

Institut "Jožef Stefan", Ljubljana, SLOVENIJA
1001 Ljubljana, Jamova 39 / P.O.B. 3000 /
Telefon: +386 1 477-3900
Telefaks: +386 1 477-3191, +386 1 251-9385

IJS – DP 10962

D. Ponikvar, J. Pirš, E. Margan

Elektronski sistem za merjenje signalov vidnega živca

Projekt L7-2392: ZAŠČITA OČI

Ljubljana, 12. 3. 2012

Elektronski sistem za merjenje signalov vidnega živca

Eksperimentalno delo v okviru projekta je usmerjeno predvsem v raziskave transporta signalov po vidnih živcih. Zaradi izredno šibkih evociranih potencialov, ki se prenašajo po vidnem živcu, gre za zelo zahtevne meritve, ki morajo potekati v laboratorijih, kjer so vsakršne zunanje motnje izključene do največje možne mere. Pri tem so zlasti nezaželene električne in magnetne motnje s frekvenco električnega omrežja in njenih mnogokratnikov, saj leže natanko v frekvenčnem območju merjenih potencialov vidnega živca. Zato je treba zagotoviti električno izolacijo celotnega prostora ter zagotoviti, da je v laboratoriju čim manj elektronske merilne opreme, ki bi lahko motila sam eksperiment.

Treba je poudariti, da klinična medicinska oprema, ki je v Sloveniji dostopna, ne omogoča študija dinamike odziva vidnega živca. Omogoča merjenje ponavljajočih se pojavov, pri katerih se električni signal vidnega živca periodično ponavlja (\leftrightarrow povprečenje). Na tak način ni mogoče spremljati pojavov kot je začasna slepota zaradi močnega svetlobnega bliska, prehodno zmanjšana zmožnost razpoznavanja barv in vzorcev, ki so tipični za delo n. pr.: z elektro-varjenjem. Prav tako je povsem nemogoče, da se v zahtevnem kliničnem okolju uporablja industrijske naprave, kot so n.pr.: naprave za varjenje.

Za potrebe analize prehodnih pojavov, kot je n.pr.: začasna slepota, ..., je bilo tako treba izdelati:

- umetni plazemski svetlobni izvor, ki ustrezno nadomesti varilski aparat v kliničnem okolju; naprava je podrobneje opisana v poročilu projekta za leto 2010 in zlasti v diplomski nalogi (COBISS.SI ID 7773780). Naprava je v fazi sprejetja kot mednarodni ISO Standardni izvor za varjenje. Postopki njene kalibracije po ISO Standardu so opisani v osnutku novega ISO Standarda (DP IJS DP 10961; COBISS.SI ID 23656871)
- razviti vzporedno elektronsko merilno vejo kot dodatek h klinični napravi Tomey EP 1000, ki omogoča sinhronizacijo merjenja evociranih signalov vidnega živca s hitrimi spremembami svetlobe (svetlobni pulzi, stereo slika).

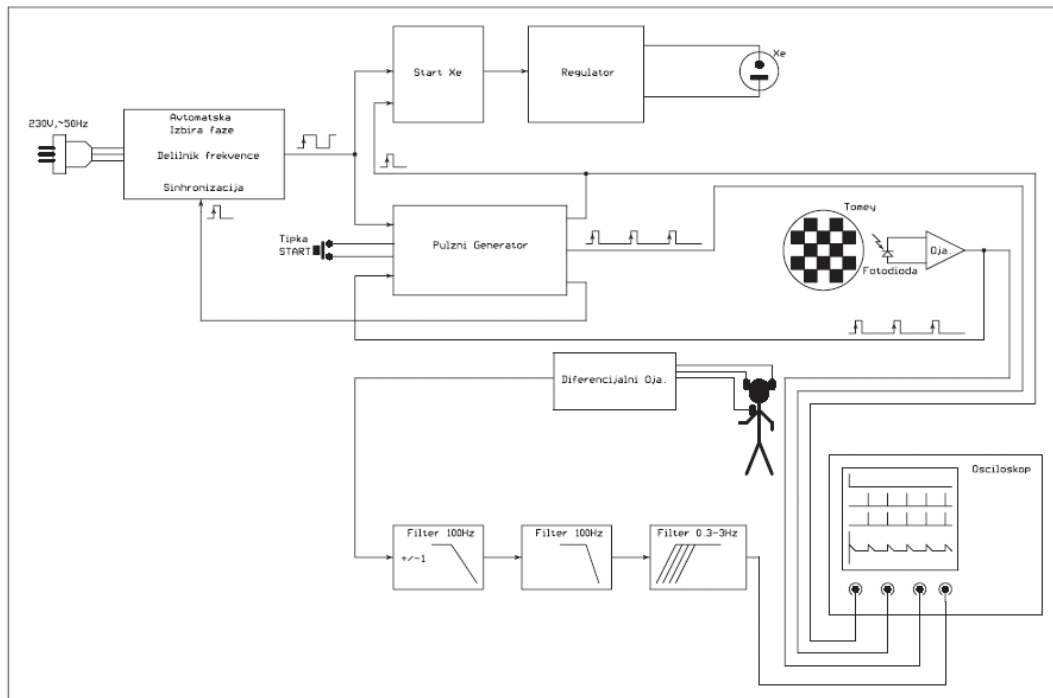
Zato je bilo potrebno razviti zahtevno dodatno elektronsko opremo, ki omogoča sinhronizacijo omenjenih svetlobnih signalov z normalnim delovanjem medicinske opreme. Treba je bilo tudi izvesti vzporedno merjenje signalov vidnega živca, kot ga detektirajo take klinične medicinske naprave in ki omogoča hitrejšo analizo pojavov.

