cyklu uloží do matice „data“ na druhý a třetí řádek hodnoty 0, nebo 1. Řádek 2 značí nalezené výkyvy nad horní hranicí, zatímco řádek 3 určuje výkyvy pod dolní hranicí. Hodnoty 1 představují pozitivní výsledek, hodnoty 0 negativní. Pokud se tedy objeví 1 na nějaké pozici, znamená to, že tam hodnota přesáhla danou hranici. Pomocí dalších cyklů se zjišťuje, zda po prvním překročení hranice během následujících 150 vzorků nastal okamžik, kdy hodnota přesáhla zápornou hranici. Pokud je výsledek pozitivní, znamená to, že se jedná o mrknutí a hodnota se uloží do čtvrtého řádku matice „data“. Poté se na pátý řádek matice „data“ uloží hodnoty 0 a 2, kde 2 značí pozitivní výsledek a 0 negativní. Na tomto řádku jsou uloženy záznamy o jiných očních pohybech, než o mrknání. Na šestém řádku matice „data“ jsou uloženy hodnoty 0, 1, 2, 3, 4, kde 0 značí negativní výsledek, 1 počátek mrknutí, 2 konec mrknutí, 3 počátek



jiného očního pohybu než mrknutí a 4 konec tohoto pohybu. To samé se provede s horizontálním kanálem, kde se hodnoty ukládají ve stejném formátu na další řádky s tím rozdílem, že čísla pokračují od 4 dále. Nakonec se vykreslí graf, viz Obr. 11.