Blok shema dodatne elektronske merilne opreme, ki omogoča dinamične meritve evociranih signalov vidnega žica na osnovi nizko-šumnega instrumentacijskega ojačevalnika klinične naprave Tomey EP 1000, je prikazana na sliki 1.

Merilna elektronika (podrobnejši elektronski načrti so priloženi v prilogi 2) je zasnovana tako, da vzporedno s klinično napravo za merjenje evociranih signalov vidnega živca (Tomey EP 1000) zajema signal na izhodu njenega predojačevalnika, ga ojačuje in dodatno frekvenčno filtrira ter v vodi na vhod digitalnega osciloskopa, ki omogoča digitalno povprečevanje. Na ta način je mogoče meritev sinhronizirati z osnovno klinično napravo Tomey EP 1000 ter tako uporabljati standardne merske metode in svetlobne stimuluse, ki so že uveljavljene v medicini, hkrati pa signale sinhronizirati z omrežno frekvenco in tako zagotoviti večjo stabilnost in izboljšanje točnosti meritve ter predvsem hitrost samih meritev.

Signal, ki ga meri osciloskop se shrani v digitalni obliki v njegovem pomnilniku in ga je mogoče prenesti v procesni PC računalnik. Za dodatno izboljšanje kvalitete merjenja signala je bil razvit poseben

adaptivni digitalni filter, ki se sproti prilagaja samemu signalu in dodatno izloči vse motnje, ki so posledica električne omrežne napetosti. Omenjeni adaptivni digitalni filter je posebej opisan v prilogi 1.



Filtriranje signalov VEP in ERG

Dušan Ponikvar

1. Opis metod za testiranje in signalov

Pri testiranju VEP in ERG gre za preverjanje aktivnosti in sposobnosti organov, ki sodelujejo pri zaznavanju svetlobe. Testiranje bazira na optičnem stimuliranju ter odčitavanju električnih signalov, ki so posledica biološke aktivnosti. Optično stimuliranje je izvedeno kot serija kratkotrajnih bliskov definirane jakosti ali periodično ponavljanje vzorca v vidnem polju testirane osebe. Električne signale se odjema bodisi s kože na čelu in zatilju osebka pri VEP testiranju ali izpod vek in s kože na sencih pri ERG testiranju. ERG metoda je lokalizirana na diagnostiko očesa, medtem ko je VEP diagnostika uporabna za preverjanje vidnih poti od očesa do možgan.

Električni signal nastane zaradi spremembe svetlobe ali slike, ki jo oko zaznava. Koristni električni signali pri obeh verzijah testiranja so majhni, njihova velikost dosega do nekaj deset mikrovoltov. Odziv na optično stimulacijo očesa se pojavi po manj kot sto milisekundah, traja pa nekako do petsto milisekund. Pri ponovljenem stimuliranju očesa se ponovi tudi rezultirajoči električni signal. Zajeti električni signal je sestavljen iz harmonskih komponent, ki segajo do frekvence 100Hz.

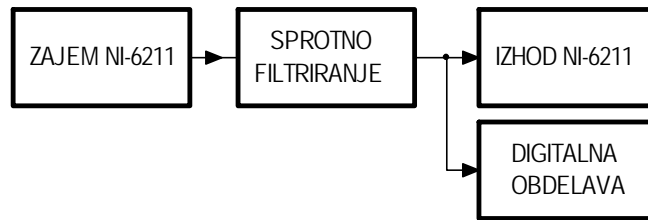
Električne motnje pri zajemanju bioloških signalov so različne. Nekatere so posledica sporadične mišične aktivnosti, ki je potrebna za vzdrževanje položaja glave, dihanja, utripanja z vekami, ... Te najlaže omilimo tako, da omogočimo poskusnemu osebku udoben položaj in čim bolj umirimo. Zunanje motnje so predvsem posledica okoliških elektromagnetnih signalov, najbolj moti signal z omrežno frekvenco. Te problem bi bilo mogoče rešiti s postavljanjem Faradeyevе kletke za signale nizkih frekvenc, kar pa zahteva posebne in drage tehnike. Komerzialno dosegljive naprave za VEP in ERG diagnostiko raje izkoriščajo tehniko povprečenja. Poskusna oseba se stimulira s sto (po standardu) optičnimi stimuli, električni signali pa se povprečijo. Tako se v medicini dobi uporaben rezultat. Žal je tehnika za testiranje vplivov zaslepitve neprimerna, saj zahteva preveč ponovitev in časa.

Ker je pričakovati, da bodo poskusi izvedeni v realnem bolnišničnem okolju, kjer prostori niso zaščiteni proti nizkofrekvenčnim elektromagnetnim signalom, je treba ubrati drugačno pot. Zajete, z motnjami obremenjene signale se da očistiti z digitalnim filtriranjem na računalniku. Pri tem je treba poskrbeti, da filtriranje poteka v realnem času, kar pri bioloških signalih, ki so relativno počasni, ni problem. Prvi približek k filtriranemu signalu dobimo z implementacijo pasovno-zapornega filtra (»notch« karakteristika). Žal raba takega filtra pokvari obliko električnega odziva očesa, saj pravi odziv vsebuje tudi harmonske komponente v bližini omrežne frekvence.

2. Uporabljeni postopek

Za potrebe filtriranja in analize VEP / ERG signalov je bil napisan računalniški program za zajemanje in obdelavo. Program je napisan v okolju LabView, zajemanje temelji na univerzalni enoti za zajemanje in generiranje signalov firme National Instruments NI-6211 (ločljivost znaša 16 bitov, največja frekvenca vzorčenja je 250kHz, USB povezava na osebni računalnik). Potrebno sprotno filtriranje proti motnjam omrežnih signalov je narejeno z implementacijo adaptivnega filtra (metoda

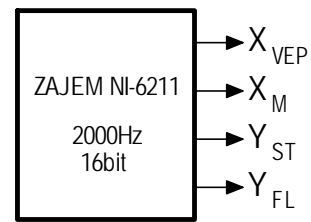
LMS, »least mean square«), izhod tega filtra pa je naknadno digitalno obdelan in povprečen ter predstavljen uporabniku, slika 1.



Slika 1: Postopek filtriranja signalov

2.1 Zgradba dela za zajem signalov

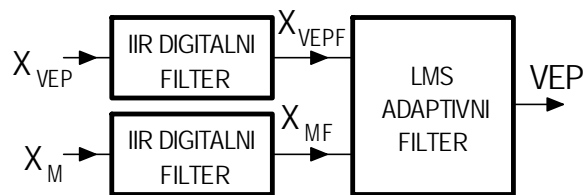
V programskem okolju LabView obstajajo standardni moduli za zajemanje podatkov z enotami firme National Instruments. Ti moduli so uporabljeni v programu. Parametri za zajemanje so izbrani glede na opazovane signale. Frekvenca vzorčenja znaša 2000Hz, v trenutni verzijo programa pa zajemamo štiri signale sočasno: VEP signal X_{VEP} , signal referenčne motnje omrežja X_M , signal sinhronizacije s svetlobnim stimulusom Y_{ST} ter signal za sinhronizacijo z zasleplnim bliskom Y_{FL} , slika 2.