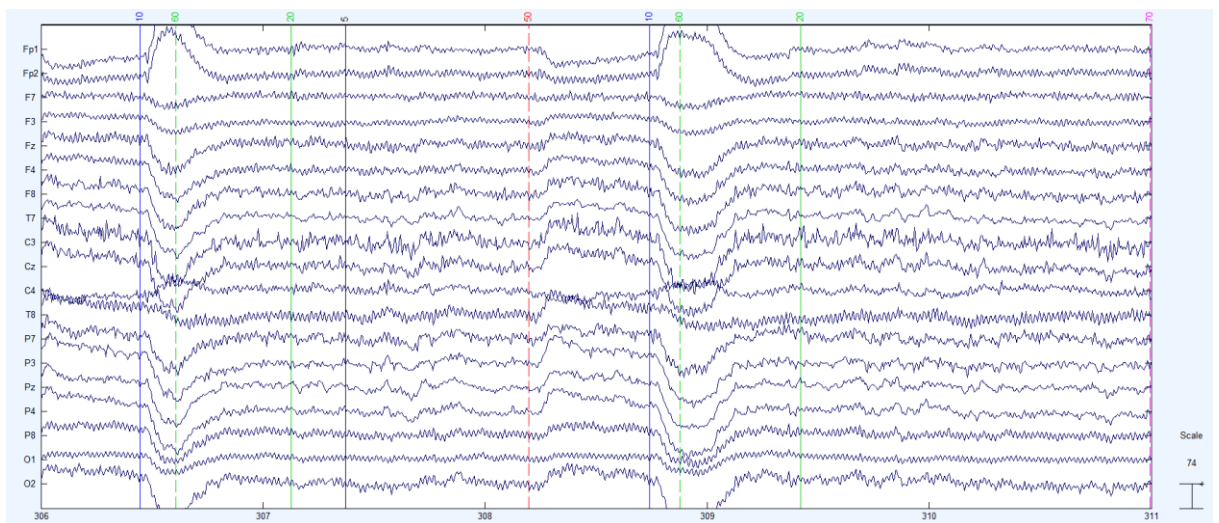


Obr. 11 Označení mrkání + očních pohybů

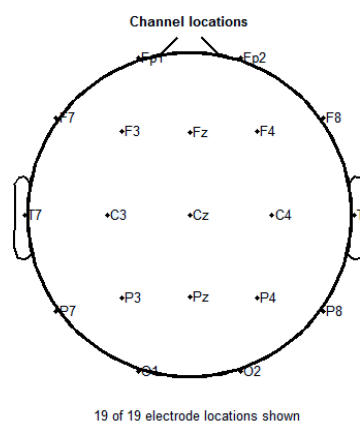
Červené čárkované čáry znázorňují nalezené hodnoty pomocí funkce `findpeaks()`. Osa x reprezentuje pořadí vzorků v matici a osa y představuje napětí v hodnotách  $\mu\text{V}$ . Černá čára v hodnotě  $y = 1$  představuje označené mrknutí,  $y = 2$  představuje zvýraznění jiného očního pohybu, než mrkání. Dále je zde znázorněn horizontální kanál, který je se všemi hodnotami s ním souvisejícími pro názornost posunut o 8 hodnot na ose y nahoru.

Jako pokračování je k dispozici ještě třetí část programu, kde sekvence příkazů vytvoří značky mrkání v EOG signálu. Výsledkem této části je matice „`alldata`“, která obsahuje původní data jak EEG tak i EOG signálu + časové značky, dále „`eegdata`“. Tato matice obsahuje 19 kanálů EEG záznamu + časové značky. Pokud načteme do toolboxu „`EEGLAB`“ tuto matici, naimportujeme časové značky „`import even info from data channel`“, kde zvolíme 20. kanál, který obsahuje značky, a pokud necháme vykreslit graf signálu, zjistíme, kde se v EEG signálu nacházejí mrknutí, viz Obr. 12. Značky označené od 1 do 5 představují původní časové značky, mrknutí ve vertikálním kanálu začíná

číslem 10 a končí číslem 20, v horizontálním jsou označeny čísly 50 a 60. Dále jsou ve vertikálním kanálu vyznačeny pohyby očí čísly 30 a 40, zatímco v horizontálním to jsou hodnoty 70 a 80. Pokud by se stalo, že mrknutí (oční pohyb) začíná, nebo končí ve stejný okamžik, kde se také nachází značky od 1 do 5, bude hodnota značky rovna začátku, nebo konci plus číslo od 1 do 5. Například pokud by mrknutí začalo ve stejný okamžik, jako začátek měření bude mrknutí označeno číslem 11 a končit bude číslem 20. Pravděpodobnost takového výskytu je rovna přibližně 0.5% v celém signálu.



Obr. 12 EEG záznam + časové značky



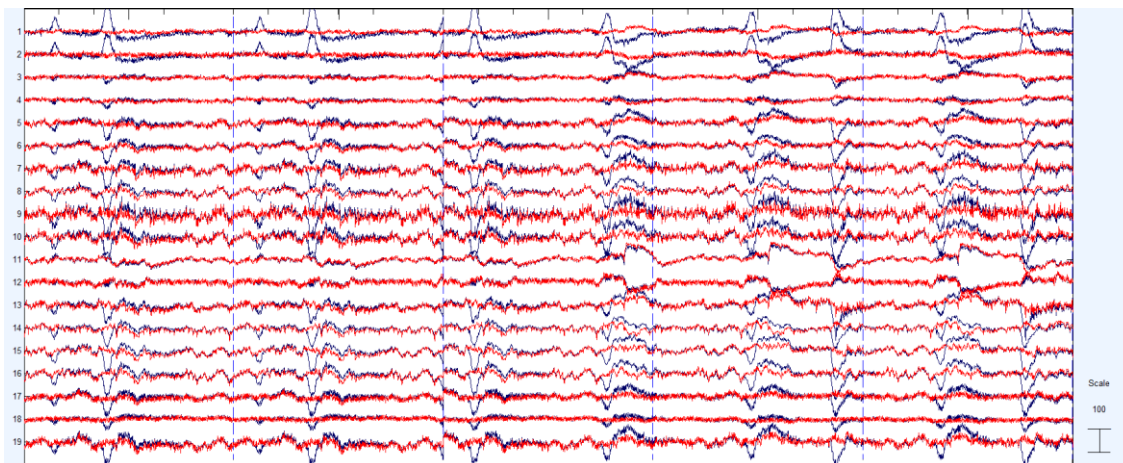
Obr. 13 Umístění elektrod EEG

Jak si můžeme povšimnout, mrknutí se projevuje nejvíce na elektrodách frontálních Fp1 a Fp2.