Slika 2: Zajem signalov

2.2 Zgradba dela za sprotno filtriranje

Del za sprotno filtriranje je sestavljen iz klasičnih digitalnih filtrov in filtra za LMS metodo, slika 3. Za implementacijo LMS metode potrebujemo še primeren referenčni motilni signal X_{MF} , tega izpeljemo iz signala referenčne motnje omrežja X_M .



Slika 3: Sprotno filtriranje

2.2.1 Digitalni filtri tipa IIR

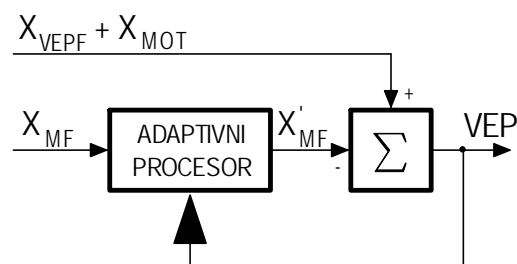
Oba digitalna filtra sta implementirana kot IIR (Infinite Impulse Response) strukturi, pri tem so parametri filtriranja nastavljivi preko ustreznih gumbov in okenc na zaslonu računalnika. Tipični parametri delovanja filtrov so:

- Filter za X_{VEP} : Beslov filter, 2. red, nizko-prepustni, mejna frekvenca 80Hz,
- Filter za X_M : Besslov filter, 4. red, pasovno-prepustni, mejni frekvenci 30Hz in 70Hz.

2.2.2 LMS adaptivni filter - postopek

Adaptivno filtriranje po LMS postopku je opisano med drugim v literaturi a) in b). V nadaljevanju sledi povzetek algoritma.

Vzemimo bločno shemo s slike 4. Vhodni signal predstavlja kombinacija $X_{VEPF} + X_{MOT}$, pri tem X_{MOT} predstavlja neželjeno motilno komponento, ki ima lastnosti napajalnega omrežja s frekvenco 50Hz, vsebuje pa še višje harmonske komponente. Lastnosti motilnega signala poznamo, saj imamo omrežni signal X_{MF} na razpolago in natanko poznamo njegovo frekvenco ter fazo. Zato lahko s pomočjo enote »ADAPTIVNI PROCESOR« signal X_{MF} modificiramo po



Slika 4: LMS algoritem

velikosti in fazi v signal X_{MF}' tako, da bo efektivna vrednost razlike signalov $X_{VEPF}+X_{MOT}$ ter X_{MF}' (signal VEP) najmanjša. To se zgodi takrat, ko uspemo s spreminjanjem parametrov delovanja enote »ADAPTIVNI PROCESOR« popolnoma kompenzirati vrednost X_{MOT} v originalnem vhodnem signalu. Takrat je X_{MF}' enak X_{MOT} .

Adaptivni procesor zgradimo kot klasični filter tipa FIR, pri tem so filterski koeficienti spremenljivi. Z optimalno izbiro filterskih koeficientov torej lahko popolnoma kompenziramo vpliv omrežne motnje. V literaturi je pokazano, da se da do optimalnih koeficientov filtra FIR priti po iterativnem postopku, za postopek velja formula:

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu\varepsilon_k X_k$$

Pri tem predstavlja W_{k+1} vektor vrednosti koeficientov FIR filtra v $k + 1$ koraku, ε_k je vektor velikost napake v k -tem koraku, X_k je vektor vrednosti vhodne funkcije v k -tem koraku in μ hitrost adaptacije koeficientov FIR filtra. Vrednost koeficientov FIR filtra je narisana na zaslonu v obliki diagrama za kontrolo delovanja filtra.

Adaptivni filter daje na svojem izhodu signal VEP, ki je filtrirana verzija vhodnega signala $X_{VEPF}+X_{MOT}$ ves čas. Izhodni signal VEP je optimalno filtriran glede na dan referenčni motilni signal X_{MF} .

2.2.3 Referenčna motnja X_{MF}' za LMS postopek

Za referenčno motnjo X_{MF} bi lahko direktno uporabili harmonski signal z omrežno frekvenco, kakršnega dobimo na izhodu iz IIR filtrov. Zaradi možnosti odstranjevanja motilnih komponent s frekvencami, ki so enake mnogokratniku omrežne frekvence, lahko v programu izberemo tudi drugačne oblike referenčne motnje.

Če harmonski signal spremenimo v pravokotnega s pomočjo digitalnega komparatorja, potem bo LMS postopek sposoben izločati poleg motilnega signala z omrežno frekvenco še komponente, ki imajo lihe mnogokratnike omrežne frekvence. Če harmonski signal spremenimo v žagastega, lahko LMS postopek izloča poleg motilnega signala s frekvenco omrežja še vse komponente z mnogokratniki omrežne frekvence.

Referenčni nivo komparatorja nastavljamo preko računalnikovega zaslona, kjer tudi izbiramo primerno obliko referenčne motnje.

2.2.4 Hitrost adaptacije μ LMS postopka

Hitrost adaptacije μ je nastavljiva na zaslonu računalnika. Kadar je vrednost faktorja μ enaka nič, je adaptacija ustavljena in ADAPTIVNI PROCESOR nadaljuje s filtriranjem, akršnega mu narekujejo trenutne vrednosti koeficientov FIR filtra. Te lahko postavimo na izhodiščno vrednost s pritiskom na gumb na zaslonu računalnika.

2.3 Zgradba dela za generiranje signala

Ključne signale, ki sodelujejo v obdelavi in filtriranju, lahko pošljemo na analogni izhod vmesnika NI-6211 za nadaljnje opazovanje na zaslonu običajnega osciloskopa. Pred generiranjem analognih vrednosti so signali še interpolirani s faktorjem, ki ga uporabnik poda preko zaslona računalnika; interpoliranje omogoča gladkejšo sliko na zaslonu osciloskopa.

2.4 Zgradba dela za digitalno obdelavo

Digitalno filtrirane signale lahko uporabnik opazuje na zaslonu računalnika na več načinov. Na zaslonu se sproti v oknu izrisuje časovni potek poljubnega ključnega signala ali njegov frekvenčni spekter, ki sodeluje pri digitalnem filtriranju. Signale je mogoče tudi kontinuirano shranjevati na trdi

dik računalnika za referenco ali nadaljno obdelavo. Shranjevanje je urejeno v binarnem formatu, ki je primeren za direkten uvod v programe za matematično analizo signalov.

Računalnik lahko na zaslonu tudi delno preuredi, povpreči in analizira VEP signal.

2.4.1 Preurejanje in povprečenje filtriranega signala

Svetlobni stimulus za VEP meritev navadno večkrat ponovimo in odzive povprečimo, tako dobimo rezultat, ki je z motnjami manj obremenjen. V ta namen program kontinuiran signal VEP z izhoda adaptivnega filtra razreže na kose. Začetek kosa definira referenčni signal Y_{ST} , to je signal za sinhronizacijo s svetlobnim stimulusom. Trajanje kosa znaša 250ms, v tem času najpomembnejši del električnega odziva očesa izzveni.