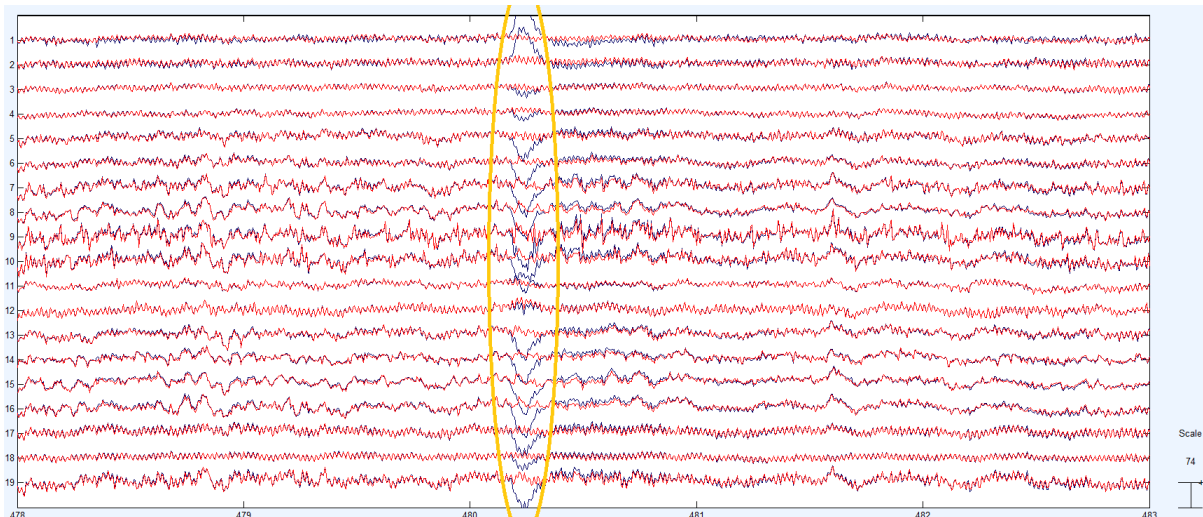
### 3.4.2 Druhá část

Druhá část řešení se zabývá odstraněním artefaktů z EEG signálu pomocí již známých metod. Já si ke své práci vybral metodu analýzy nezávislých komponent. Tuto metodu jsem si vybral z důvodu, že oproti ostatním vykazuje podobné % úspěšnosti odstranění artefaktů, ale řadí se mezi ty nejrychlejší metody. Také je tato metoda nejvhodnější pro odstranění očních artefaktů. To byl hlavní důvod, proč jsem si tuto metodu vybral. Princip fungování například popsal ve své diplomové práci Zdeněk Koldovský s názvem Analýza nezávislých komponent v EEG datech [8].

Využil jsem opět nástroj EEGLAB. V toolboxu byla implementována již zmíněná metoda, a tak mi pouze stačilo provést několik kroků k tomu, abych artefakty ze signálu odstranil [9]. Výsledek představuje Obr. 14, kdy se signál rozdělil na stejně dlouhé epochy (časové úseky). V Obr. 15 je modrou barvou označen původní signál, zatímco červenou signál bez artefaktů.