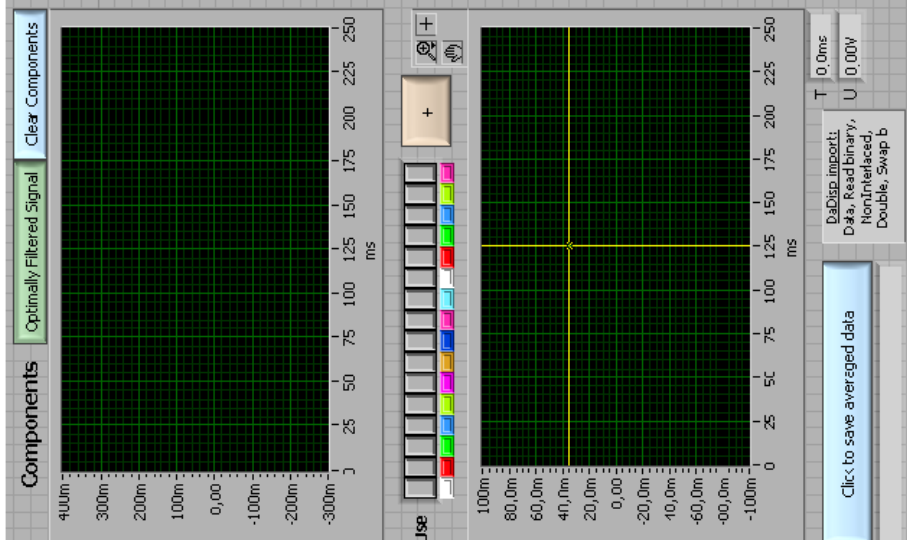
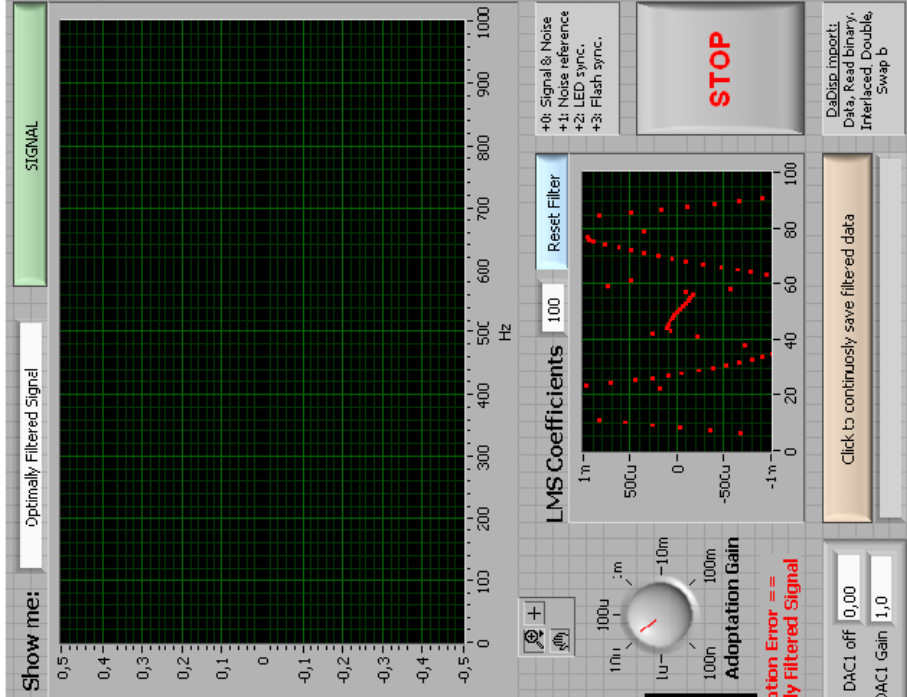
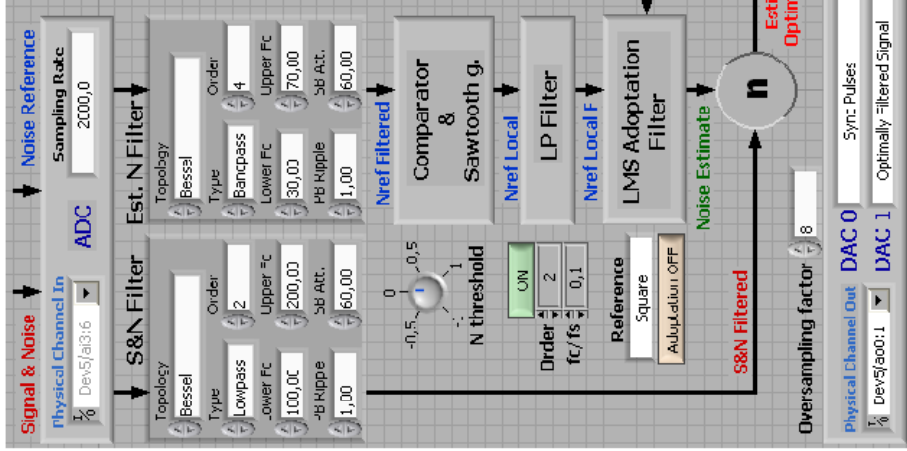
Računalnik izriše v za to predvideno okence do šestnajst zaporednih električnih odzivov očesa. Vsak odziv je označen z barvo, uporabnik pa lahko iz nadaljnje analize izloči tiste električne odzive, ki niso bili primerno zajeti in zato niso primerni za upoštevanje v povprečju. Taki so na primer signali, ki nastanejo zaradi mežikanja poskusne osebe ali nenadnih premikov glave. Električni odzivi, ki so primerni za obdelavo se povprečijo in rezultat računalnik pokaže v drugem okencu, kjer lahko uporabnik z miško in kurzorji odčita značilne vrednosti in čase odziva očesa.

Preurejene, razrezane in analizirane signale lahko uporabnik shrani na disk računalnika za nadaljnjo obdelavo. Podatki so shranjeni v binarni obliki.

Literatura:

- a) Widrow B., Sterns S.: Adaptive signal processing, Prentice-Hall, 1985
- b) Ifeachor E. C., Jervis B. W.: Digital signal processing, Pearson education limited, 2002

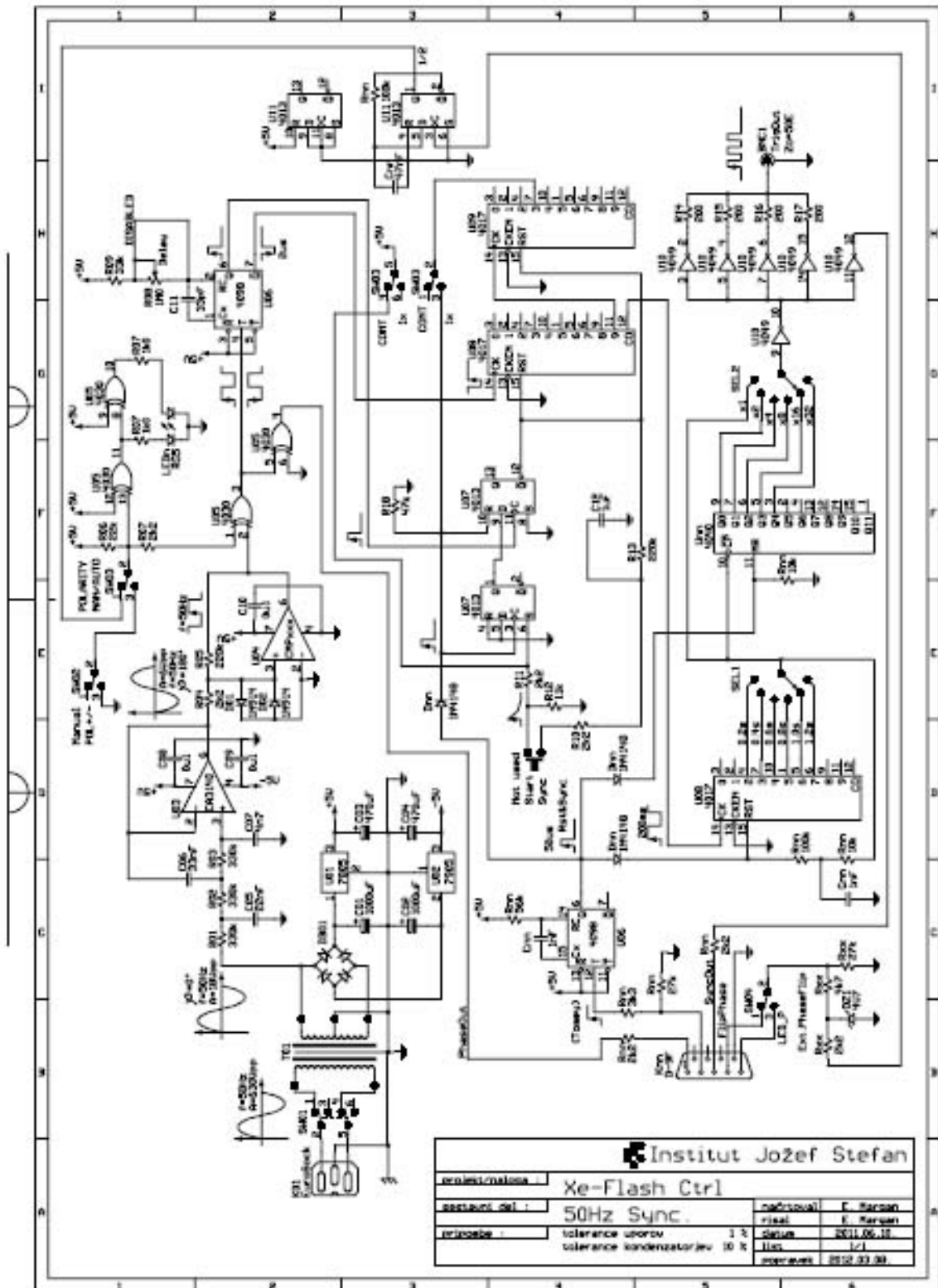
Dodatek: Slika zaslona s programom za obdelavo VEP signalov