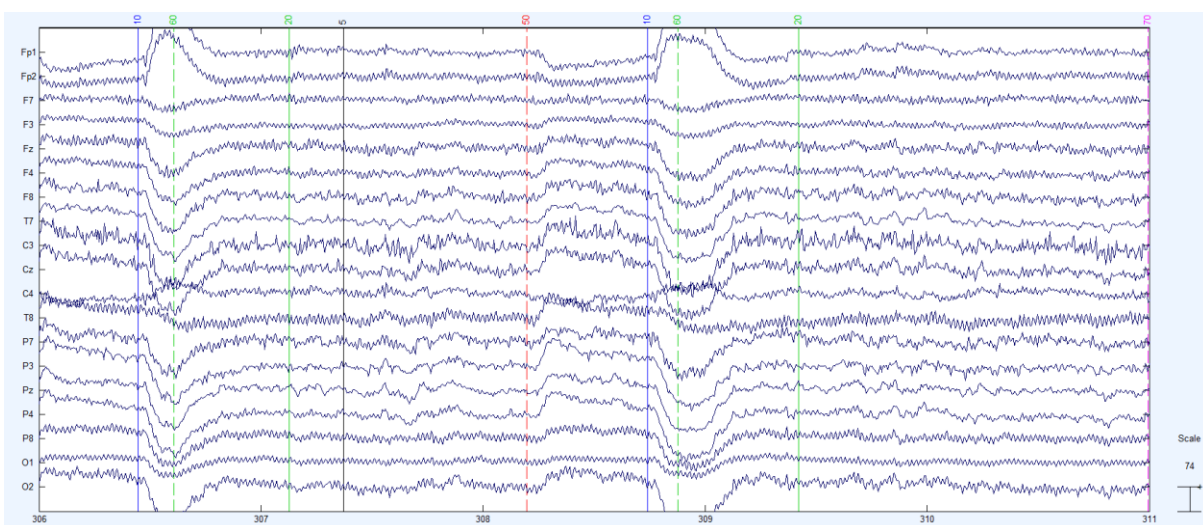
Obr. 14 Odstranění artefaktů, signál rozdělen do epoch



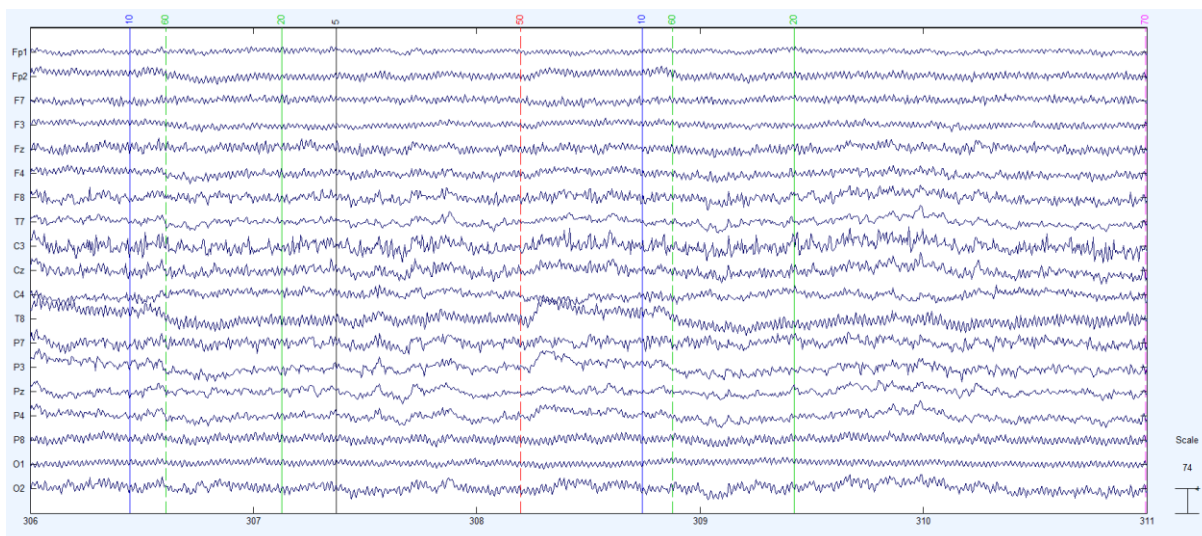
Obr. 15 Původní signál + signál bez artefaktů

### 3.4.3 Výsledek

Jak lze z Obr. 16 a 17 pozorovat, veškeré artefakty, které jsem odhalil z EOG signálu, byly také detekovány metodou nezávislých komponent v signálu EEG. Obr. 16 reprezentuje původní signál, zatímco Obr. 17 představuje signál již upravený pomocí metody nezávislých komponent. U obou obrázků osa x představuje počet vzorků dělený vzorkovací frekvencí (číslo 300 na ose x představuje 300\*250 vzorek v signálu), je možné na osu x nahlížet také z časového hlediska v [s].



Obr. 16 Původní signál s označením mrkání a očních pohybů



Obr. 17 Upravený signál s označením, kde se vyskytlo mrkání a oční pohyby

### 3.4.4 Zhodnocení výsledků

Vizuálně jsem si v signálu EEG označil mrknutí očí. Zaměřil jsem se na označování mrkání právě z důvodu, že zrakem jsem 100% schopen rozeznat tento jev. Takto označené části signálu jsem vyjmul. Získal jsem tak informaci o tom, na jakém prvku se událost nachází, kolik následujících prvků se nachází za označením první hodnoty a také součet těchto mrknutí. Dále jsem si z EOG signálu vybral pouze součet mrknutí a získal tak stejné číslo jako součet mrknutí, které jsem provedl z EEG signálu vizuálně. Pokud budeme předpokládat, že jsem vizuálně označil všechna mrknutí správně, získal jsem tak metodu, která je pro daná data 100% úspěšná při lokalizaci artefaktu mrkání z EOG záznamu. Vpozoroval jsem, že po přípravě signálu k analýze jsou v EOG kanálech velice dobře zřetelné pohyby očí. Zejména pak mrkání se projevuje velmi intenzivně.

Zjistil jsem, že veškeré oční artefakty, které jsem odhalil v EOG signálu, byly odstraněny pomocí metody analýzy nezávislých komponent v signálu EEG. Tento fakt jsem si ověřil tak, že jsem mrknutí v EEG signálu označená vizuální metodou absolutně zprůměroval. Získal jsem tak absolutní průměr z každého mrknutí. Pro výpočet jsem použil pouze první kanál z EEG signálu. Jedná se o elektrodu FP1, ve které se mrkání projevuje velmi intenzivně. Dále jsem na signálu, který byl upraven pomocí metody

analýzy nezávislých komponent, provedl to samé ze znalosti počátku mrknutí a délky jeho trvání. Získal jsem tak dvoje data absolutních průměrů jednotlivých mrknutí, které jsem měl uložené v matici. První řádek matice obsahoval průměrné hodnoty z vizuálního označení a druhý řádek matice obsahoval hodnoty z ICA. Porovnal jsem jednotlivá mrknutí a zjistil, že se výrazně liší, což jsem předpokládal. Zkoumáním o kolik % je nejmenší hodnota z vizuálního odstranění větší, než hodnota ze signálu upraveného pomocí nezávislých komponent, jsem dospěl k číslu lehce přesahující hodnotu 58.5%, což je dle mého názoru dostatečně velká hodnota na to, abych mohl tvrdit, že zde nastalo odstranění artefaktu. Tím pádem jsem dospěl ke 100% odstranění artefaktů mrkání z EEG signálu na základě vizuální detekce. Pro lepší představu je v Obr. 15 žlutou elipsou vyznačen artefakt mrkání odstraněný pomocí ICA metody. V tabulce 2 jsem shrnul jednotlivé metody a jejich úspěšnost v porovnání s vizuálním odstraněním artefaktů.

<b>Typ detekce</b>	<b>% úspěšnost</b>
Vizuální	Předpoklad je 100%
Automatická z EOG	100%
Automatická ICA z EEG	100%

Tabulka 2 Zhodnocení výsledků

## Závěr

Myšlenkou celé mé bakalářské práce byl výzkum, zdali odhalením očních artefaktů v EOG signálech mohou zpřesnit metodu v praxi již využívanou. Domníval jsem se, že mohu nalézt oční pohyby, které metoda nezávislých komponent neodhalí. Bohužel nic takového se nepotvrdilo. Ale potvrdilo se mi, že metoda na odstraňování očních artefaktů z EOG signálu, zejména mrknutí, funguje velice přesně pro daný soubor dat. Dále jsem si potvrdil, že metoda analýzy nezávislých komponent odhalí a odstraní veškeré oční artefakty, které byly detekovány na EOG signálu. Mohu tedy jen konstatovat, že se mi nepodařilo zpřesnit odhalování očních artefaktů tím, že naleznou artefakty v kanálech EOG signálu, poté využiji v EEG signálu analýzu nezávislých komponent a poté budu zjišťovat, zdali nějaký artefakt z EEG signálu nebyl opomenut. Jak je vidět, metoda nezávislých komponent je vynikající nástroj co se týče odhalování zejména očních artefaktů.

Závěrem bych rád řekl, že se mi ale podařilo vytvořit nástroj pro detekci mrkání z EOG signálu pro daný soubor dat, který chyběl v souboru nástrojů pro měření biosignálů vyvíjených na fakultě elektrotechnické.

## Použitá literatura

- [1] Neurologická ordinace: Co je to EEG (elektroencefalografie)?. [online]. [cit. 2012-04-25]. Dostupné z: <http://neurologicka.ordinace-uh.cz/eeg-laborator.php>
- [2] GERLA Václav, Lenka LHOTSKÁ a Vladimír KRAJČA. Trendy ve zpracování EEG. 2008, s. 53. Dostupné z: [http://www.sbmili.cz/journal/LaT\\_2008\\_3.pdf](http://www.sbmili.cz/journal/LaT_2008_3.pdf)
- [3] BROWN, Malcolm, Michael MARMOR, Eberhard ZRENNER, Mitchell BRIGELL a Michael BACH. ISCEV Standart for Clinical Electro-oculography (EOG). 2006, s. 8. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/8q34wm77k63x1736/?MUD=MP>
- [4] HAMAN, Petr. PŘEHLED SVODŮ UŽÍVANÝCH V EKG. In: [online]. [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>
- [5] Yuval-GREENBERG, S., TOMER, O., KEREN, A.S., NELKEN, & I. DEOUELL, 2008. Transient induced gamma-band response in EEG as a manifestation of miniature saccades. *Neuron* 58(3), 429–441.
- [6] Automatizace: Použití filtrů FIR v digitálním zpracování signálů. [online]. [cit. 2012-05-16]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2005110801>
- [7] IIR filtry. [online]. [cit. 2012-05-16]. Dostupné z: [http://proteus.fav.zcu.cz/~mautner/Azs/Azs9\\_Cislicova\\_filtrace\\_II\\_IIR.pdf](http://proteus.fav.zcu.cz/~mautner/Azs/Azs9_Cislicova_filtrace_II_IIR.pdf)
- [8] Z. KOLDOVSKY. Analýza nezávislých komponent v EEG datech. Nepublikovaná diplomová práce, ČVUT FJFI, 2002.
- [9] Artifact rejection and running ICA. [online]. [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: [http://esciedu.nctu.edu.tw/eeglab\\_workshop/ch/doc/2\\_ArtRej\\_RunningICA.pdf](http://esciedu.nctu.edu.tw/eeglab_workshop/ch/doc/2_ArtRej_RunningICA.pdf)
- [10] HORNIÁK, Robin. Analýza EEG signálu: Diplomová práce. 2010. vyd. ČVUT, 2010. Dostupné z: <http://cyber.felk.cvut.cz/research/theses/papers/92.pdf>
- [11] POKORNÝ, Jan. Elektroencefalografie. In: [online]. [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EEG.pdf>