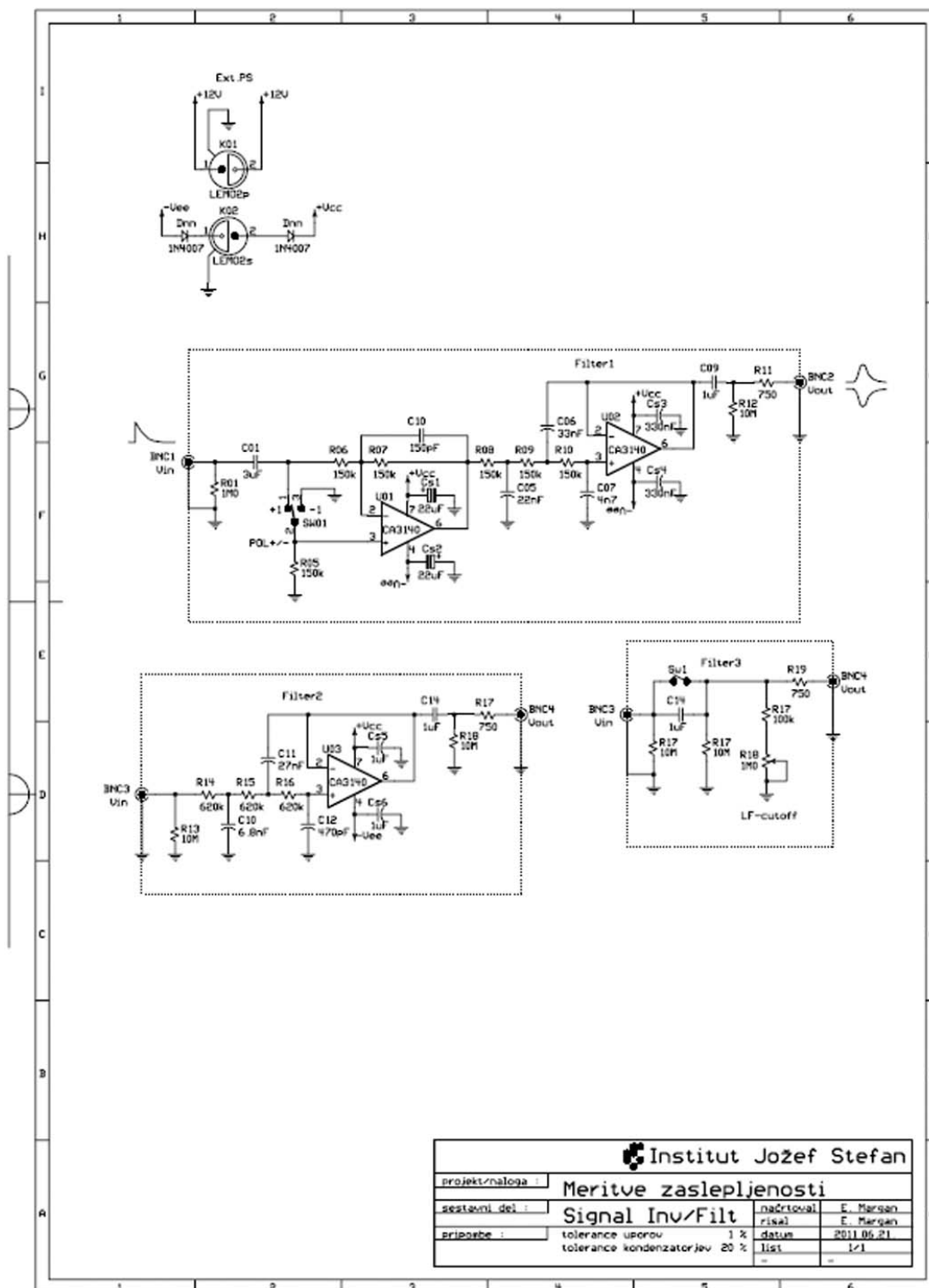
Scheme elektronskih vezij,

ki sestavljajo elektronski merilni sistem, ki lahko sinhrono deluje vzporedno s klinično napravo Tomey EP 1000

Digitalni programator eksperimenta in sinhronizacija z omrežno napetostjo:



Ojačevalnik optično evociranih signalov vidnega živca s pasovnim filtrom prilagojenim VEP signalom:



Optična sinhronizacija z merilnimi svetlobnimi signali klinične naprave Tomey EP 1000:

