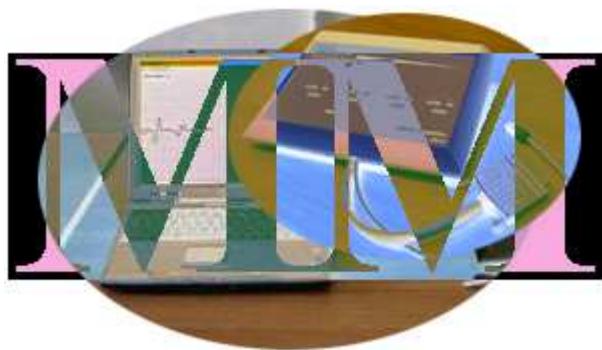


UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

**AUTOMATSKA DIJAGNOSTIKA
SENZORNO-MOTORNIH PROMENA:
Novi elektromioneurograf (EMNG)**

Magistarska teza



Kandidat:
Milica Janković, dipl. inž.

Mentor:
prof. dr Dejan Popović

Beograd, 2008. godine

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj, RBR	
Identifikacioni broj, IBR	
Tip dokumentacije, TD	Monografska publikacija
Tip zapisa, TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada, VR	Magistarska teza
Autor, AU	Milica M. Janković, dip. inž.
Mentor/Komentor, MN	prof. dr Dejan Popović
Naslov rada, NR	Automatska dijagnostika senzorno-motornih promena: Novi elektromioneurograf (EMNG)
Jezik publikacije, JP	Srpski
Jezik izvoda, JI	Srpski
Zemlja publikovanja, ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje, UGP	Beograd
Godina izdavanja, GO	2008.
Izdavač, IZ	Elektrotehnički fakultet
Mesto i adresa, MA	Srbija, 11000 Beograd, Bulevar kralja Aleksandra 73
Fizički opis rada, FO	(broj poglavlja/strana/literature/tabela/slika/priloga) 8/80/36/6/63/2
Naučna oblast, NO	Upravljanje sistemima
Naučna disciplina, ND	Medicinska tehnika
Predmetna odrednica/ključne reči, PO	EMG, ENG, virtuelna instrumentacija
UDK	
Čuva se, ČU	Biblioteka Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu Srbija, 11000 Beograd, Bulevar kralja Aleksandra 73
Važna napomena, VN	
Izvod, IZ	Rezultat magistarskog rada je novi višekanalni EMNG uređaj koji u sebe integriše standardni personalni računar, A/D pretvarač, pojačavač i elektronski stimulator. Novi EMNG uređaj podržava elektronski karton pacijenta, EDF/EDF+ standard za arhiviranje podataka, fleksibilnost u primeni, i omogućava kvalitetnu dijagnostiku promena na senzorno-mišićnom sistemu čoveka u skladu sa medicinskim standardima. Doprinos rada je u konkretnoj realizaciji novog EMNG uređaja koji će se koristiti za dalji razvoj algoritama za automatsku dijagnostiku senzorno-motornih promena.
Datum prihvatanja teme od strane Naučno-nastavnog veća, DP	21.6.2005.
Datum odbrane, DO	4.4.2008.
Članovi komisije, KO	dr Dejan Popović dr Mirjana Popović dr Laslo Švirtlih

**UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING**

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, AN	
Identification number, IN	
Document type, DT	Monographical publication
Type of record, TR	Printed material
Contents code, CC	M.Sc. thesis
Author, AU	Milica M. Janković, B.Sc.
Menthor/Comenthor, MN	Dejan Popović, Ph.D
Title, TL	Automatic diagnostic of sensory-motor disorders: New electromyoneurograph (EMNG)
Language of text, LT	Serbian
Language of abstract, LA	English
Country of publication, CP	Republic of Serbia
Locality of publication, LP	Belgrade
Publication year, PY	2008.
Publisher, PU	Faculty of Electrical Engineering
Publication place, PP	Serbia, 11000 Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73
Physical description, PD	(chapters/pages/literature/tables/pictures/apendix) 8/80/36/6/63/2
Scientific field, SF	Control Systems
Scientific discipline, SD	Medical Technics
Subject/keywords, SKW	EMG, ENG, virtual instrumentation
UC	
Holding data, HD	Library of Faculty of Electrical Engineering Serbia, 11000 Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73
Notes, N	
Abstract, A	The result of this M.Sc. thesis is the new multichannel EMNG instrument. This system includes standard personal computer, A/D converter, amplifier and electronic stimulator. New EMNG system has electronic patient record concept, use EDF/EDF+ standard for data storing, this system is flexible, and facilitates high quality diagnostic of sensory-motor disorders in accordance of medical standards. The point of this thesis is realisation of new EMNG instrument that will be used for further development of algorithms for automatic diagnostic of sensory-motor disorders.
Accepted by the Scientific Board, ASB	21.6.2005.
Defended, DE	4.4.2008.
Thesis defended board, DB	dr Dejan Popović dr Mirjana Popović dr László Švártlih

SADRŽAJ

1. UVOD	8
2. ElektroMioNeuroGrafija (EMNG)	10
2.1. Elektrofiziologija nerava i mišića	10
2.2. Pojam i istorijat ElektroMioNeuroGrafije	11
2.3. Primena ElektroMioNeuroGrafije.....	12
2.4. Elektromioneurografski signali	13
3. MERNO-AKVIZICIONI EMNG SISTEMI.....	18
3.1. Pregled postojećih EMNG sistema	20
3.2. EMNG pojačavači.....	25
3.2.1. Realizacija EMNG pojačavača	25
3.3. EMNG stimulatori – osnovne karakteristike	33
4. MasterMyo EMNG SISTEM	35
4.1. Opis MasterMyo sistema	35
4.2. MasterMyo baza podataka	36
4.2.1. Elektronski zdravstveni karton pacijenta	36
4.2.2. Organizacija MasterMyo baze podataka.....	37
4.3. Standardizacija podataka – MasterMyo datoteka	41
4.3.1. Istorijat i specifičnosti EDF/EDF+ formata	41
4.3.2. Organizacija MasterMyo datoteke	42
4.4. MasterMyo interfejs i algoritmi	47
4.4.1. Glavni meni.....	48
4.4.2. Meni Studije.....	50
4.4.3. Meni Ispitivanja	51
4.4.4. Interfejsi i algoritmi akvizicionih instrumenata	53
4.5. MasterMyo primena i rezultati.....	61
4.5.1. Eksperiment 1: Polimiografija – Uticaj terapije	61
4.5.2. Eksperiment 2: Polimiografija – EMG na <i>m. orbicularis oris</i>	63
4.5.3. Eksperiment 3: Polimiografija – Zamor mišića	64
4.5.4. Eksperiment 4: Snimanje senzornog i motornog potencijala.....	68
4.5.5. Eksperiment 5: Snimanje EMNG signala pomoću pojačavača iz poglavlja 3.2.....	70
5. ZAKLJUČAK	72
PRILOG 1	74
PRILOG 2	76
LITERATURA.....	78

LISTA SLIKA

Sl. 2.1. Akcioni potencijal.....	10
Sl. 2.2. Potencijal motorne jedinice	13
Sl. 2.3. Uticaj nivoa kontrakcije na raspoznavanje pojedinačnih potencijala MJ.....	14
Sl. 2.5. Realna ENG studija	15
Sl. 2.6. Šematski prikaz snimanja motornog EMG-a.....	16
Sl. 2.7. Realna motorna EMG studija na <i>n. medianus</i> i <i>thenar</i> mišićnoj grupi	16
Sl. 2.8. a) H-refleks na <i>soleus</i> mišiću b) F-talas duž <i>peroneal</i> nerva.....	17
Sl. 3.1. Šematski prikaz merno-akvizicionog EMNG sistema.....	18
Sl. 3.2. Komunikacija računara i stimulatora.....	19
Sl. 3.3. Dijagram komunikacionih signala između stimulatora i računara.	19
Sl. 3.4. <i>Myoquick</i> i <i>Myohandy</i> EMNG sistemi	20
Sl. 3.5. <i>Keypoint</i> sistemi.....	21
Sl. 3.6. <i>ME6000</i> portabl sistem sa bežičnom komunikacijom sa <i>MegaWin PC</i> softverom	22
Sl. 3.7. <i>MA-300-16</i> sistem.....	23
Sl. 3.8. <i>Active High Density EMG electrode array</i> (levo), <i>MyoLab</i> softver (desno).....	24
Sl. 3.9. <i>INA114</i> – instrumentacioni pojačavač	26
Sl. 3.10. <i>DRL</i> kolo.....	26
Sl. 3.11. Princip funkcionisanja <i>DRL</i> kola.....	27
Sl. 3.12. Ekvivalentno kolo za <i>DRL</i> sistem.....	27
Sl. 3.13. Karakteristika <i>DRL</i> kola	28
Sl. 3.14a) Modifikovano <i>DRL</i> kolo.....	28
Sl. 3.14b) Karakteristika modifikovanog <i>DRL</i> kola	28
Sl. 3.15a) Deo EMNG pojačavača “ka pacijentu”	29
Sl. 3.15b) Deo EMNG pojačavača “ka računaru”	30
Sl. 3.15c) Drugi stepen pojačavača može imati pojačanja 2/11/101 d) Izlovanje napajanje kola „ka pacijentu“ i „ka računaru“	30
Sl. 3.16a) Karakteristika aktivnog NF filtra u izlaznom stepenu EMNG pojačavača	31
Sl. 3.16b) Karakteristika aktivnog VF filtra u izlaznom stepenu EMNG pojačavača	31
Sl. 3.17. Simulirana karakteristika EMNG pojačavača za pojačanje 1000.....	32
Sl. 3.18 Realna karakteristika EMNG pojačavača za pojačanje 1000	32
Sl. 3.19. Kriva kronaksije.....	33
Sl. 3.20a) Monofazna nekompenzovana b) Monofazna kompenzovana stimulacija.....	33
Sl. 3.20.c) Bifazna simetrična d) Bifazna asimetrična stimulacija	34
Sl. 4.1. Konfiguracija <i>MasterMyo</i> sistema.....	35
Sl. 4.2. a) površinska merna elektroda b) referentna elektroda c) stimulaciona elektroda	36
Sl. 4.3. Pregled tabela u <i>MasterMyo</i> bazi	38
Sl. 4.4. <i>MasterMyo</i> EDF+ datoteka.....	42
Sl. 4.5. Navigacija kroz <i>MasterMyo</i> aplikaciju.....	47
Sl. 4.6. Inicijalizacioni prozor.....	48
Sl. 4.7. Glavni meni	48
Sl. 4.8. Prozor koji se otvara ako pacijent istog imena i prezimena već postoji u bazi	49
Sl. 4.10. Meni Studije.....	50
Sl. 4.11. Otvaranje nove studije	51
Sl. 4.12. Meni Ispitivanja	51
Sl. 4.13. Meni Novo Ispitivanje – podešavanje parametara.....	52
Sl. 4.14. Forma izveštaja	52
Sl. 4.15. Interfejs instrumenta za snimanje polimiografije	53
Sl. 4.16. Programski kôd instrumenta za polimiografsko ispitivanje	54
Sl. 4.17. Interfejs za pregled polimiografskog snimanja.....	55

Sl. 4.18. Interfejs instrumenta za snimanje ENG i motornih EMG ispitivanja.....	57
Sl. 4.19a). Programski kôd instrumenta za ENG i motorno EMG ispitivanje.....	58
Sl. 4.19b) Detalj iz akvizicije sa slike 4.19.a).....	59
Sl. 4.20. Interfejs za pregled ENG i motornih EMG ispitivanja.....	60
Sl. 4.21. <i>m. tibialis anterior</i> i <i>m. gastrocnemius</i>	61
Sl. 4.22. EMG signali na <i>m. tibialis anterior</i> i <i>m. gastrocnemius</i> pre a) i posle terapije b)	62
Sl. 4.23. <i>m orbicularis oris</i>	63
Sl. 4.24. EMG i RMS signali na <i>m. orbicularis oris</i> na „zdravoj“ i „bolesnoj“ strani	64
Sl. 4.25. <i>m. rectus femoris</i> , <i>m. vastus medialis</i> , <i>m. vastus lateralis</i> , <i>m. tibialis anterior</i>	64
Sl. 4.26. Položaj noge ispitanika u toku eksperimenta.....	65
Sl. 4.27. EMG signali na <i>m. rectus femoris</i> , <i>m. vastus medialis</i> , <i>m. vastus lateralis</i> , <i>m. tibialis anterior</i> pri maksimalnoj kontrakciji i održavanju konstantne sile	66
Sl. 4.28. Smanjivanje medijane učestanosti pri zamoru mišića	67
Sl. 4.29. SCV analiza na <i>n.ulnaris</i>	68
Sl. 4.30. Senzorni potencijal na <i>n. medianus</i>	69
Sl. 4.31. Motorni potencijal na <i>n. ulnaris</i>	69
Sl. 4.33. Položaj elektroda za snimanje senzornog potencijala: stimulacione elektrode su na malom prstu, a merne elektrode na ručnom zglobu	70
Sl. 4.34. EMG signal (gore) na <i>thenar</i> mišićnoj grupi i njegov amplitudski spektar (dole).....	71
Sl. 4.35. Senzorni evocirani potencijal na <i>n. ulnaris</i> za pozicije elektroda kao na Sl. 4.33 –dva pokušaja	71

LISTA TABELA

Tabela 1. EDF+ zaglavje.....	43
Tabela 2. Struktura tela EDF+ datoteke.....	45
Tabela 3. Struktura jedne liste anotacija	45
Tabela 4. Liste anotacija u jednom zapisu	46
Tabela 5. Primer jednog ‘EDF Annotations’ signala.....	46
Tabela 6a). Uporedne karakteristike standarda za jednodimenzione biomedicinske signale	74
Tabela 6b). Uporedne karakteristike standarda za jednodimenzione biomedicinske signale.....	75

Zahvalnica

Zahvaljujem se prof. Dejanu Popoviću na profesionalnim savetima i sugestijama tokom realizacije ovog rada.

Mišljenje lekara Zavoda za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ je u velikoj meri uticalo na izgled *MasterMyo* uređaja. Zahvaljujem se dr Laslu Švirtlihu na savetima koja su pratila kliničko testiranje.

Zahvaljujem se dragim kolegama Jeleni Ćertić, Zoranu Đorđeviću i Nebojiši Maleševiću na stručnoj i tehničkoj pomoći.

Posebno se zahvaljujem svojoj porodici, suprugu i roditeljima, na ogromnom strpljenju.

1. UVOD

Aktuelni koncept *medicine zasnovane na dokazima* („evidence based medicine“) podrazumeva „savesno, tačno i razumno primenjivanje najboljih postojećih dokaza s ciljem donošenja odluke o nezi pacijenta“, [1]. Ovakav oblik zdravstvene tehnologije zahteva korišćenje medicinskih aparata koji operišu sa velikim brojem informacija u tekstualnom i/ili vizuelnom obliku. „PC-based“ medicinski uređaji olakšavaju manipulaciju i razmenu tako velikog broja podataka. Klinički računarski sistem treba da bude vrlo pažljivo dizajniran kako bi medicinske informacije bile tačne, razumljive, nedvosmislene i dostupne, a ispravna klinička odluka blagovremeno doneta. Da bi se obezbedila komunikacija različitih medicinskih sistema i eksperata, podaci treba da budu u obliku koji se lako memoriše i prenosi. Takođe, podaci treba da zadovoljavaju određene standarde kako bi se obezbedila kompatibilnost različitih medicinskih sistema.

U ovom radu je dizajniran uređaj za vizuelizaciju, arhiviranje i obradu ElektroMioNeuroGrafskih studija (EMNG). ElektroMioNeuroGrafiya (EMNG) je elektrofiziološka metoda registrovanja akcionalih potencijala motornih jedinica mišića i ispitivanja provodljivosti senzornih i motornih perifernih nerava, [2].

U toku poslednjih decenija, različite svetske komercijalne i istraživačke institucije su razvijale slične računarske merno-akvizicione EMNG sisteme za potrebe kliničko-istraživačkog rada. U pitanju su „PC-based“ uređaji koji za platformu obično koriste *Windows* operativni sistem i koji skladište podatke u nekom od poznatih formata podataka (najčešće *European Data Format* ili *European Data format +*, EDF/EDF+ ili C3D). Po ugledu na ovakve sisteme, a za potrebe istraživanja Laboratorije za Biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu i njene saradnje sa kliničkim institucijama, razvijen je i *MasterMyo* uređaj čija organizacija i primena će biti detaljno opisani u ovom radu.

MasterMyo sistem integriše:

- standardni personalni računar sa *Windows* platformom, *Labview 8.2 (National Instruments, Austin, Texas)* aplikacijom i *Microsoft Access 2003* bazom podataka;
- A/D pretvarač (*DAQCard-6062E, National Instruments, Austin, Texas*);
- višekanalni pojačavač – za klinička ispitivanja su korišćena tri različita pojačavača: EMG pojačavač EM – 02 (*Denmark, Aalborg University*), 3-kanalni EMG pojačavač domaće proizvodnje čija će realizacija biti opisana u poglavљу 3.2 i 16-kanalni EEG pojačavač firme *Grass (USA, West Warwick)*;
- jednokanalni elektronski stimulator *FES Stimulator #2 (Denmark, Aalborg University)*.

MasterMyo EMNG uređaj podržava koncept elektronskog kartona pacijenata, a podaci se skladište u EDF/EDF+ formatu podataka. Bazični podaci o pacijentu i EMNG studijama se upisuju u *Microsoft Access 2003* bazu podataka, pri čemu za upisivanje i pretragu podataka nije potrebno da na računaru bude instaliran razvojni softver.

MasterMyo aplikacija omogućava:

- snimanje i obradu polimiografskih studija (eng. *Polimyography Studies*) uz mogućnost dodavanja anotacija na proizvoljnom segmentu signala. Korisnik može da bira broj EMG kanala za snimanje: od 1 do 16 kanala. Obrada ovih studija uključuje *notch* filtriranje, izračunavanje spektra i envelope EMG signala.
- snimanje studija koje ispituju provođenje senzornih i motornih nerava (eng. *Nerve Conduction Studies, NCS*) uključujući i određivanje relevantnih parametara (latence, amplitude, trajanje potencijala, površina ispod krive potencijala, brzina provođenja senzornih i motornih nerava)
- pretragu i pregled polimiografskih i *NCS* studija uz mogućnost štampanja nalaza
- eksportovanje snimljenih signala u delovima i/ili celini u *.xls* formatu.

Aplikacija je modularno organizovano, tj. svaki od modula za snimanje se može testirati i koristiti i kao poseban interfejs. Deo aplikacije koji omogućava polimiografsko snimanje se može uz minimalnu adaptaciju iskoristiti i za bilo koji drugi tip višekanalnog snimanja jednodimenzionih (ne)elektrofizioloških signala propusnog opsega do 2 kHz.

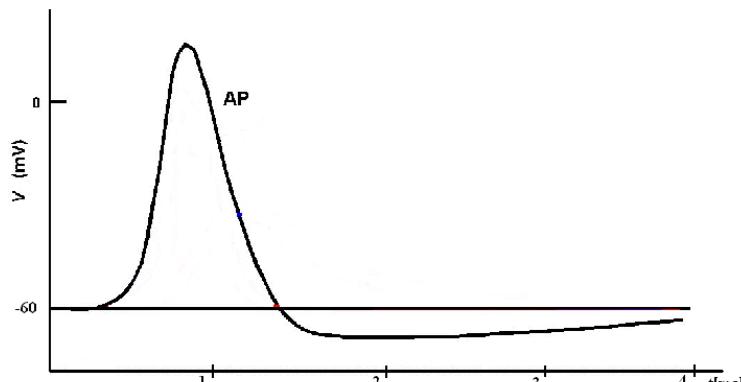
Rad je organizovan u pet poglavlja sa dva priloga. U prvom poglavlju je dat kratak uvod. U drugom poglavlju je dat kratak pregled istorijata elektromioneurografskih metoda, razmotreni su aspekti senzorno-motornog sistema čoveka i dat je pregled aktuelnih metoda medicinske dijagnostike u oblasti elektromioneurografije površinskim i iglenim elektrodama. U trećem poglavlju je dat prikaz postojećih EMNG sistema. Zatim su razmotrene karakteristike pojačavača EMNG signala uz predlog konkretnog rešenja elektrofiziološkog pojačavača. U ovom poglavlju su razmotrene i karakteristike stimulatora potrebnog za generisanje senzornih i motornih evociranih potencijala. Četvrto poglavlje sadrži sledeće celine: opis rada *MasterMyo* aplikacije sa bazom podataka, detaljan opis organizacije EDF/EDF+ datoteka i ilustraciju konkretne primene *MasterMyo* sistema u kliničko-istraživačkoj praksi. Poslednje, peto poglavlje sadrži zaključak rada. U prilogu se nalaze: tabela uporednih karakteristika često korišćenih formata podataka za snimanje jednodimenzionih biomedicinskih signala (Prilog 1) i lista firmi/laboratorija koje su prihvatile EDF/EDF+ standard za snimanje elektrofizioloških podataka na svojim sistemima (Prilog 2).

2. ElektroMioNeuroGrafija (EMNG)

Elektrofiziologija nerava i mišića

Svaka živa ćelija, u manjoj ili većoj meri, manifestuje bioelektrične pojave. Na ćelijskoj membrani žive ćelije na koju ne deluje spoljni nadražaj postoji konstantna razlika potencijala, tzv. ravnotežni potencijal, vrednosti od -55 mV do -100 mV u zavisnosti od tipa ćelije. Ova bioelektrična pojava potiče od razlike koncentracija jona (pretežno jona Na^+ i K^+) između unutrašnjosti i spoljašnjosti ćelije. Razlika koncentracija jona se održava mehanizmom $\text{Na}^+ \text{-K}^+$ pumpe. Ovaj mehanizam zahvaljujući energiji dobijenoj transformacijom adenozin (III) fosfata u adenozin (II) fosfat vrši razmenu jona Na^+ i K^+ u suprotom smeru od gradijenta koncentracije ovih jona, [3].

Osnovna elektrofiziološka karakteristika nervnih i mišićnih ćelija je ekscitabilnost, tj. mogućnost stvaranja akcionih potencijala. Akcioni potencijal je aktivni odgovor membrane na spoljni nadražaj (električni, hemijski, mehanički, termalni). Kada membranu na kratko depolarizujemo spoljnjim nadražajem u vidu impulsa čija je količina nanelektrisanja veća od nivoa "praga", počinje proces koji obrće polaritet membrane. Unutrašnjost ćelije ostaje nekoliko ms na većem potencijalu od spoljašnjosti, a potom se ponovo uspostavlja ravnotežno stanje.



Sl. 2.1. Akcioni potencijal

Na Sl. 2.1. je prikazan tipični oblik akcionog potencijala ako bi se jedna merna elektroda nalazila u unutrašnjosti ćelije, a druga u ekstracelularnoj tečnosti. U praksi je ovakvo merenje neizvodljivo, pa se merne elektrode (iglene ili površinske) postavljaju duž pravca prostiranja nerva ili mišića. Pri tome se ne registruje akcioni potencijal ćelije, već suma akcionih potencijala nastalih na mernom mestu. Nervne i mišićne ćelije imaju sposobnost prenošenja akcionog potencijala duž membrane i dalje na susedne ćelije. Pojava akcionog potencijala u bilo kojoj tački membrane izaziva protok električne struje kroz neekscitirani deo membrane, tj. stvaraju se lokalni strujni krugovi duž membrane, a depolarizacija se širi duž membrane u vidu nervnih ili mišićnih impulsa.

Prenos impulsa sa nerva na mišić se odvija preko složenih hemijskih procesa na neuromišićnoj sinapsi gde glavnu ulogu ima otvaranje kalcijumovih kanala koje aktiviranjem specifičnih proteina izaziva ispuštanje acetilholina koji direktno utiče na promenu propustljivosti postsinaptičke membrane, [3].

2.2. Pojam i istorijat ElektroMioNeuroGrafiјe

ElektroMioGrafija (EMG) je elektrofiziološka metoda registrovanja akcionih potencijala mišićnih vlakana, [2], [4]. ElektroNeuroGrafija (ENG) je tehnika stimulacije senzitivnih nervnih vlakana radi ispitivanja njihove provodljivosti i registrovanja evociranih potencijala (EP) duž nerva. U kliničkoj praksi se koristi i kombinacija EMG i ENG metode, tzv. stimulaciona (motorna) EMG tehnika kojom se registruju akcioni potencijali mišićnih vlakana izazvani stimulacijom odgovarajućih motornih nervnih vlakana.

1868. Erb je izazvao električne reakcije potpuno denervisanog mišića, [2]. Ovi rezultati nisu bili značajni za kliničku praksu, ali su predstavljali početak istraživanja na temu električne aktivnosti mišića.

Adrian i Bronk su 1929. uveli u primenu koncentričnu iglenu elektrodu. Tek je primena ove elektrode omogućila tehniku istraživanja funkcije pojedinih motornih jedinica i njihovog broja pri voljnim kontrakcijama mišića.

1938. Denny-Brown i Pennybacker publikuju studiju *Fibrillation and fasciculation in voluntary muscle* (Brain, Oxford, 1938) o spontanoj aktivnosti delimično ili potpuno denervisanog mišića. Buchthal i Clemmesen (1941.) koriste njihovu tehniku za ispitivanje neurogene muskularne atrofije i lezije perifernih nerava, i objavljaju svoju prvu studiju pod nazivom *On the differentiation of muscle atrophy by electromyography* (Acta. Psychiatr Neurol. 1941) i otvaraju epohu nove elektrofiziološke metode – kliničke elektromiografije.

1947. Kugelberg uvodi novu metodu kojom se mogu raspoznati morfološke razlike u akcionalim potencijalima motornih jedinica kod mišićnih poremećaja. Od tog vremena, elektromiografija postaje metoda za razlikovanje neurogene od miogene bolesti.

1956. Simpson uvodi metodu merenja motorne brzine provođenja perifernih nerava kod neuropatije. Ovu metodu je 1958. Gilliat Sears primenio na senzorne nerve.

Zvaničnim početkom kliničke elektromiografije se smatra rad Buchthal-a i Clemmensen-a. Međutim, intenzivni razvoj ove discipline se ostvaruje u poslednje tri decenije zahvaljujući napredovanju računarske tehnike i metoda obrade podataka.

U okviru kliničke EMNG su se izdiferencirale sledeće metode:

- Konvencionalna EMNG, koja služi za registrovanje akcionalih potencijala delova motornih jedinica pomoću koncentričnih iglenih elektroda i površinskih elektroda (parametri za analizu su: amplituda, oblik, trajanje potencijala)
- Makroelektromiografija, koja ispituje električnu aktivnost cele jedne motorne jedinice primenom makro elektroda (registraciona površina je prečnika do 1 mm)
- Mikroelektromiografija, koja registruje akcionali potencijali jednog mišićnog vlakna pomoću mikro elektroda (registraciona površina je prečnika oko 25 µm). Ovom metodom se registruje i variranje u vremenu između akcionalih potencijala dva mišića.
- *Scanning* elektromiografija, koja registruje prostornu i vremensku distribuciju mišićnih vlakana unutar jedne motorne jedinice pomoću koncentrične iglene elektrode. Ova elektroda „skenira“ motornu jedinicu, tj. kreće se u prezicnim razmacima kroz polje jedne motorne jedinice.
- Kvantitativna elektromiografija, koja automatski analizira potencijale motornih jedinica i inervacioni uzorak.

2.3. Primena ElektroMioNeuroGrafije

EMNG je dopunska interdisciplinarna metoda i primenjuje se u raznim granama medicine: neurologiji, traumatologiji, fizijatriji, pedijatriji, oftalmologiji, ortopediji, otorinolaringologiji, neurohirurgiji i dr. Značajno mesto zauzima u razlikovanju oboljenja perifernog motornog neurona i mišićnih oboljenja.

Neka od pitanja na koje EMNG metoda treba da odgovori su sledeća:

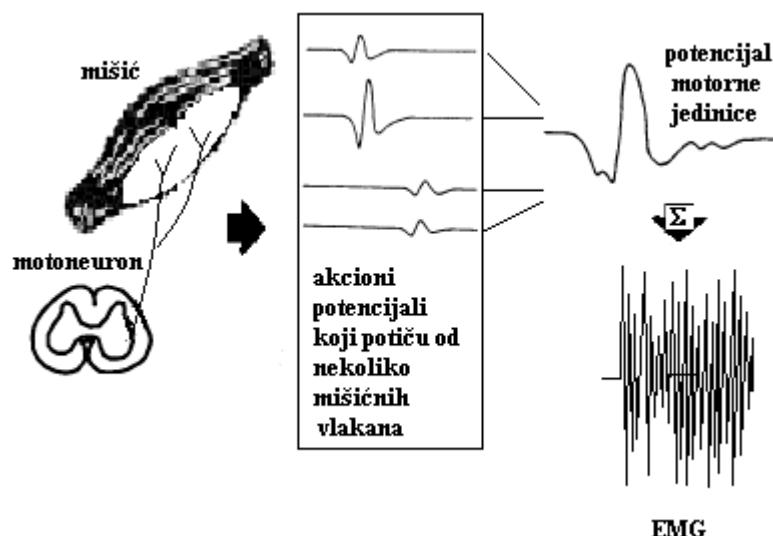
- Da li je bolest perifernog ili centralnog motornog neurona?
- Da li je mišić patološki promenjen?
- Da li je promena miogena ili neurogena?
- Da li je promena lokalna ili obuhvata više mišića?
- Da li je denervacija kompletna ili parcijalna?
- Da li je u pitanju poremećaj neuromišićne sinapse? ...

2.4. Elektromioneuroografski signali

ElektroMioNeuroGrafija (EMNG) je elektrofiziološka metoda koja obuhvata snimanje elektromiograma, elektroneurograma i motornog EMG-a.

Elektromiografija (eng. Electromiography)

Pri voljnim aktivnostima mišića, komande centralnog nervnog sistema se prenose duž kičmene moždine u vidu akcionalih potencijala, a odatle preko motoneurona do odgovarajućeg mišića. Svaki motoneuron pobuđuje više mišićnih vlakana jednog mišića. Motoneuron zajedno sa mišićnim vlknima koje inerviše čini motornu jedinicu (MJ). Elektromiografski (EMG) signal na mišiću predstavlja sumu potencijala motornih jedinica, Sl.2.2. EMG signali imaju amplitudu u opsegu 10-3000 μ V. Amplitudski spektar ima maksimum u opsegu frekvencija 50-150 Hz.

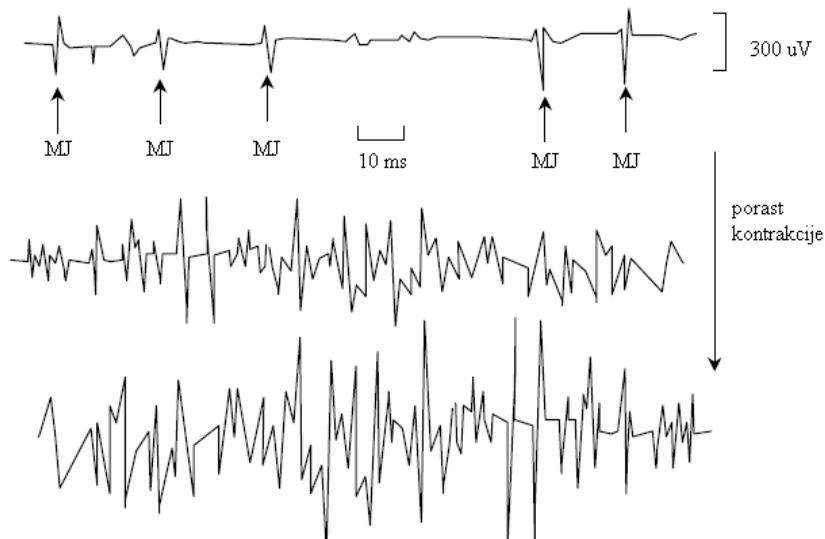


Sl. 2.2. Potencijal motorne jedinice

Za snimanje elektromiograma se koriste površinske i iglene elektrode. EMG signali snimljeni pomoću površinskih i iglenih elektroda se razlikuju po, [4]:

- broju motornih jedinica: površinski elektromiogram predstavlja zbirnu aktivnost desetak MJ-a, dok se iglenim elektrodama detektuje zbirna aktivnost svega nekoliko MJ-a;
- graničnoj frekvenciji spektra snage: spektar snage površinskog EMG-a je ograničen na 500Hz, a u slučaju EMG signala dobijenih iglenim elektrodama spektar snage dostiže znatno veće frekvencije, čak i do 10 kHz;
- složenosti dijagnostičke interpretacije: interpretacija površinskog elektromiograma u vremenskom domenu je složena, a za dijagnostičku primenu je neophodna kompjuterska podrška.

Ako treba da se snimi električna aktivnost jednog mišićnog vlakna, koriste se iglene elektrode, a kontrakcija treba da bude slaba da bi se mogli uočiti pojedinačni potencijali motornih jedinica. Na Sl. 2.3. je prikazan elektromiogram *dorsal interosus* mišića pri različitim nivoima kontrakcije mišića. Može se primetiti da sa porastom kontrakcije postaje nemoguće razaznati pojedinačne potencijale motornih jedinica, [5].

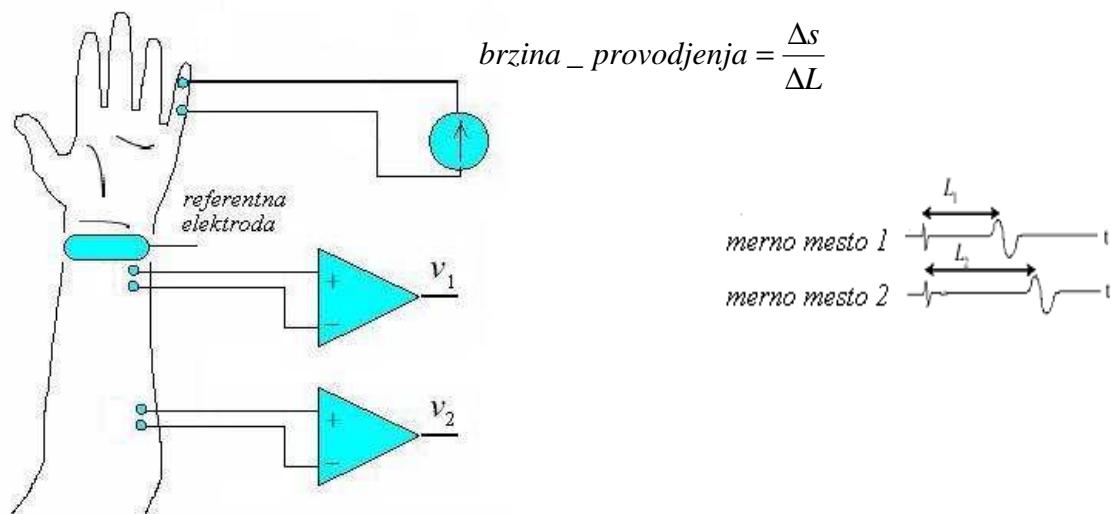


Sl. 2.3. Uticaj nivoa kontrakcije na raspoznavanje pojedinačnih potencijala MJ

Posebna kategorija elektromiografije je tzv. **polimiografija**, tj. metoda snimanja EMG aktivnosti više mišića istovremeno. Ova metoda je od posebnog značaja u analizi hoda.

Elektroneurografija (eng. Sensory Conduction Velocity Study, SCV)

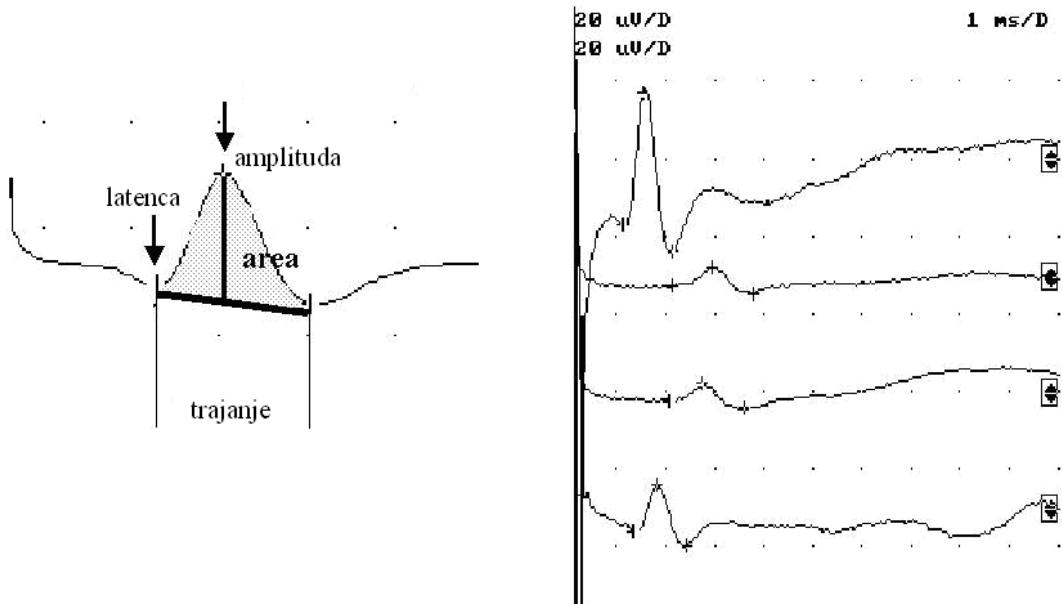
Na Sl. 2.4. je dat šematski prikaz snimanja elektroneurograma na *n. ulnaris*. Stimulacione i merne elektrode se nalaze duž nerva, na površini kože. Odziv na stimulaciju je detektovan u dvema pozicijama duž nerva. Može se primetiti da je latenca L_i signala veća za mernu poziciju koja je dalje od mesta stimulacije. Brzina provođenja se može odrediti kao količnik razlike puta Δs koji potencijal pređe između dva merna mesta i razlike latenci ΔL za ta dva merna mesta:



Sl. 2.4. Šematski prikaz snimanja elektroneurograma

Prvi kratak impuls koji zauzima istu vremensku poziciju pri snimanju ENG-a na oba merna mesta predstavlja artefakt stimulacije. Njega je moguće minimizirati postavljanjem referentne elektrode između mesta stimulacije i mesta merenja.

Na Sl. 2.5. je prikazan realan elektroneurogram za pozicije elektroda kao na Sl. 2.4, [6]. Na slici su označeni i svi relevantni parametri signala: latenca, trajanje potencijala, amplituda i površina ispod krive potencijala. Za elektroneurogram amplituda signala je do 100 μ V, a spektar snage ima maksimum na 1-1.5 kHz.



Sl. 2.5. Realna ENG studija

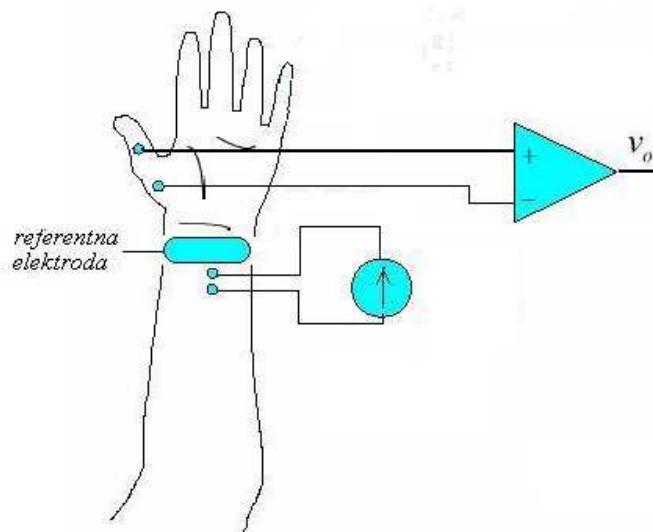
Elektroneurogramske signal se obično ne vidi nakon prve stimulacije ispitivanog nerva. Razlog je to što je amplituda elektroneograma istog reda veličine kao amplituda biološke aktivnosti (artefakt). Međutim, aktivnost artefakta je nekorelisana sa evociranim potencijalom, tako da je moguće ponavljanjem stimulacije i snimanjem odziva na stimulaciju 30-100 puta uz primenu tehnike usrednjavanja, minimizirati artefakt:

$$usrednjeni_signal_{nakon\ n\ stimulacija} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n eng_sa_šumom = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n eng + \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n šum.$$

Smatrajući da elektroneogramske signal uvek ima isti oblik, a da je $šum$ stohastički signal čija je srednja vrednost 0, iz prethodne relacije sledi da će posle dovoljno velikog broja stimulacionih iteracija $usrednjeni_signal$ biti jednak čistom ENG signalu.

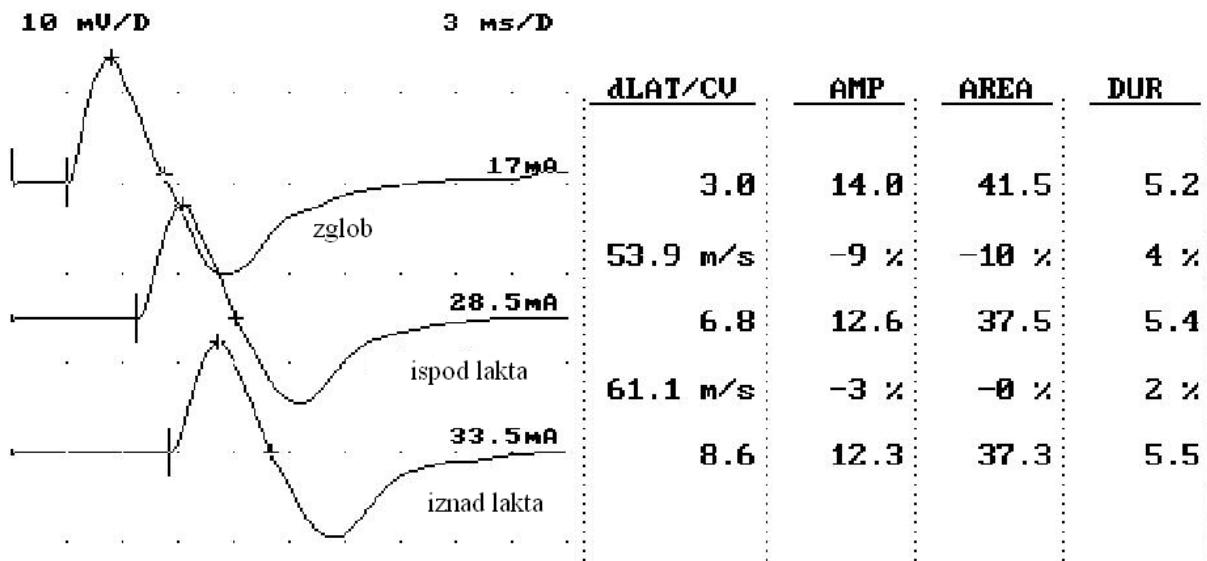
Motorna elektromiografija (eng. Motor Conduction Velocity Study, MCV)

Na Sl. 2.6. je šematski prikazan način snimanja stimulacionog (motornog) EMG-a za *n. medianus* na *thenar* mišićnoj grupi. Stimulacione elektrode se nalaze duž nerva, na površini kože, a merne elektrode na ciljanom mišiću, takođe na površini kože.



Sl. 2.6. Šematski prikaz snimanja motornog EMG-a

Na Sl. 2.7. je prikazana realna motorna EMG studija za pozicije stimulacionih elektroda na zglobu, ispod i iznad lakta, [6]. Na slici su označeni i svi relevantni parametri signala: razlika latenci dLAT, brzina provođenja CV, amplituda AMP, trajanje potencijala DUR i površina ispod krive potencijala AREA. Evocirani EMG može da dostigne amplitude koje su i do 25 mV.

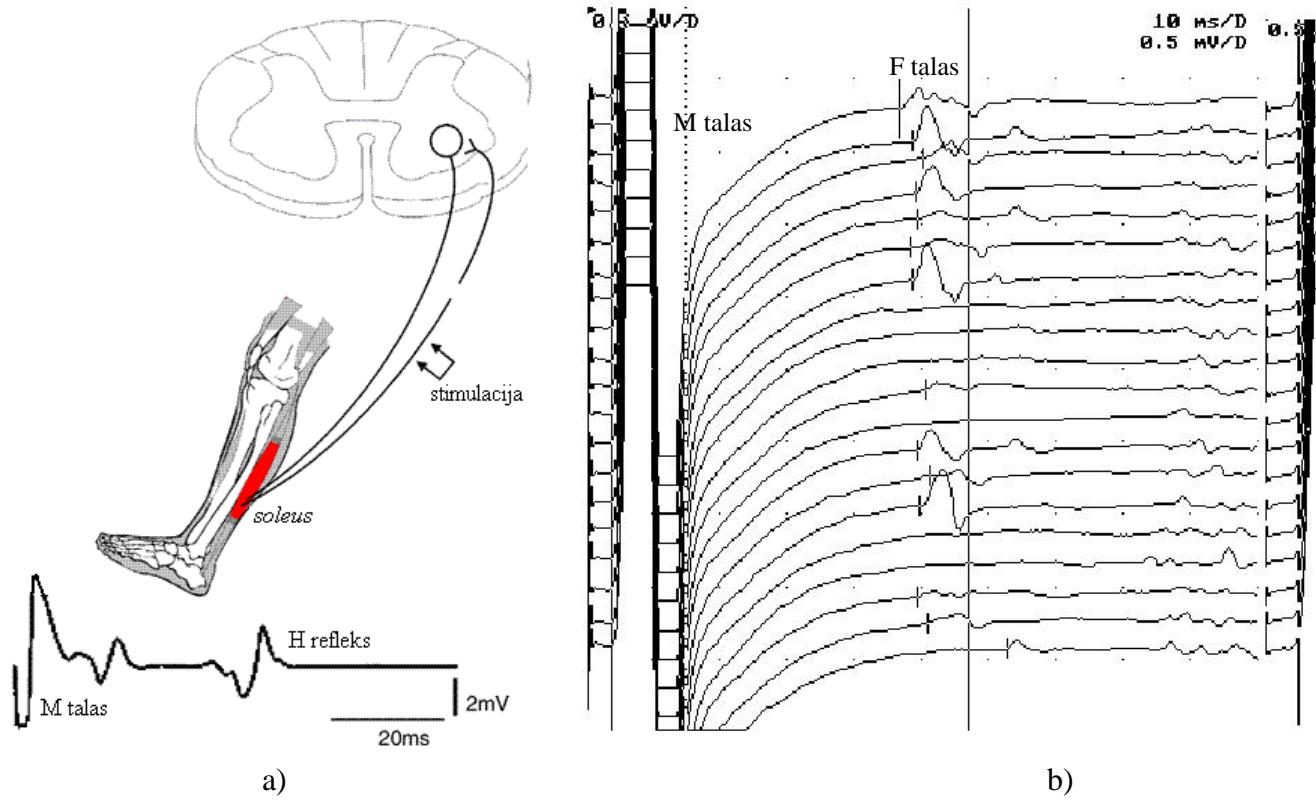


Sl. 2.7. Realna motorna EMG studija na *n. medianus* i *thenar* mišićnoj grupi

Osim određivanja brzine provodljivosti motornih nerava, deo motornog EMG ispitivanja je i tzv. EMG refleksologija, tj. snimanje H-refleksa i F-talasa kao sekundarnih mišićnih odziva, Sl. 2.8, [6].

H-refleks je rezultat spinalnog refleksa. Za njega je prag okidanja niži nego za direktn M-talas, a latenca je duža. Povećanjem intenziteta stimulusa amplituda H-talasa se smanjuje, a istovremeno amplituda M talasa se povećava. Daljim povećanjem intenziteta stimulacije H-refleks

nestaje. H-talas se najbolje može uočiti na *soleus*, *tibialis anterior*, *carpi radialis* i *quadriceps* mišićima, [7].

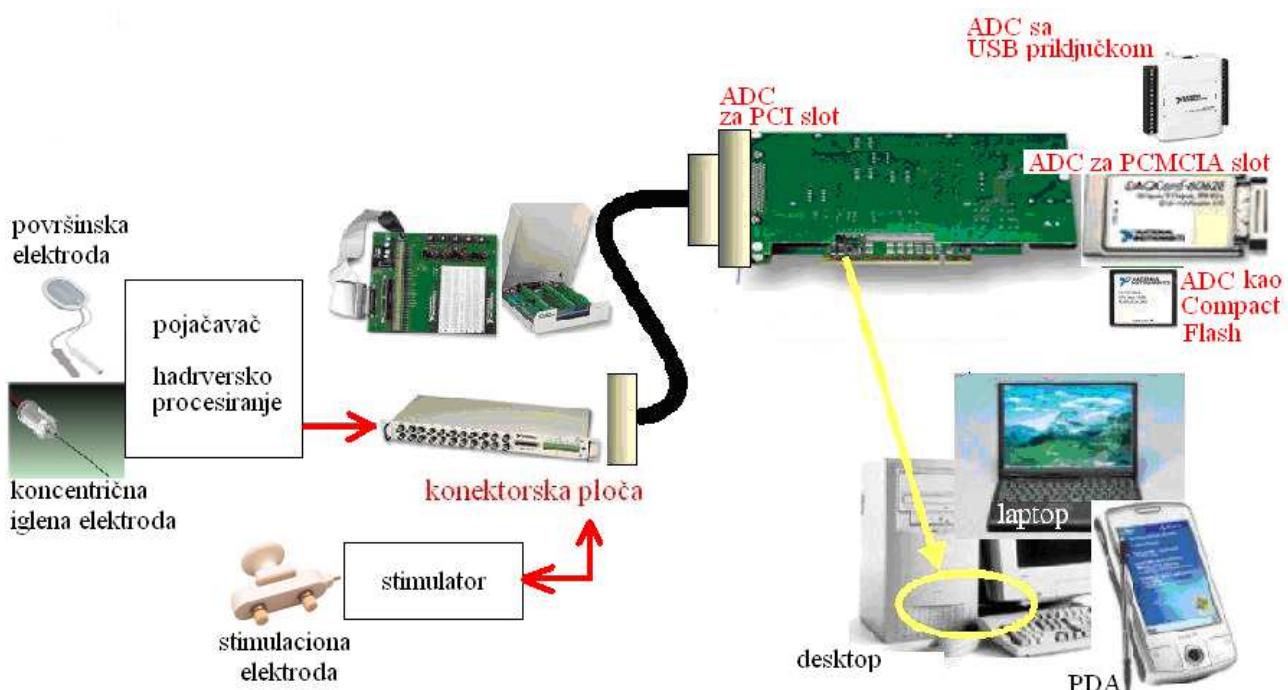


Sl. 2.8. a) H-refleks na *soleus* mišiću b) F-talas duž *peroneal* nerva

F-talas se registruje primenom supramaksimalne stimulacije alfa motornih vlakana perifernih nerava. Može se uočiti kod većine skeletnih mišića, a posebno u malim mišićima šake i stopala. Može se registrovati u mišiću koji je u stanju potpune relaksacije ili slabe kontrakcije. F-talas ima promenljivu latencu, amplitudu i oblik potencijala, tako da se latenca određuje statistički, na minimalnom uzorku od 10 merenja.

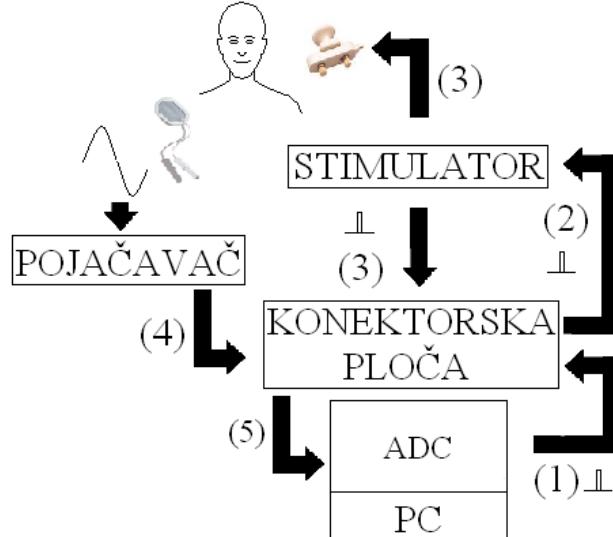
3. MERNO-AKVIZICIONI EMNG SISTEMI

Na Sl. 3.1. je prikazan koncept realizacije jednog „PC-based“ sistema za akviziciju elektromioneurografskih signala. Prikazani sistem za akviziciju ima za cilj da potencijal registrovan na telu ispitanika prenese do računara i prikaže ga na monitoru u formi koja što vernije imitira izvorni analogni signal. Proces prenosa signala obuhvata nekoliko etapa. Najpre se odgovarajućim senzorima (elektrodamama) struja jona u organizmu pretvara u struju elektrona u provodnicima. S obzirom na to da je intenzitet tako dobijenog signala veoma mali, od $10 \mu\text{V}$ do 25 mV (što zavisi od tipa snimanja elektromioneurografskog signala: konvencionalni EMG, ENG, evocirani EMG, poglavlje 2.4.), pre daljeg prenosa je signal neophodno pojačati kolom čije karakteristike će detaljno biti razmotrene u poglavljju 3.2. Po potrebi, tako pojačan signal se može hardverski procesirati (filtrirati, ispraviti i sl.) pre priključivanja na analogno-digitalnu (ADC) karticu preko konektorske ploče. Na izbor tipa ADC utiču karakteristike EMNG signala (dovoljan broj analognih i digitalnih ulaza/izlaza, adekvatna frekvencija odabiranja, minimanlo kašnjenje u A/D konverziji analognih kanala, adekvatna rezolucija itd.) i tip raspoloživih priključaka računara: PCI, PCMCIA, USB, CF. Osobine komponenti akvizicionog sistema moraju biti takve da omogućavaju digitalizaciju EMNG signala bez dodatnog neželjenog izobličavanja signala.



Sl. 3.1. Šematski prikaz merno-akvizpcionog EMNG sistema

U slučaju snimanja ENG i evociranog EMG signala, neophodno je ostvariti sinhronizaciju akvizicije sa trenutkom stimulacije. Princip komunikacije računara i stimulatora je prikazan na Sl. 3.2.

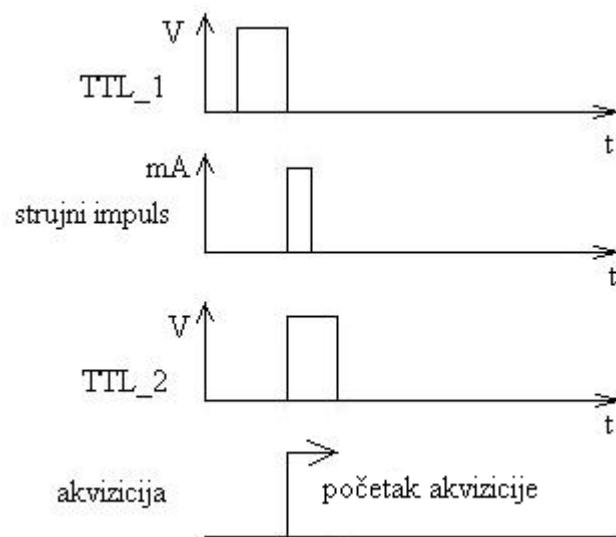


Sl. 3.2. Komunikacija računara i stimulatora

Protokol akvizicije ENG i evociranog EMG signala je sledeći:

- računar šalje TTL_1 impuls na ulaz stimulatora koristeći analogni izlaz ADC (1), Sl. 3.2.;
- stimulator na silaznu ivicu TTL_1 impulsa generiše strujni impuls zadate amplitude i trajanja na stimulacione elektrode. Istovremeno sa početkom generisanja strujnog impulsa, stimulator šalje TTL_2 impuls računaru (3), Sl. 3.2.;
- Na pojavu uzlazne ivice TTL_2 impulsa, računar prikuplja ENG ili evocirani EMG signal na analognom kanalu ADC-a, (5).

Na Sl. 3.3. je prikazan dijagram generisanja komunikacionih signala između stimulatora i računara.



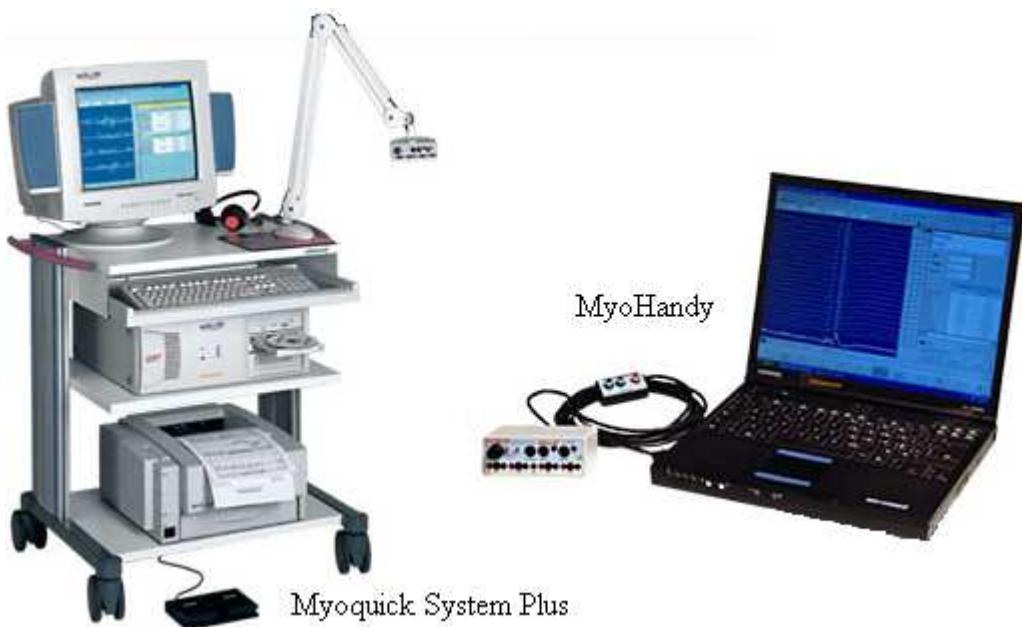
Sl. 3.3. Dijagram komunikacionih signala između stimulatora i računara.

3.1. Pregled postojećih EMNG sistema

Na svetskom tržištu, a i u svetskim naučno-istraživačkim institucijama su se tokom poslednjih decenija, razvijali različiti računarski merno-akvizicioni EMNG sistemi. Ovi sistemi su obično bazirani na *Windows* platformi. S obzirom na činjenicu da savremena medicinska tehnologija podrazumeva primenu integrisanih informacionih tehnologija, vodilo se računa i o kompatibilnosti podataka i načina komunikacije ovih sistema, tako da je većina savremenih EMNG sistema kompatibilna sa nekim od standarda za skladištenje elektrofizioloških signala (danас dominantni formati podataka su *European Data Format* i *European Data Format Plus*, EDF/EDF+ i C3D).

U tekstu koji sledi biće opisani neki od postojećih EMNG sistema komercijalne i/ili istraživačke namene.

Na Sl. 3.4. su prikazana dva komercijalna EMNG/EEG sistema firme *Micromed (Italy, Mogliano Veneto, www.micromed-it.com)*: *Myoquick* i *Myohandy*. U pitanju su desktop i laptop konfiguracija neurofiziološkog sistema za EMNG i elektroencefalografske (EEG) studije.



Sl. 3.4. *Myoquick* i *Myohandy* EMNG sistemi

Posebno je atraktivna *Myohandy* portabilna opcija koja je u potpunosti baterijski napajana, a pruža jednake mogućnosti akvizicije i obrade kao desktop varijanta. Ovi sistemi imaju sledeće karakteristike:

- broj EMG/EP kanala: 2, 4 ili 8
- pojačavač ISA serije sa potiskivanjem šuma većeg od $0.7 \mu\text{V}_{\text{rms}}$, frekvencijskim opsegom 1 - 10 kHz

- 16-obitna A/D konverzija
- Frekvencija odabiranja do 65536 Hz na svakom od kanala
- Integrисан električni, akustični i vizuelni stimulator
- Specijalizovana kontrolna tastatura i kontrolna pedala
- Kontinualno snimanje EMG signala zajedno sa zvučnom interpretacijom
- Automatsko generisanje Word® kompatibilog izveštaja tokom ispitivanja
- Windows® platforma
- SQL baza podataka i mogućnost integracije u bolničku bazu podataka
- Kompatibilan sa **EDF** standardom podataka
- Mogućnost daljinske kontrole putem WLAN
- Analize: EMG iglenim elektrodama, kvantitativna analiza potencijala motornih jedinica, trigerovani EMG, određivanje motorne i senzorne brzine provođenja, F talas, H refleks, blink refleks, repetativna stimulacija, snimanje aktivnosti jednog mišićnog vlakna, podrška za snimanje svih vrsta evociranih potencijala (somatosenzorni, vizuelni, akustični, motorni, somatosenzitivni, kognitivni, *Event Related*).

Na Sl. 3.5. su prikazana još dva EMNG sistema sa konfiguracijom, opcijama i karakteristikama vrlo sličnim sa prethodno opisanim. U pitanju su desktop i laptop *Keypoint* sistemi firme *Medtronic* (*Denmark, Skovlunde, www.medtronic.com*)



Sl. 3.5. *Keypoint* sistemi

Komercijalni EMNG sistemi koji po svojim performansama, izgledu, vrstama analiza i organizaciji se uklapaju u koncept prethodno navedenih, mogu se naći i u prodajnim katalozima sledećih firmi:

- *Nihon Kohden (Japan, www.nihonkohden.com)*
- *Schwarzer (Germany, München, www.schwarzer.net)*
- *Neurosoft (Russia, Ivanovo, www.neurosoft.ru)*
- *Cadwell (USA, Kennewick, www.cadwell.com)*
- itd.

Na Sl. 3.6. je prikazan mini-sistem za elektrofiziološka snimanja *ME6000* firme *Mega Electronics Ltd (Finland, Kuopio, www.megaemg.com)*. Ovaj sistem skladišti podatke na *compact flash* karticu i po potrebi ih bežičnim putem prebacuje na PC gde se nalazi instaliran *MegaWin* softver za *real-time* monitoring i analizu. Omogućava snimanje EMG signala (sa zvučnom indikacijom i opcijom vežbanja koordinacije ispitanika, sa offline FFT i RMS analizom i analizom zamora), motornih i senzornih potencijala (sa analizom brzine provođenja), H i F talasa, somatosenzornih potencijala. Ovaj sistem osim prikupljanja EMNG signala se može koristiti i za EKG, EEG snimanja, praćenje pokazivanja goniometara, akcelerometara, torziometra, inklinometra, senzora sile i sl. *ME6000* ne uključuje u sebe stimulator, ali poseduje izolovani TTL ulaz/izlaz za sinhronizaciju sa eksternim stimulatorom drugog proizvođača.



Sl. 3.6. *ME6000* portabl sistem sa bežičnom komunikacijom sa *MegaWin* PC softverom

ME6000 sistem ima sledeće karakteristike:

- LCD displej 240x160
- 14-obitna A/D konverzija
- Faktor potiskivanja 110 dB
- Broj kanala: 4-16
- Frekvencija odabiranja: 100/250/1000/2000/10000 Hz
- Komunikacija sa PC-om: USB ili bežično
- Skladištenje podataka na *compact flash* karticu 256 MB (opciono 2 GB)

- Podaci su dostupni u binarnom, ASCII, Matlab ili C3D formatu
- Baterijsko napajanje: 4x1.5 V ili 4 punjive baterije
- Veličina: 181x85x35mm, težina: 344g
- Izolovani TTL ulazi/izlazi za sinhronizaciju sa eksternim stimulatorom
- Elektrode za primenu: površinske ili iglene.

Za razliku od čisto komercijalnih uređaja o kojima je do sada bilo reči, u kliničko-istraživačkim laboratorijama se razvijaju EMNG sistemi koji obično pokrivaju znatno manju paletu ispitivanja i analiza. U pitanju su specifična ispitivanja i analize vezane za istraživanja dotičnih laboratorija (npr. polimiografska snimanja za laboratorije koje se bave analizom hoda i pokreta, snimanja evociranih potencijala za laboratorije koje se bave metodama ekstrakcije evociranih potencijala i sl.). Većina ovakvih sistema se može naći i na tržištu, a zainteresovani kupci su druge istraživačke institucije.

Na Sl. 3.7. je prikazan sistem *MA-300-16* za polimiografska snimanja laboratorije *Motion Lab Systems (USA, Baton Rouge, www.motion-labs.com)*.



Sl. 3.7. *MA-300-16* sistem

MA-300-16 sistem ima sledeće karakteristike:

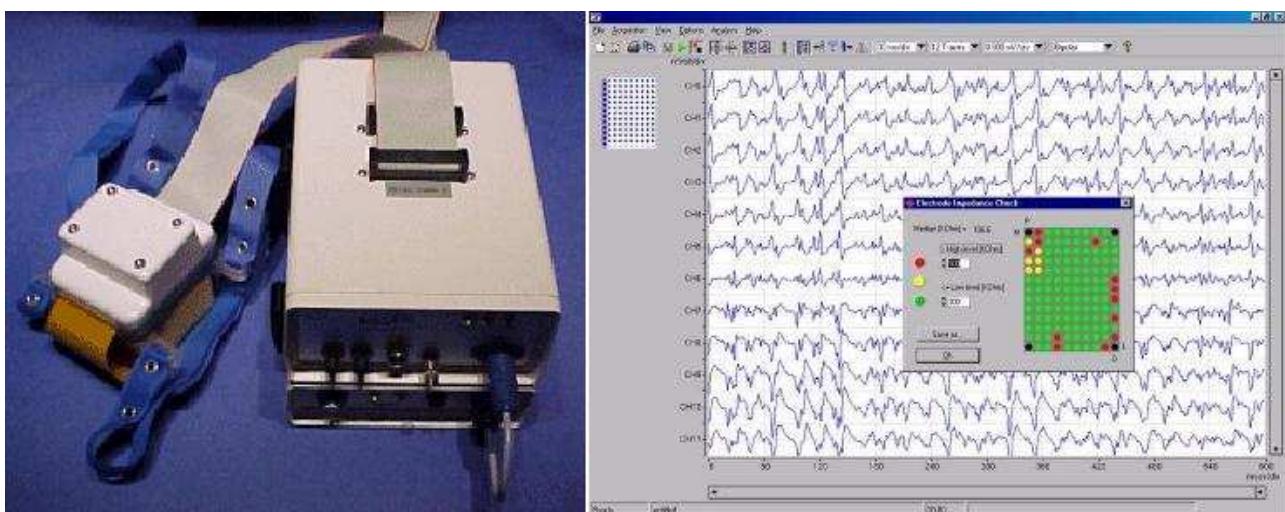
- Broj kanala: 16
- Frekvencijski opseg do 2 kHz
- Za svaki EMG kanal postoji predpojačavač opsega 20-2 kHz za snimanja potrebna za analizu hoda, tj. opsega 10-2 kHz za ostale analize
- Postoji mogućnost priključenja 4 eksterna kanala frekvencijskog opsega do 120 Hz pogodna za snimanje EKG signala, signala sa goniometara, senzora pritiska i sl.
- Izolovano DC napajanje
- Obuhvata softver za akviziciju signala, grafički prikaz signala, izračunavanje spektra i anvelope signala (uz mogućnost dodatnog filtriranja) i softver za dodatnu obradu za potrebe

analize hoda (automatska detekcija koraka, normalizacija u odnosu na maksimalnu voljnu kontrakciju i sl.)

- C3D format datoteka

Biosemi laboratorija (*Netherlands, Amsterdam*, <http://www.biosemi.com>) je takođe razvila svoj sistem za snimanje biopotencijala, *ActiveTwo* kao i *ActiveView* softver za akviziciju i obradu elektrofizioloških signala. Softver je besplatan, a razvijen je korišćenjem Labview softverskog paketa (*National Instruments, Texas, Austin*). Kompatibilan je sa **EDF** formatom podataka. Sistem obuhvata 24-bitni ADC, aktivne elektrode i USB2 prijemnik koji komunicira sa računarcem. Omogućeno je simultano snimanje 280 kanala, pri čemu je frekvencija odabiranja jednog kanala 2/4/8 ili 16 kHz po kanalu. Sistem je predviđen za snimanje kako EMG, tako i EKG i EEG signala.

Za potrebe elektromiografije, razvijena je posebna struktura *Active High Density EMG electrode array* koja se sastoji iz 130 EMG elektroda postavljenih na međusobnom rastojanju od 5 mm, Sl. 3.8. Sistem za snimanje i analizu signala sa ove elektrode koristi *MyoLab* softver razvijen na Odeljenju za Neurofiziologiju, Univerziteta Nijmegen.



Sl. 3.8. *Active High Density EMG electrode array* (levo), *MyoLab* softver (desno)

Myolab softver pored ostalog omogućava i automatsku detekciju pozicije motorne tačke, određivanje veličine, topografije i rasporeda motornih jedinica itd. Softver je realizovan korišćenjem LabWindows/CVI® alata (*National Intrumnets, Texas, Austin*).

3.2. EMNG pojačavači

Pri snimanju EMNG signala, tipične smetnje koje se javljaju su:

- usled elektromagnetske interferencije (amplitude oko 2 V, a koja može dostići vrednost i do 40 V),
- elektrodnii ofseti (jednosmerni signal intenziteta do 100 mV),
- velika impedansa kontakta elektroda/tkivo,
- razlika u impedansi elektroda/tkivo za dve elektrode pri bipolarnom snimanju itd.

Shodno tome, pri projektovanju pojačavača treba voditi računa o tome da amplitudska i frekvencijska karakteristika budu u skladu sa amplitudskim i frekvencijskim osobinama EMNG signala i da konfiguracija pojavača omogući potiskivanje navedenih smetnji. U osnovi većine savremenih elektrofizioloških pojačavača (pa i EMNG pojačavača) je instrumentacioni pojačavač.

U nastavku će biti prikazana realizacija EMNG pojačavača koji zadovoljava sledeće kriterijume:

1. ima tri vrste pojačanje 200/1100/10100, tj. tri vrste pojačanja signala diferencijalnog moda:
46 dB/60.8 dB/80dB
2. ulazna impedansa veća od $10 \text{ M}\Omega$
3. faktor potiskivanja signala zajedničkog mōda $>115 \text{ dB}$
4. donja granična učestanost 10 Hz
5. gornja granična učestanost 10 kHz.

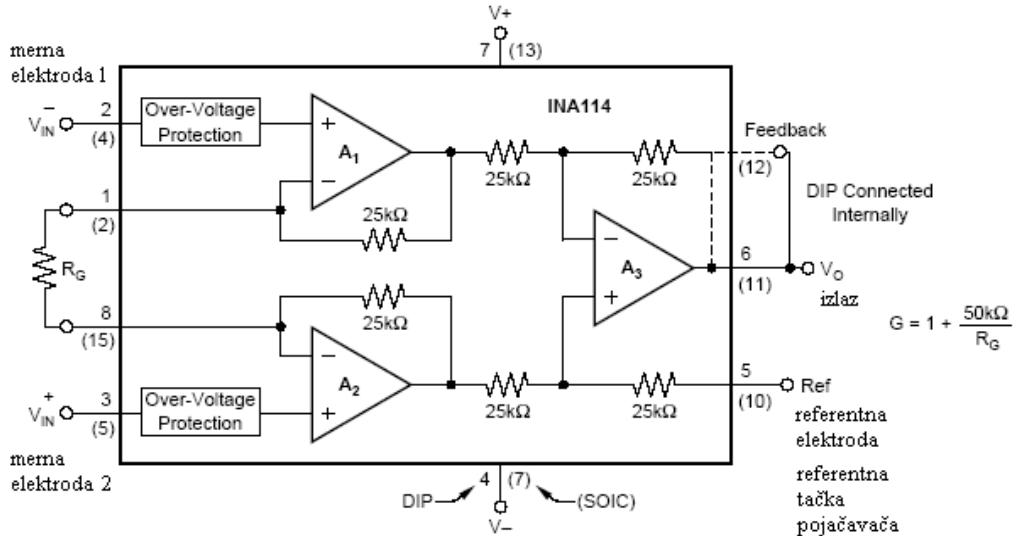
3.2.1. Realizacija EMNG pojačavača

Među komponentama dostupnim na tržištu, za jezgro EMNG pojačavača je odabran instrumentacioni pojačavač INA114¹, Sl.3.9. Pojačanje je regulisano pogodnim izborom otpornika R_G i iznosi:

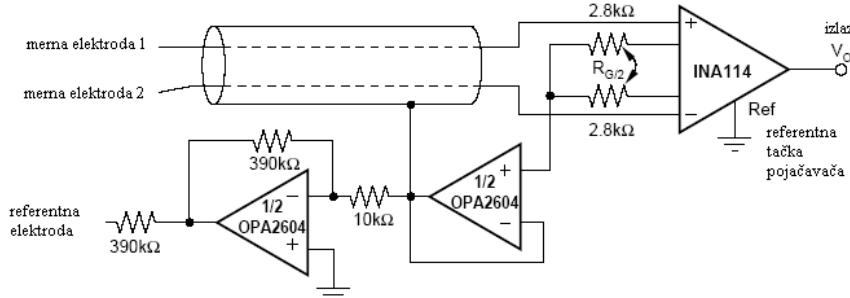
$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G}.$$

U cilju smanjenja signala zajedničkog mōda, osnovna konfiguracija sa Sl. 3.9 može da se modifikuje uvođenjem tzv. *Driven-Right-Leg (DRL)* povratne sprege, Sl. 3.10, [23]. U tom slučaju, referentna elektroda nije vezana na referentnu tačku pojačavača (tj. pacijent nije “uzemljen”), već je vezana na izlaz kola povratne sprege.

¹ Burr-Brown, <http://www.burr-brown.com>



Sl. 3.9. INA114 – instrumentacioni pojačavač

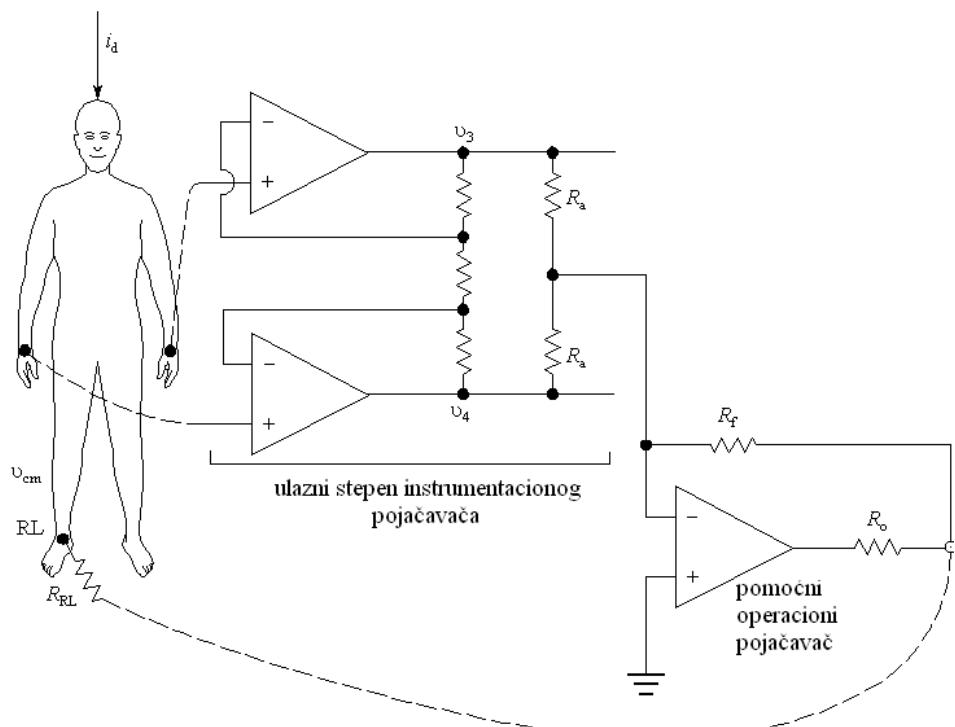
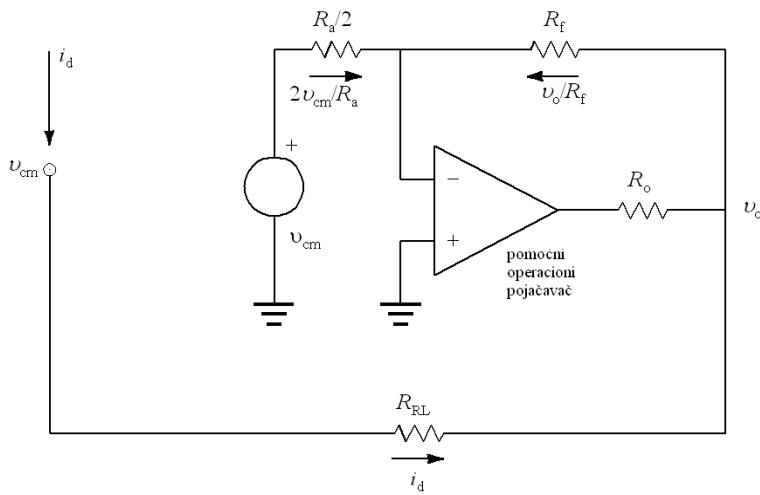


Sl. 3.10. DRL kolo

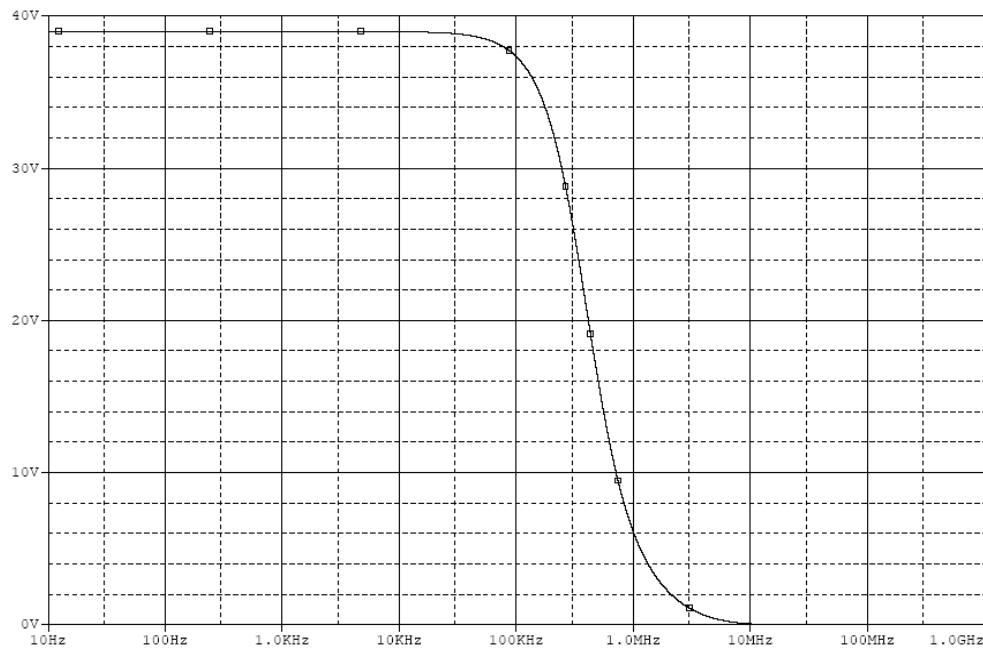
Principalska šema DRL kola je prikazana na Sl.3.11. Ekvivalentno kolo za DRL sistem je prikazano na Sl.3.12. Negativna povratna spega održava signal zajedničkog môda na niskoj vrednosti. Za konkretnе vrednosti $R_a=25\text{ k}\Omega$, $R_{RL}=100\text{ k}\Omega$, $R_f=5\text{ M}\Omega$, $i_d=0.2\text{ }\mu\text{A}$ se dobija vrednost za signal zajedničkog môda v_{cm} :

$$\begin{aligned} \frac{2v_{cm}}{R_a} + \frac{v_o}{R_f} &= 0 & v_{cm} &= R_{RL} i_d + v_o \\ v_o &= -\frac{2R_f}{R_a} v_{cm} & v_{cm} &= \frac{R_{RL} i_d}{1 + 2R_f / R_a} = 50\text{ }\mu\text{V} \end{aligned}$$

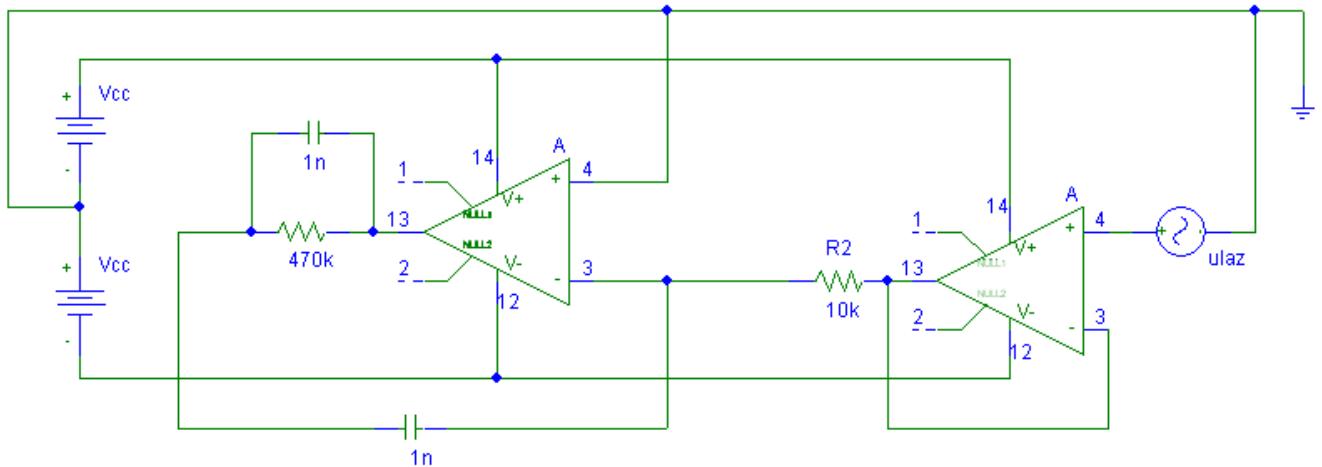
Struja koja protiće kroz pacijenta i_d ne protiće kroz referentnu tačku pojačavača, već kroz kolo pomoćnog operacionog pojačavača. Ovakva konfiguracija donekle povećava bezbednost pacijenta u slučaju pojave velikog napona između pacijenta i uzemljenja. U slučaju pojave visokog napona, nastupiće zasićenje zahvaljujući operacionom pojačavaču, a između pacijenta i uzemljenja će biti impedansa koja je jednaka paralelnoj optpornosti $R_f||R_o$. Ova impedansa ograničava struju kroz pacijenta, i do izvesne mere štiti pacijenta, ali nije dovoljna da zaštitи pacijenta od napona koji je reda veličine gradske mreže ($\sim 220\text{ V}$). Pri takо visokom naponu tranzistori pomoćnog operacionog pojačavača će pregoreti, a kroz uzemljenje će da protekne velika struja.


 Sl. 3.11. Princip funkcionisanja *DRL* kola

 Sl. 3.12. Ekvivalentno kolo za *DRL* sistem

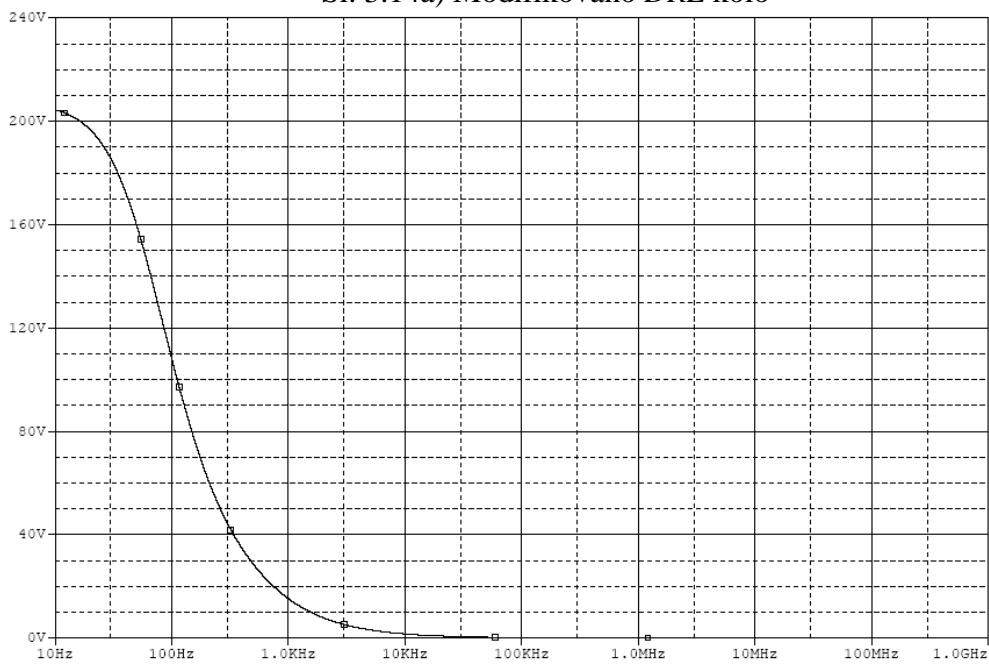
Karakteristika *DRL* kola povratne sprege sa Sl. 3.10 je prikazana na Sl. 3.13. Primećuje se da je karakteristika ravna u vrlo širokom opsegu učestanosti (do 10 kHz), tj. na telo pacijenta putem povratne spege osim pojačane vrednosti signala zajedničkog môda stižu i pojačani signali sa drugih frekvencija, tako da se osim efekta potiskivanja zajedničkog signala postiže i unošenje smetnji na širokom opsegu učestanosti. Ovaj negativni efekat se može izbeći modifikacijom *DRL* kola kao na Sl. 3.14a). Karakteristika modifikovanog *DRL* kola ima veliko pojačanje u uzanom opsegu učestanosti oko učestanosti signala zajedničkog môda, tako da ne unosi dodatne smetnje, Sl. 3.14b).



Sl. 3.13. Karakteristika DRL kola



Sl. 3.14a) Modifikovano DRL kolo

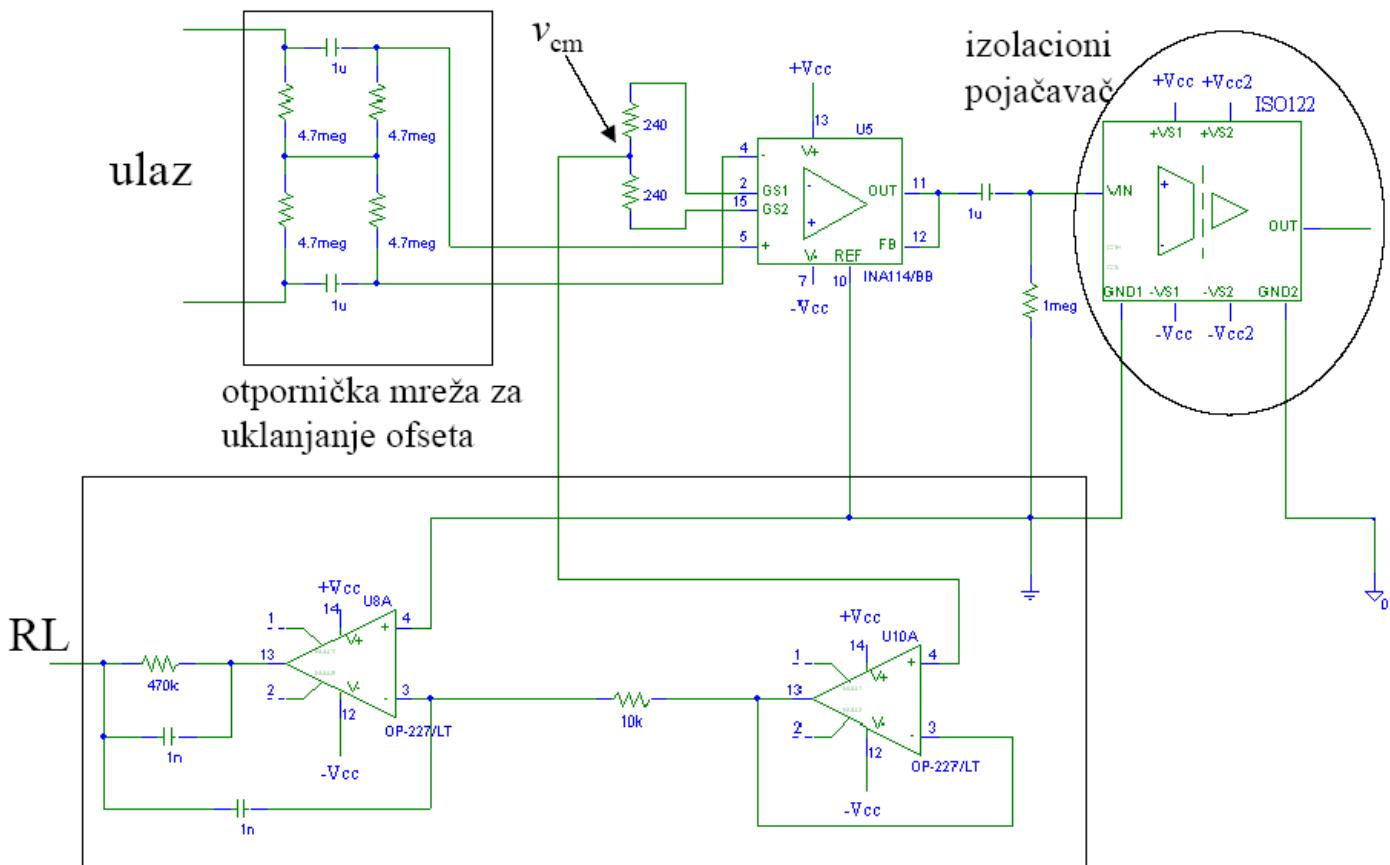


Sl. 3.14b) Karakteristika modifikovanog DRL kola

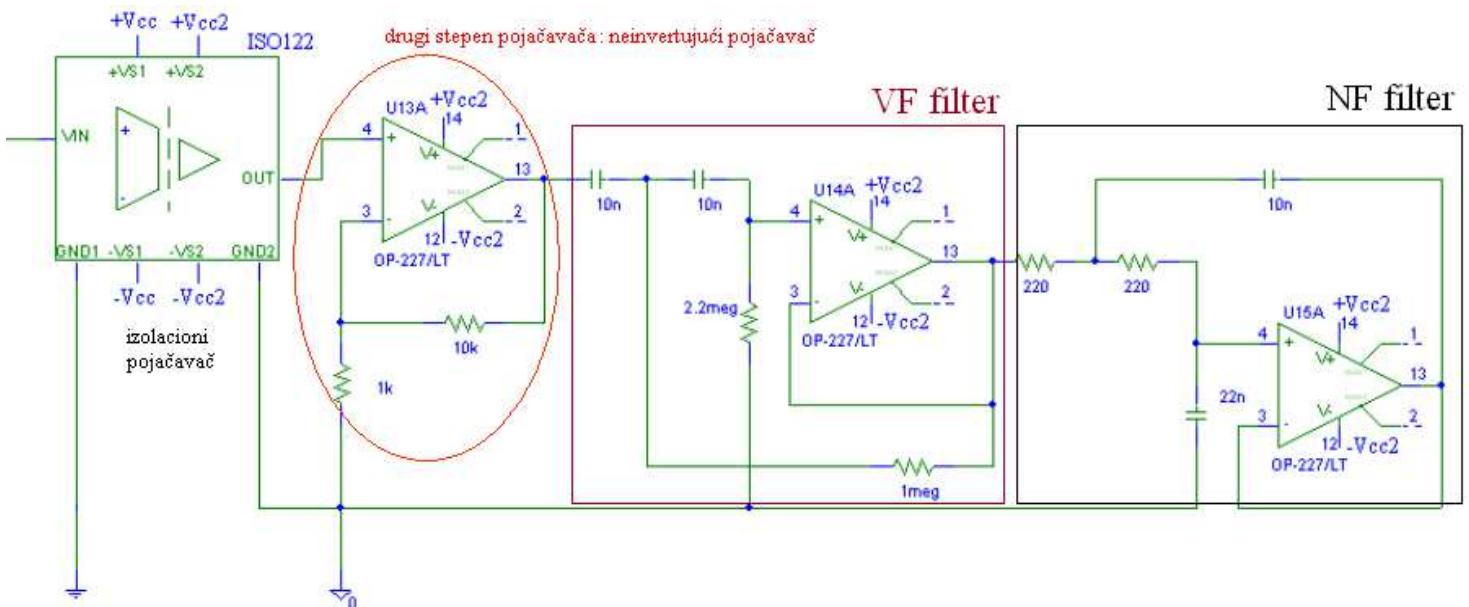
Pri projektovanju mernog sistema, posebnu pažnju treba obratiti na bezbednost pacijenta. Deo sistema koji je u direktnom kontaktu sa pacijentom treba fizički odvojiti od računarskog interfejsa za merenje. U tu svrhu je izabran izolacioni pojačavač ISO122. Izolacioni pojačavač ima razdvojena napajanja i mase za ulazni i izlazni stepen, a izlazni signal ima naponski oblik jednak ulaznom signalu.

Na Sl. 3.15a) je prikazan deo EMNG pojačavača „ka pacijentu“. Ovaj deo pojačavača ima pojačanje 100. *DRL* kolu i stepenu sa INA114 kolom prethodi kolo za uklanjanje jednosmernog signala koji je posledica ofseta elektroda. U pitanju je otporno-kapacitivna mreža. Na Sl. 3.15b) je prikazan deo EMNG pojačavača „ka računaru“. Ovaj deo pojačavača dodatno pojačava signal 2/11/101 puta neinvertujućim pojačavačem i filtrira ga aktivnim NF i VF filtrima drugog reda (time se postižu adekvatne granice propusnog opsega pojačavača: ~10 Hz-10 kHz).

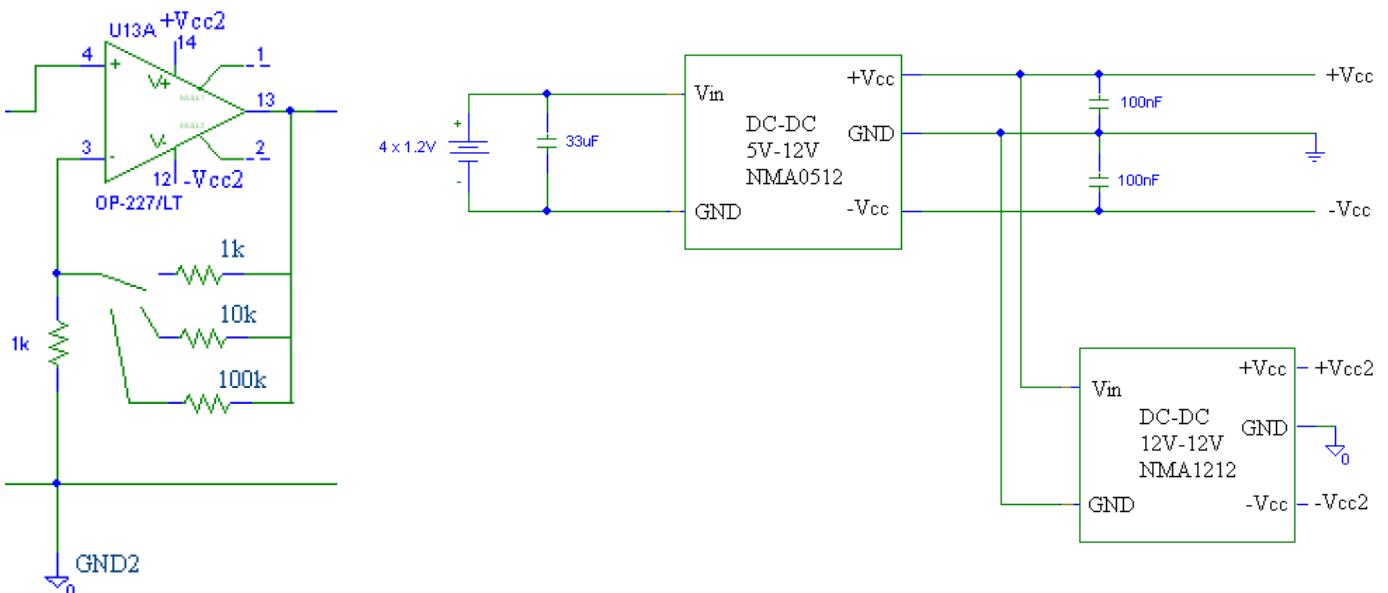
Na Sl. 3.15d) je prikazan način „razdvajanja napajanja“ kola „ka pacijentu“ i „ka računaru“ pomoću dva DC/DC konvertora NMA0512 (5 V u 12 V) i NMA1212 (12 V u 12 V).



Sl. 3.15a) Deo EMNG pojačavača „ka pacijentu“



Sl. 3.15b) Deo EMNG pojačavača „ka računaru“



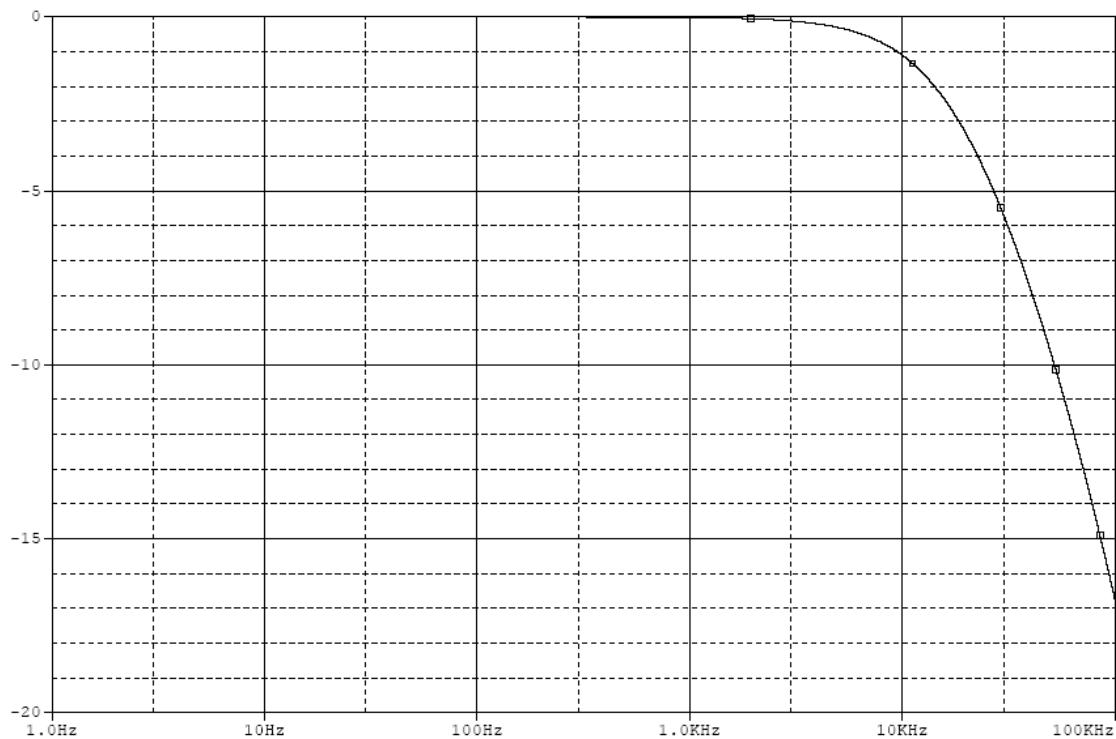
Sl. 3.15c) Drugi stepen pojačavača može imati pojačanja 2/11/101 d) Izlovanje napajanje kola „ka pacijentu“ i „ka računaru“

Karakteristike NF i VF filtra su prikazane na Sl. 3.16a) i Sl. 3.16b) respektivno. Teoretska karakteristika realizovanog EMNG pojačavača za pojačanje 1000 je prikazana na Sl. 3.17. Za simulaciju je korišćen *Orcad Family Realize 9.2/Pspice Schematics*². Na Sl. 3.18. su prikazane realne karakteristike EMNG pojačavača snimljene test generatorom.

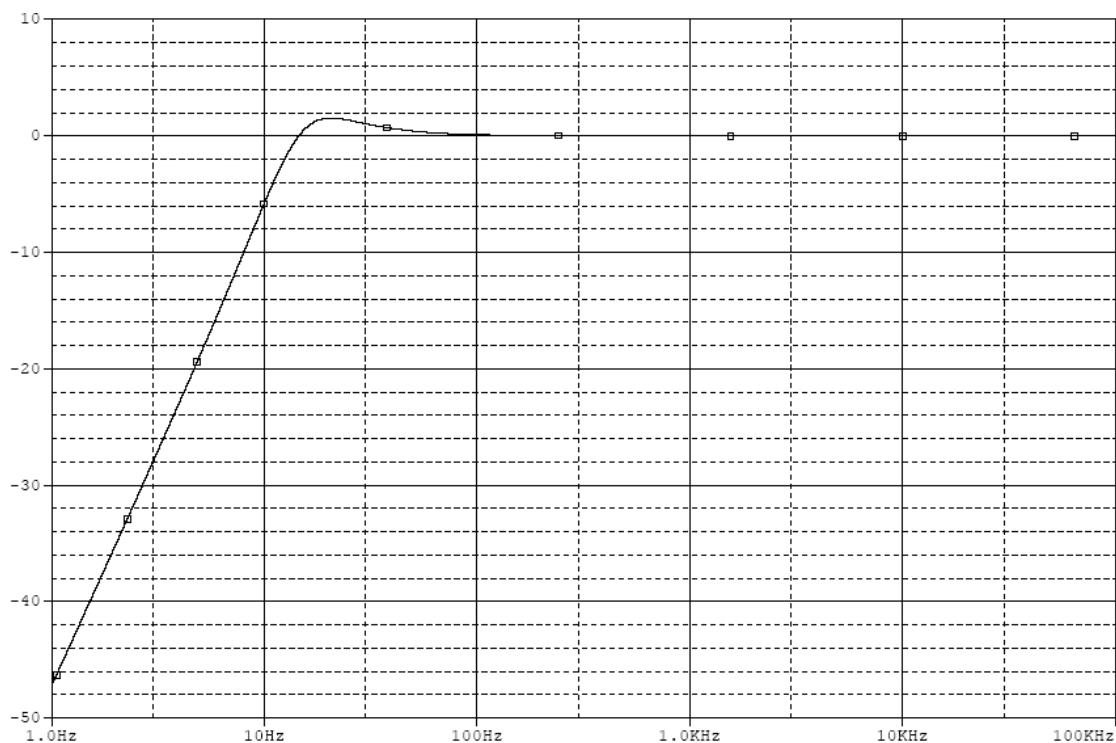
Testiranje pojačavača je realizovano na prototipu, u Laboratoriji za Biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu na zdravim ispitnicima i rezultat EMG testiranja i testiranja na evociranim potencijalima će biti prikazan u poglavju 4.5.5.

² Cadence Design Systems, Inc, www.cadence.com

3. MERNO-AKVIZICIONI EMNG SISTEMI

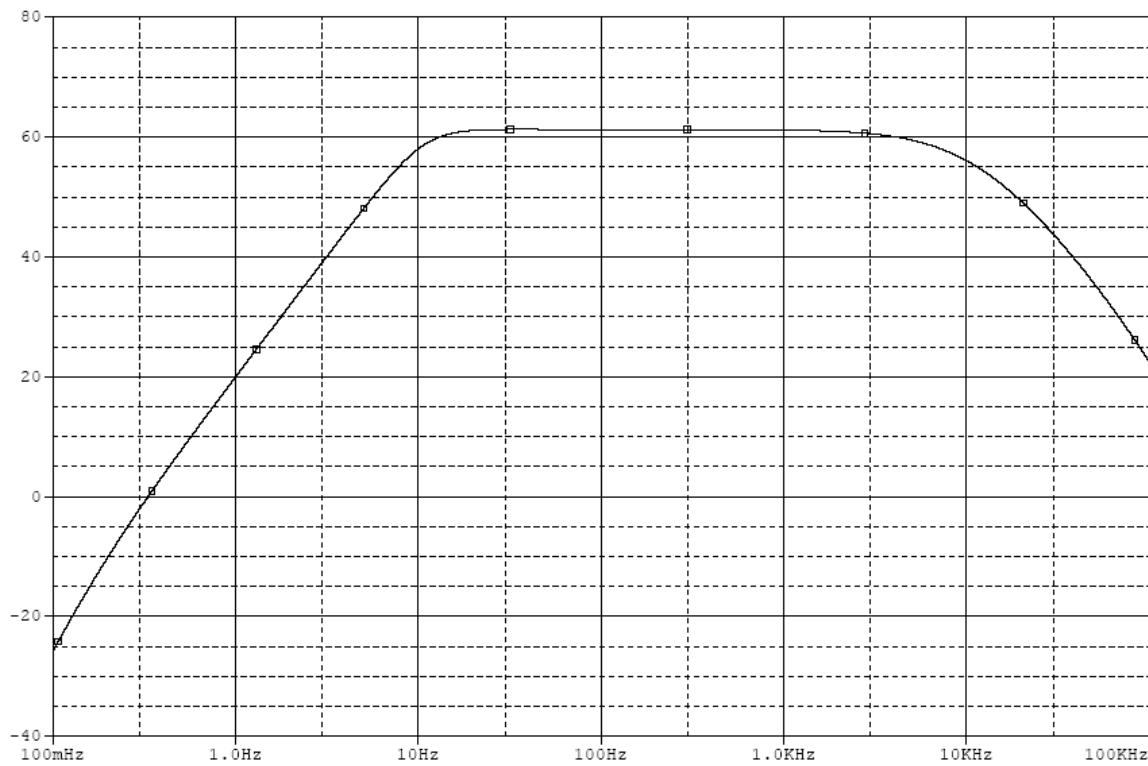


Sl. 3.16a) Karakteristika aktivnog NF filtra u izlaznom stepenu EMNG pojačavača

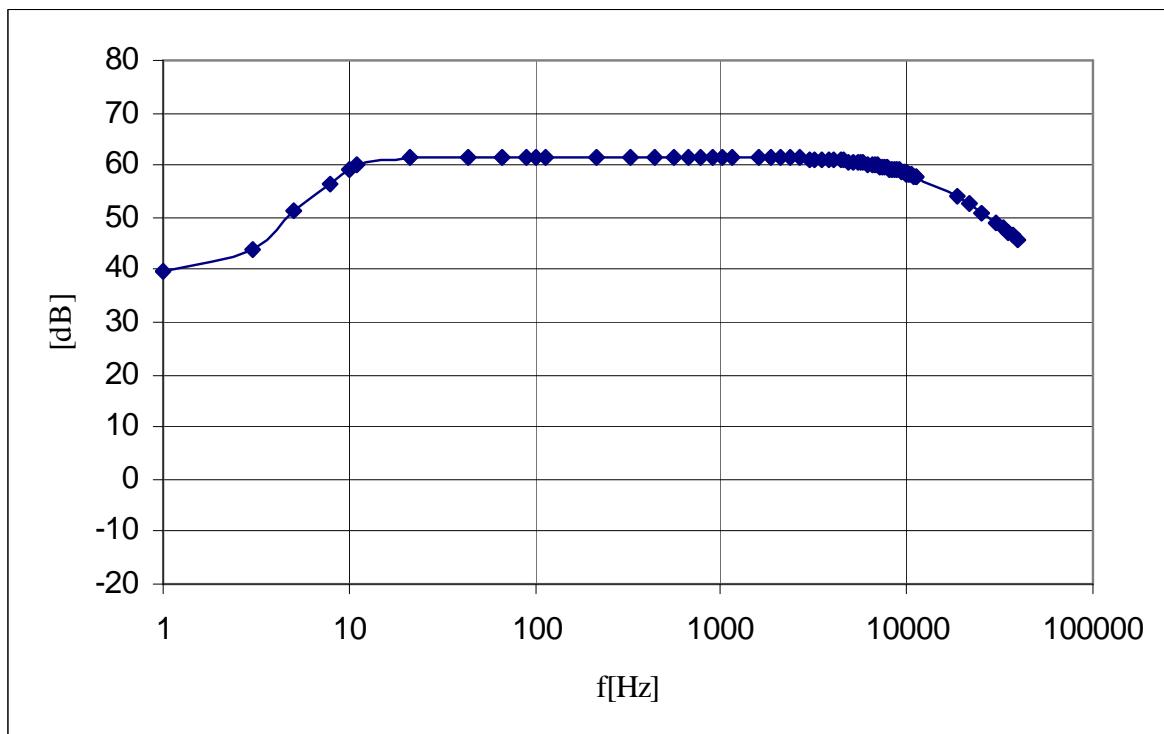


Sl. 3.16b) Karakteristika aktivnog VF filtra u izlaznom stepenu EMNG pojačavača

3. MERNO-AKVIZICIIONI EMNG SISTEMI



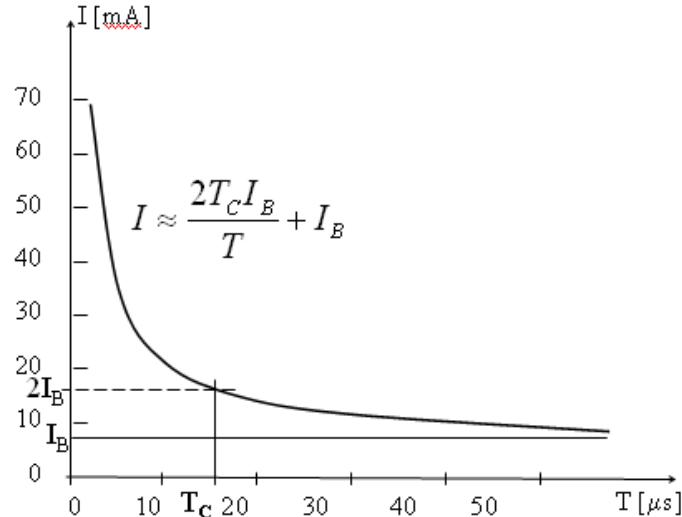
Sl. 3.17. Simulirana karakteristika EMNG pojačavača za pojačanje 1000



Sl. 3.18 Realna karakteristika EMNG pojačavača za pojačanje 1000

3.3. EMNG stimulatori – osnovne karakteristike

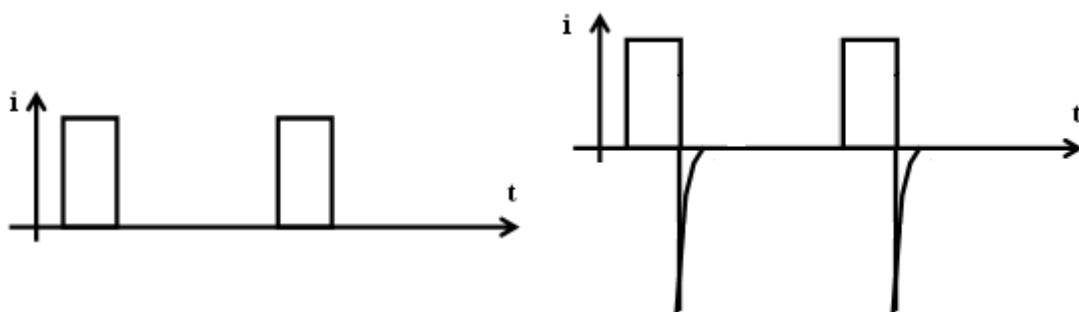
Elektrostimulacija je metoda aktivacije ili inhibicije neuromuskularnih struktura u organizmu, [3]. Aktivaciju ćelije ne može da izazove svaka elektrostimulacija, već samo ona koja do ćelije obezbedi dovoljno veliku količinu elektriciteta. Minimalna količina naelektrisanja koja će izazvati aktivaciju ćelije je određena tzv. krivom kronaksije koja predstavlja zavisnost intenziteta struje stimulacionog impulsa I od trajanja impulsa T , Sl. 3.19. Ova kriva je specifična za svaki tip tkiva.



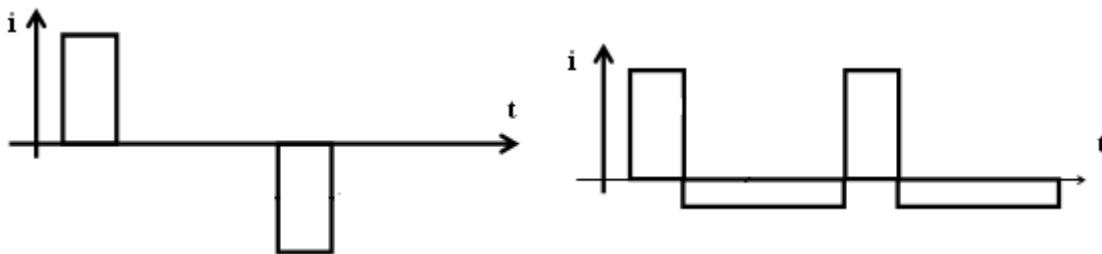
Sl. 3.19. Kriva kronaksije

Cilj elektrostimulacije je ili postizanje neke funkcije ili terapijsko dejstvo ili primena u dijagnostičke svrhe. U oblasti elektromioneurografije, stimulatori se koriste u dijagnostičke svrhe, tj. posmatraju se karakteristike odziva na njihovo dejstvo.

Stimulacioni impulsi mogu biti monofazni (kompenzovani ili nekompenzovani) ili bifazni (simetrični ili asimetrični), Sl. 3.20. Monofazni nekompenzovani impulsi imaju amplitudu koja je u toku cele stimulacije istog algebarskog znaka. Ovaj tip impulsa je najnepovoljniji za stimulaciju jer može izazvati koroziju elektroda i oštećenja tkiva zbog konstantnog smera kretanja naelektrisanja. Stoga se monofazni impulsi „popravljaju“ kompenzacijom, tj. ovom tipu stimulacije se dodaje još jedan kraći pik obrnutog polariteta, a jednake površine.



Sl. 3.20a) Monofazna nekompenzovana b) Monofazna kompenzovana stimulacija



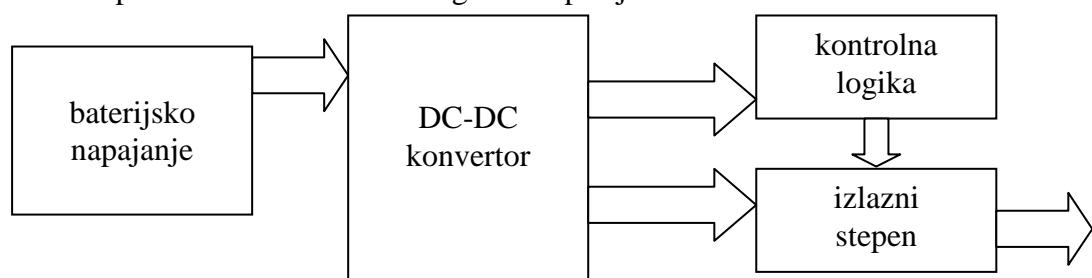
Sl. 3.20.c) Bifazna simetrična d) Bifazna asimetrična stimulacija

Elektrostimulatori su ili izvori ograničene snage ili izvori određenog naponskog oblika (konstantnog, eksponencijalno promenljivog, sinusoidalnog, trougaonog i sl.) ili izvori određenog strujnog oblika (konstantnog, eksponencijalno promenljivog, sinusoidalnog, trougaonog i sl.). Pri stimulaciji konstantnim naponom do izražaja dolaze parazitna kapacitivna svojstva elektroda koja mogu da izazovu pad struje u toku stimulacije ispod krive kronaksije. Sa te tačke gledišta je bolje primeniti stimulaciju konstantnom strujom. U ovom drugom slučaju se javlja rizik oštećenja tkiva ukoliko se poveća gustina struje, tj. smanji kontaktna površina elektroda-tkivo.

Parametri stimulacionog signala koje treba kontrolisati su: intenzitet, širina impulsa, frekvencija i oblik impulsa.

Osnovni delovi stimulatora su, Sl. 3.21:

- izvor za napajanje (obuhvata baterijsko napajanje i DC/DC konvertor): mora biti galvanski odvojen od bilo kog mernog uređaja koji se koristi. DC/DC konvertor ima zadatak da jednosmerni napon baterije podigne na nivo potreban za pobudu ćelije.
- kontrolna logika: upravlja oblikom i parametrima stimulacije: menja učestanost, amplitudu i trajanje stimulacionih impulsa, odnos pozitivnih i negativnih impulsa, brzinu porasta i smanjenja intenziteta stimulacije... Ako je stimulator pravljen da bude samostalna hardverska jedinica, obično ovim parametrima i izlaznim stepenom upravlja mikrokontroler. Međutim, u EMNG sistemima obično stimulator nije samostalna jedinica, već njegovim parametrima upravlja računar koji ujedno i arhivira zadate parametre stimulacije zajedno sa snimljenim signalima.
- izlazni stepen: određuje da li je stimulacija naponska ili strujna. Pri projektovanju izlaznog stepena treba posebno voditi računa o sigurnosti pacijenta.



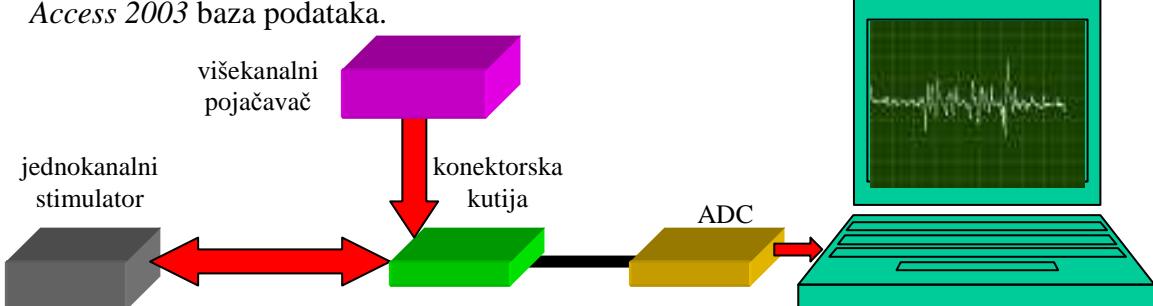
Sl. 3.21. Blok šema stimulatora

4. MasterMyo EMNG SISTEM

4.1. Opis MasterMyo sistema

Na Sl. 4.1 je prikazana konfiguracija MasterMyo EMNG sistema. Konfiguracija za testiranje se sastoji od sledećih komponenti:

- računar (laptop: *IBM Corporation*, Genuine Intel (R) CPU, 1.66 GHz, 0.99 GB RAM)
- operativni sistem: *Microsoft Windows XP* sa SP2
- ADC: DAQCard-6062E (*National Instruments*³, PCMCIA kartica, 16 analognih ulaza, 2 analogna izlaza, 500 kS/s, 12-bitna rezolucija)
- konektorska kutija (opciono)
- višekanalni pojačavač – za klinička ispitivanja su korišćena tri različita pojačavača:
 - EMG pojačavač EM – 02 (*Denmark, Aalborg University*) - sa mogućnošću podešavanja pojačanja (od 100 do 200000), gornje i donje granične učestanosti filtra propusnika opsega učestanosti prvog reda, $Z_{ul}>10 \text{ M}\Omega$, $CMRR>100\text{dB}$
 - 3-kanalni EMNG pojačavač čije su karakteristike detaljno opisane u poglavљу 3.2 – izbor pojačanja 200/1100/10100, donja granična učestanost 10 Hz, a gornja 7.5 kHz, $Z_{ul}>100 \text{ M}\Omega$, $CMRR>120 \text{ dB}$
 - 16 kanalni EEG pojačavač firme *Grass (USA, West Warwick)* - sa mogućnošću podešavanja pojačanja do 10^6 , gornje i donje granične učestanosti filtra propusnika opsega učestanosti, $Z_{ul}>100 \text{ M}\Omega$, $CMRR>100 \text{ dB}$
- jednokanalni elektronski stimulator *FES Stimulator #2 (Denmark, Aalborg University)* – maksimalne struje do 100 mA, maksimalne širine stimulacionih impulsa 1 ms, sa monofaznim tipom stimulacije, galvanski izolovan, pobuđuje se TTL signalima, poseduje mogućnost da istovremeno sa generisanjem strujnog impulsa pošalje TTL signal indikacije generisanja struje
- *MasterMyo Labview 8.2* aplikacija (*National Instruments, Austin, Texas*) i *Microsoft Access 2003* baza podataka.



Sl. 4.1. Konfiguracija MasterMyo sistema

³ National Instruments, Texas, Austin, www.ni.com

Komunikacija između stimulatora i računara se odvija prema protokolu koji je prikazan na Sl. 3.2. i 3.3. u poglavlju 3.

Za ispitivanja su korišćene sledeće elektrode:

- površinske merne elektrode firme *Ambu*⁴, tip 720 01-K, Sl. 4.2.a)
- referentna elektroda: Pals[®] Platinum firme *Axelgaard*⁵, model 896230 sa MultiStick[®] gelom (ova elektroda je po svojoj originalnoj nameni neurostimulaciona elektroda), Sl. 4.2.b)
- stimulaciona elektroda: *Bipolar Felt Pad* elektroda firme *Technomed*⁶, Sl. 4.2.c)



Sl. 4.2. a) površinska merna elektroda b) referentna elektroda c) stimulaciona elektroda

4.2. MasterMyo baza podataka

4.2.1. Elektronski zdravstveni karton pacijenta

Baze podataka omogućavaju jednostavan i lak pristup velikom broju informacija u veoma kratkom roku. Razvijane su paralelno sa razvojem računara i uporedo sa njihovim praktičnim razvojem, razvijale su se i teorije informacija i informacionih sistema kao njihova teoretska podrška. Pre tridesetak godina pretraga po bazama podataka je dugo trajala, a količina i tipovi podataka su bili ograničeni. U to vreme su se koristile ugavnom u vojne svrhe, za bankarske sisteme i za arhiviranje ličnih podataka o građanima. Početkom 80-tih godina, paralelno sa razvojem računara, razvijale su se i baze podataka i informacioni sistemi. Trenutno nema oblasti savremenog života u kojoj informacioni sistemi nisu našli svoju primenu.

U toku poslednje decenije, uvođenje zdravstvenih infomacionih sistema se intenzivira. Svi medicinski, administrativni i tehnički podaci koji se odnose na jednog pacijenta se, radi lakšeg snalaženja, smeštaju u strukturu koja se zove elektronski zapis pacijenta (eng. *Electronic Patient Record*, EPR). Ukoliko se formira zapis koji osim medicinskih, administrativnih i tehničkih podataka sarži i informacije koje se odnose na opšte psihofizičko stanje pacijenta, nastaje struktura koja se zove elektronski zdravstveni zapis (eng. *Electornic Health Record*, EHR). EPR se bazira na podacima dobijenim iz različitih odjeljenskih informacionih sistema. Globalno gledano, EPR obuhvata:

⁴ Ambu, Denmark, Ballerup, www.ambu.com

⁵ Axelgaard, Denmark, Lystrup, www.axelgaard.com

⁶ Technomed, The Netherlands, www.technomed-europe.com

- dokumentacioni informacioni sistem - sadrži prateću dokumentaciju za ispitivanja i dijagnoze
- PACS sistem (eng. *Picture Archiving and Communication System*) - sadrži slike
- HIS sistem (eng. *Hospital Information System*) – sadrži lične podatke i identifikacioni broj pacijenata
- LIS sistem (eng. *Laboratory Information System*) – sadrži laboratorijske izveštaje
- ICU (eng. *Intensive Care Unit*) – sadrži biomedicinske signale.

Nabrojani sistemi su obično u manjoj ili većoj meri integrисани.

Prednosti primene EPR koncepta u odnosu na „papirni“ koncept su brojne: organizacija podataka je efikasnija, omogućen je istovremeni pristup podacima sa različitih koordinata, razmena informacija između bolnica je poboljšana, troškovi su smanjeni, postignuta je ušteda u prostoru i transportu, smanjena je šansa da se informacije izgube, brzina pristupa kompletним informacijama je znatno povećana...

4.2.2. Organizacija MasterMyo baze podataka

MasterMyo aplikacija podržava EPR koncept. U ovom slučaju su u karton pacijenta integrисани lični podaci pacijenata i podaci o EMNG ispitivanjima.

MasterMyo baza podataka je dizajnirana korišćenjem *Microsoft Access 2003* alata, [8]. Savremene baze podataka su zasnovane na povezanim tabelama, a najčešće korišćeni model povezivanja je relacioni, tj. između tabela se uspostavljaju određene relacije. U skladu sa ovim konceptom, realizovana je i *MasterMyo* baza podataka. Podaci su tematski grupisani u tabele tako da se „ne ponavljaju“, tj. organizovani su tako da je u jednoj tabeli maksimalno jedan podatak „povezan“ sa podatkom u nekoj drugoj tabeli.

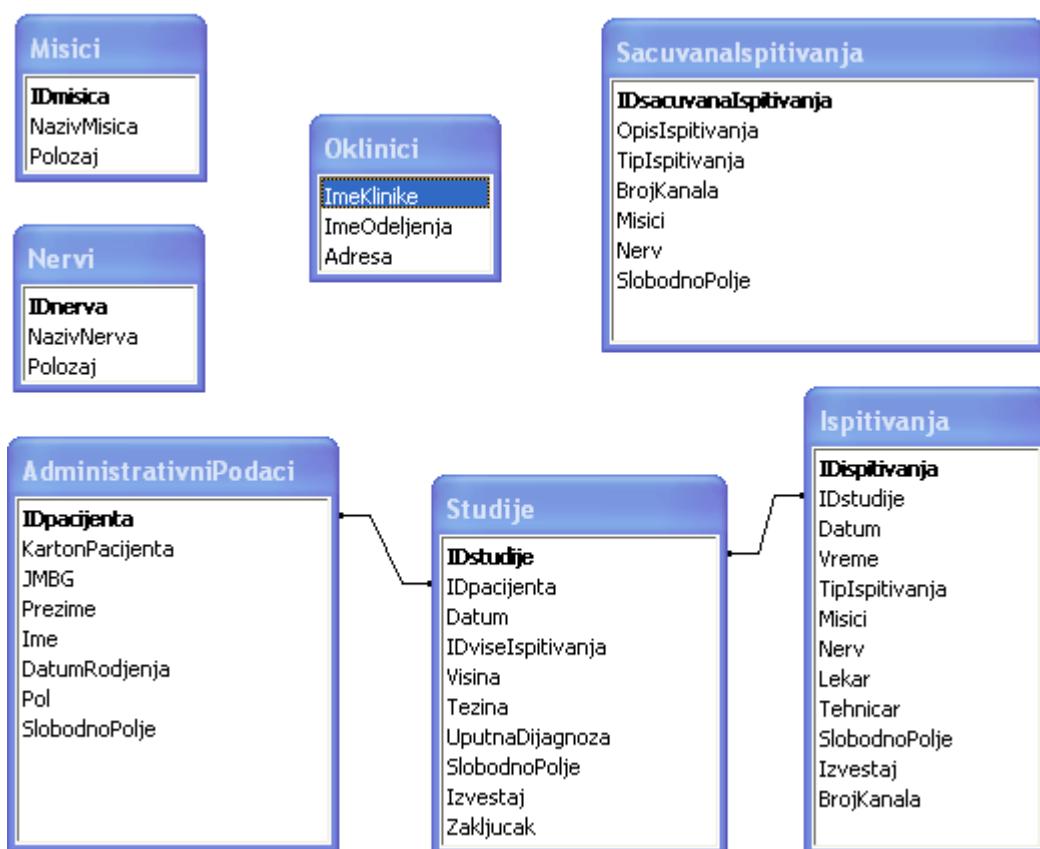
Za realizaciju komunikacije između baze podataka i aplikacije, korišćen je *add-on* softver *Database Connectivity Toolset 1.0.1 (National Instruments, Texas, Austin)*.

Na Sl. 4.3. je prikazana organizacija baze zajedno sa relacijama između tabela. Svaka tabela ima jedno polje koje je unikatno za jedan zapis. Ovo polje predstavlja tzv. „ključ“ (eng. *primary key*) tj. identifikaciju zapisa. U svim tabelama je podešeno da je „ključ“ polje numeričkog tipa, i pri unošenju svakog novog zapisa je softverski obezbeđeno da se ovaj identifikacioni broj zapisa inkrementira.

Svi podaci su smešteni u 7 tabela:

- Tabela *Administrativni podaci* sadrži sledeća polja sa podacima o pacijentu:
 - *IDpacijenta*: „ključ“ za jedinstvenu identifikaciju pacijenta u bazi

- *KartonPacijenta*: redni broj kartona pacijenta u ustanovi u kojoj se vrši pregled (ovo polje predstavlja vezu elektronskog kartona sa „papirnim“ konceptom arhiviranja podataka)
- *JMBG*: jedinstveni matični broj pacijenta (13 cifara)
- *Prezime*: prezime pacijenta
- *Ime*: ime pacijenta
- *DatumRođenja*: datum rođenja pacijenta u formi dd.mm.yyyy
- *Pol*: pol pacijenta (ovo polje može imati vrednost ili „muški“ ili „ženski“)
- *SlobodnoPolje*: rezervisano polje za podatak koji autor nije predviđao za unošenje



Sl. 4.3. Pregled tabela u *MasterMyo* bazi

- Tabela *Studije* sadrži sledeća polja sa podacima o studiji (studija može da se sastoji iz više različitih i/ili istih tipova ispitanja, npr. jedna studija može da se sastoji iz jednog EMG ispitanja, jednog ispitanja senzorne brzine provođenja i dva ispitanja motorne brzine provođenja):
 - *IDstudije*: „ključ“ za jedinstvenu identifikaciju studije u bazi
 - *IDpacijenta*: jedan od identifikacionih brojeva iz tabele *Administrativni podaci*

- *Datum*: datum kreiranja studije i prvog ispitanja u formi dd.mm.yyyy
 - *IDviseIspitivanja*: jedinstveni identifikacioni brojevi ispitanja odvojeni zapetom
 - *Visina*: visina pacijenta
 - *Tezina*: težina pacijenta
 - *UputnaDijagnoza*: dijagnoza sa kojom je pacijent došao na ispitanje
 - *SlobodnoPolje*: rezervisano polje za podatak koji autor nije predvideo za unošenje
 - *Izvestaj*: polje predviđeno za beleške o ispitanjima iz studije
 - *Zakljucak*: polje predviđeno za memorisanje zaključka o ispitanjima u studiji
- Tabela *Ispitanja* sadrži sledeća polja sa podacima o ispitanju:
 - *IDispitivanja*: „ključ“ za jedinstvenu identifikaciju ispitanja u bazi
 - *IDstudije*: jedan od identifikacionih brojeva iz tabele *Studije*
 - *Datum*: datum ispitanja u formi mm.dd.yyyy
 - *Vreme*: vreme ispitanja u formi hh.mm.ss
 - *TipIspitivanja*: vrsta ispitanja
 - SCV – Elektroneurografija (eng. *Sensory Conduction Velocity*, brzina provođenja senzornih nerava)
 - MCV – Motorna elektromiografija (eng. *Motor Conduction Velocity*, brzina provođenja motornih nerava)
 - H refleks
 - F talas
 - EMG – elektromiografija (snimanje jednokanalnog EMG-a)
 - Poly EMG – Polimiografija (snimanje 1-16 EMG kanala)
 - *Misici*: polje koje sadrži opis pozicija elektroda na mišićima u obliku: L ime₁, D ime₂, L ime₃,..., gde je L=levo, D=desno, a ime_x ime misića iz tabele *Misici*
 - *Nerv*: polje koje sadrži ime nerva na kome se vrši ispitanje
 - *Lekar*: ime lekara koji vrši ispitanje
 - *Tehnicar*: ime tehničara koji učestvuje u ispitanju
 - *SlobodnoPolje*: rezervisano polje za podatak koji autor nije predvideo za unošenje
 - *Izvestaj*: beleške o ispitanju

- *BrojKanala*: broj kanala za snimanje (jedino u slučaju poliomioografskog snimanja broj kanala može biti veći od 1, pri svim ostalim ispitivanjima je broj kanala 1)
- Tabela *SacuvanaIspitivanja* sadrži sledeća polja sa podacima o ispitivanjima koja su sačuvana radi kasnije ponovne upotrebe:
 - *IDSacuvanaIspitivanja*: „ključ“ za jedinstvenu identifikaciju sačuvanog ispitivanja u bazi
 - *OpisIspitivanja*: kratak opis koji olakšava pronalaženje željene vrste ispitivanja u listi sačuvanih
 - *TipIspitivanja*: vrsta ispitivanja (SCV – Elektroneurografija, MCV – Motorna elektromiografija, H refleks, F talas, EMG – elektromiografija, Poly EMG – Polimiografija)
 - *BrojKanala*: broj kanala za snimanje (jedino u slučaju poliomioografskog snimanja broj kanala može biti veći od 1, pri svim ostalim ispitivanjima je broj kanala 1)
 - *Misici*: polje koje sadrži opis pozicija elektroda na mišićima u obliku: L ime₁, D ime₂, L ime₃,..., gde je L=levo, D=desno, a ime_x ime mišića iz tabele *Misici*
 - *Nerv*: polje koje sadrži ime nerva na kome se vrši ispitivanje
 - *SlobodnoPolje*: rezervisano polje za podatak koji autor nije predvideo za unošenje.
- Tabele *Misici* i *Nervi* sadrže listu mišića/nerava koji se koriste u stalnoj kliničko-istraživačkoj praksi. Ova tabele imaju sličnu strukturu polja:
 - *IDmisica/IDnerva*: „ključ“ za jedinstvenu identifikaciju mišića/nerva u bazi
 - *NazivMisica/NazivNerva*: latinski naziv mišića/nerva
 - *Polozaj*: ovo polje je numeričko, sa sledećim mogućim vrednostima:
 - 1 ako mišić/nerv pripada gornjim ekstremitetima
 - 2 ako mišić/nerv pripada donjim ekstremitetima
 - 3 ako se mišić/nerv nalazi na glavi ili vratu.
- Tabela *Oklinici* sadrži polja sa podacima o ustanovi u kojoj se ispitivanja vrše. To su podaci koji će se pojavljivati u zaglavlju izveštaja o studiji:
 - *ImeKlinike*: naziv klinike gde se ispitivanja vrše
 - *ImeOdeljenja*: naziv specijalizovanog odeljenja gde se ispitivanja vrše
 - *Adresa*: adresa specijalizovanog odeljenja gde se ispitivanja vrše.

4.3. Standardizacija podataka – MasterMyo datoteka

Kompatibilnost formata podataka snimljenih na različitim kliničkim i/ili istraživačkim medicinskim sistemima je od presudnog značaja za razmenu informacija među medicinskim i/ili naučnim osobljem, kao i za integrisanje medicinskih podataka u jedinstven elektronski zdravstveni karton pacijenta.

Pri izboru standarda za arhiviranje elektrofizioloških signala treba imati u vidu specifičnosti signala i karakteristike akvizicione opreme. Odgovarajući standard bi trebalo da:

- ima definisane opcije za zapisivanje anotacija, tj. opcije za zapisivanje svih pratećih parametara signala i, po potrebi, vremenskih markera za događaje;
- podržava rezoluciju ADC korišćenog pri akviziciji – broj bita za zapisivanje odbirka mora biti jednak ili veći od rezolucije ADC;
- podržava arhiviranje višekanalnih signala gde se svaki od kanala odabira drugačijom frekvencijom odabiranja;
- sadrži alate za kompresiju podataka dobijenih pri dugim snimanjima.

Za razmenu i arhiviranje elektrofizioloških signala (EMNG, ECG, EEG ...) ne postoji opšte prihvaćen standard. Najčešće primenjivani standardi za zapisivanje elektrofizioloških signala su dati u Prilogu 1. Trenutno najzastupljeniji standardi za elektrofiziološke signale (naročito za EEG) su *European Data Format* (EDF) i *European Data Format ‘Plus’* (EDF+). U Prilogu 2 je data lista svetskih laboratorijskih firmi koje koriste ovaj standard.

4.3.1. Istorijat i specifičnosti EDF/EDF+ formata

EDF je jednostavan i fleksibilan format podataka za razmenu i arhiviranje višekanalnih bioloških signala. Ideja o definisanju ovakvog standarda za zapisivanje bioloških signala se javila nakon kongresa u Kopenhagenu 1987. godine (*International Sleep Congress*). Profesorka Annelise Rosenfalck je sa grupom kliničkih inženjera 1989. godine pokrenula evropski projekat koji se bavi analizom EEG i PSG signala (*Sleep-Wake analysis*, 1989 - 1992). Algoritmi za analizu EEG i PSG signala su trebali da budu testirani i upoređivani za podatke koji su do tada bili arhivirani u različitim vrstama formata. 1990. godine je definisan veoma jednostavan format podataka koji su svi učesnici projekta koristili. Ovaj format je javno objavljen 1992. pod nazivom *European Data Format*, [16]. Od tada je EDF postao standard za EEG i PSG snimanja u mnogim istraživačkim projektima i u raznim komercijalnim uređajima.

EDF je koncipiran tako da arhivira samo kontinualne (“neprekidne”) signale. Ovaj nedostatak je otklonjen uvođenjem EDF+. EDF+ je razvijen 2002. godine, a zvanično je objavljen

2003. godine, [17]. EDF+ je kompatibilan sa EDF po svemu osim po “kontinualnosti” signala, tj. EDF čitači mogu da pročitaju samo kontinualne EDF+ zapise. EDF+ podržava i zapisivanje anotacija. Podaci koji “prate” jednu studiju mogu (ali ne moraju) biti arhivirani u istoj datoteci u kojoj se nalaze i posmatrani signali. EDF+ omogućava arhiviranje bilo kog biomedicinskog signala (ENG, EMG, evocirani potencijali, EKG, EEG, PSG) kao i zapisivanje rezultata automatske i manuelne analize signala. EDF+ otklanja još neke od nedostataka EDF: *Y2K* problem, problem *little-endian* celih brojeva, problem zapete i tačke.

4.3.2. Organizacija MasterMyo datoteke

U cilju kompatibilosti elektromioneurografske podataka, u *MasterMyo* aplikaciji je implementiran *MasterMyoRW* EDF+ pisač/čitač. Ovaj deo aplikacije se može jednostavno integrisati kao podprogram u druge korisničke *Labview* instrumente za akviziciju signala. Firma *National Instruments* za sada u okviru *DIAdem Development System* softvera nudi *DataPlugin* za čitanje .edf i .edf+ formata podataka bez podrške za zapisivanje anotacija. Za *Labview* okruženje za sada ne postoje javno dostupni čitači/pisači .edf+ formata podataka, tako da *MasterMyoRW* predstavlja doprinos sa aspekta postizanja kompatibilnosti podataka u *Labview* medicinskim aplikacijama.

EDF+ pisač je testiran pomoću dva besplatna softvera: EDFChecker i EDF Polyman viewer, dostupnih na adresi <http://www.edfplus.info/downloads/downloads.html>. EDF+ čitač je testiran na *Neurotraces* bazi podataka dostupnoj online na adresi <http://www.neurotraces.com>. Ova baza podataka sadrži brojne primere EMG, MCV, SCV studija.

MasterMyo EDF+ datoteka se sastoji iz zaglavlja (*Header*) i tela koje sadrži niz zapisa (*Data Records*), Sl. 4.4. Zaglavljje sadrži informacije o pacijentu, kao i tehničke karakteristike procedure snimanja. Telo sadrži signale i anotacije (npr. podatke o događajima od značaja, parametre signala itd). Struktura EDF+ zaglavlja je prikazana u Tabeli 1.

Zaglavljje (Header)	
	data record 1
Telo datoteke	...
	data record n

Sl. 4.4. *MasterMyo* EDF+ datoteka

Tabela 1. EDF+ zaglavlje

broj ascii znaka ⁷	OPIS POLJA	OBJAŠNJENJE
8	verzija formata podataka	vrednost za EDF+ format je: 0
80	identifikacija pacijenta	Sastoji se iz sledećih podpolja koja moraju biti razdvojena jednim znakom razmaka: 1. jedinstveni bolnički kôd pacijenta 2. pol: F ili M za ženski, tj. muški pol pacijenta 3. datum rođenja u formatu: dd-MMM-yyyy ⁸ 4. prezime i ime. Ako je neko od podpolja nepoznato, treba uneti jedan karakter 'X'. Svaki znak razmaka unutar podpolja treba zameniti nekim drugim karakterom, na primer: '_'.
80	identifikacija snimanja	Sastoji se iz sledećih podpolja koja moraju biti razdvojena jednim znakom razmaka: 1. tekst: 'Startdate' 2. datum početka snimanja u formatu: dd-MMM-yyyy ⁴ 3. jedinstveni bolnički kôd snimanja 4. kôd lekara specijaliste ili tehničara 5. kôd opreme koja se koristi.
8	datum početka snimanja dd.mm.yy	Ova polja mogu da sadrže isključivo karaktere '0', '1', '2', '3', '4', '5', '6', '7', '8', '9' i '.' kao separator. Godine 1985-1999 se prikazuju kao yy=85-99, a godine 2000-2084 se prikazuju kao yy=00-84.
8	vreme početka snimanja hh.mm.ss	Ova polja mogu da sadrže isključivo karaktere '0', '1', '2', '3', '4', '5', '6', '7', '8', '9' i '.' kao separator. Vreme se beleži kao lokalno vreme grada u kome se vrši snimanje. Ponoć je 00:00:00.
8	broj bajtova u zaglavlju	
44	rezervisano polje	Za EDF+ format vrednost ovog polja je ili "EDF+C" ako je u pitanju neprekidno snimanje ili "EDF+D" ako je u pitanju snimanje sa prekidima.
8	n_{dr} , broj zapisa (Data Record-a)	Vrednost ovog polja je "-1" dok se snimanje ne završi.
8	trajanje jednog zapisa u sekundama ⁹	Preporuka je da vrednost ovog polja bude ceo broj sekundi. Ako zapis trajanja 1s ima više od 61440 bajtova, trajanje zapisa treba podešiti da bude manje od 1s. Ako jedan zapis sadrži jedan odbirak, vrednost ovog polja nema smisla, tako da treba upisati 0 u tom slučaju.

⁷ Ako polje sadrži manje karaktera od rezervisanog broja, polja treba dopuniti znacima razmaka. Polja treba da budu poravnata s leve strane ("left-justified").

⁸ MMM je engleska skraćenica za mesec (JAN, FEB, MAR, APR, MAY, JUN, JUL, AUG, SEP, OCT, NOV, DEC)

⁹ Preporuka je da jedan zapis nema više od 61440 bajtova.

broj ascii znaka	OPIS POLJA	OBJAŠNJENJE
4	broj signala, ns , u jednom zapisu	
$ns \bullet 16$	labele za svaki od ns signala	Labela sadrži: 1. tip signala (npr: EMG) 2. znak razmaka 3. specifikacija položaja senzora (npr: ime mišića na kome je postavljena elektroda)
$ns \bullet 80$	tip svakog od ns pretvarača	Npr. AgAgCl elektrode.
$ns \bullet 8$	fizička dimenzija svakog od ns signala	Fizička dimenzija sadrži: 1. prefiks ¹⁰ 2. osnovna dimenzija (npr: uV, m ² , degC, m/s, % i sl.).
$ns \bullet 8$	fizički minimum, ph_{min}	Vrednost fizičkog minimuma (bez fizičke dimenzije).
$ns \bullet 8$	fizički maksimum, ph_{max}	Vrednost fizičkog maksimuma (bez fizičke dimenzije).
$ns \bullet 8$	digitalni minimum, dig_{min}	Vrednost je $-(2^{n-1}-1)$ gde je n broj bita A/D konvertora (npr. za 12-bitni A/D konvertor je digitalni minimum -2047).
$ns \bullet 8$	digitalni maksimum, dig_{max}	Vrednost je 2^{n-1} gde je n broj bita A/D konvertora (npr. za 12-bitni A/D konvertor je digitalni maksimum 2048).
$ns \bullet 80$	podaci o tipu filtriranja za svaki od ns signala	Npr: Pri primeni <i>notch</i> filtra i filtriranja na opsegu od 0.1Hz do 75Hz treba upisati: 'HP:0.1Hz LP:75Hz N:50Hz'.
$ns \bullet 8$	n_r , broj odbiraka signala u zapisu za svaki od ns signala	
$ns \bullet 32$	rezervisano polje	

Tabela 1. EDF+ zaglavljve

Struktura tela EDF+ datoteke je prikazana u Tabeli 2. Odbirci signala se zapisuju kao dvobajtni celi brojevi u komplementu dvojke, pri čemu se zapisuje prvo niži, pa viši bajt (*'little endian'* format). Za svaki odbirak, vrednost koja će biti zapisana u datoteku se računa prema sledećoj formuli:

$$digital_sample = dig_{min} + \frac{signal_voltage - ph_{min}}{ph_{max} - ph_{min}} (dig_{max} - dig_{min}),$$

gde je *signal_voltage* originalna vrednost odbirka dobijena sa ADC, a *digital_sample* celobrojna binarna vrednost odbirka koja će biti arhivirana u datoteku. Pri čitanju odbirka iz datoteke vrednost se rekonstruiše inverznom transformacijom gornje fromule. Pri arhiviranju podataka u datoteci kao decimalni separator treba koristiti '.' umesto ','.

¹⁰ U upotrebi su sledeći prefiksi: y (10^{-24}), z (10^{-21}), a (10^{-18}), f (10^{-15}), p (10^{-12}), n (10^{-9}), u (10^{-6}), m (10^{-3}), c (10^{-2}), d (10^{-1}), D (10^1), H (10^2), K (10^3), M (10^6), G (10^9), T (10^{12}), P (10^{15}), E (10^{18}), Z (10^{21}), Y (10^{24}).

zapis 1		
	signal 1	n_r odbiraka prvog signala

	signal ns	n_r odbiraka ns -tog signala
	...	
zapis n_{dr}		
	signal 1	n_r odbiraka prvog signala

	signal ns	n_r odbiraka ns -tog signala

Tabela 2. Struktura tela EDF+ datoteke

EDF+ format obavezno ima jedan signal koji sadrži anotacije i ima rezervisanu labelu ‘EDF Annotations’. Zapisivanje anotacija (tekstualnih anotacija, vremenskih markera, događaja, trenutaka stimulacije...) podleže sličnim pravilima kao zapisivanje odbiraka signala, tj. anotacije se zapisuju kao poseban “signal”, s tom razlikom što se anotacije upisuju bajt-po-bajt, bez promene redosleda bajtova (npr. tekst ‘abc’ se upisuje kao niz sukcesivnih bajtova sa vrednostima 97, 98, 99).

U slučaju kada je signal anotacija:

- polja dig_{min} i dig_{max} se popunjavaju vrednostima -32768 i 32767, respektivno
- polja ph_{min} i ph_{max} se popunjavaju vrednostima koje se razlikuju od vrednosti za ostale signale (npr. -1 i 1)
- ostala polja koja nisu tipična za karakterisanje anotacija se popunjavaju znacima razmaka.

Struktura jedne liste anotacija (*Time-stamped Annotations Lists, TALs*) je prikazana u Tabeli 3.

‘+br. sec’	Vreme početka u odnosu na trenutak kreiranja datoteke	
‘-br. sec’		
21 _{dec}	Bajt	opciono
‘br. sec’	Trajanje	
20 _{dec}	Bajt	
Tekst anotacije 1		
20 _{dec}	Bajt	
...		
Tekst anotacije x		
20 _{dec}	Bajt	
0 _{dec}	Bajt	

Tabela 3. Struktura jedne liste anotacija

Jedan zapis može da sadrži više lista anotacija, Tabela 4. Prva lista anotacija u jednom zapisu uvek počinje “praznom” anotacijom (anotacijom koja ne sadrži tekst). Iza svake anotacije se nalazi po jedan bajt 20_{dec}, a iza poslednje anotacije u listi se nalaze dva bajta 20_{dec}0_{dec}. Ukoliko anotacija sadrži vreme trajanja događaja, ispred nje se nalazi bajt 21_{dec}. Poslednja lista anotacija u

jednom zapisu se dopunjava bajtovima 0_{dec} do kraja zapisa. Ako se ista anotacija odnosi na segmente signala koji je sačuvan u dva ili više zapisa, onda se anotacija čuva samo u prvom zapisu.

TAL1 (anotacija 1 ove liste je “prazna”, tj. ne sadrži tekst)
TAL2
...
TALy
Dopuniti bajtovima 0_{dec} do kraja zapisa

Tabela 4. Liste anotacija u jednom zapisu

Primer jednog ‘EDF Annotations’ signala je prikazan u Tabeli 5. Prvi zapis ovog “signala” anotacije sadrži dve liste anotacija, a poslednji zapis sadrži samo jednu listu.

	Liste anotacija	OBJAŠNJENJE
zapis1	+020 _{dec} 20 _{dec} Počinje snimanje20 _{dec} 0 _{dec} +021 _{dec} 7020 _{dec} Hod20 _{dec} Korak120 _{dec} 0 _{dec} 0 _{dec} ...0 _{dec} 0 _{dec}	Dve liste anotacija u prvom <i>zapisu</i> datoteke.
...
zapis n_{dr}	+020 _{dec} 20 _{dec} Završava se snimanje20 _{dec} 0 _{dec} 0 _{dec} ...0 _{dec} 0 _{dec}	Jedna lista anotacija u poslednjem <i>zapisu</i> datoteke.

Tabela 5. Primer jednog ‘EDF Annotations’ signala

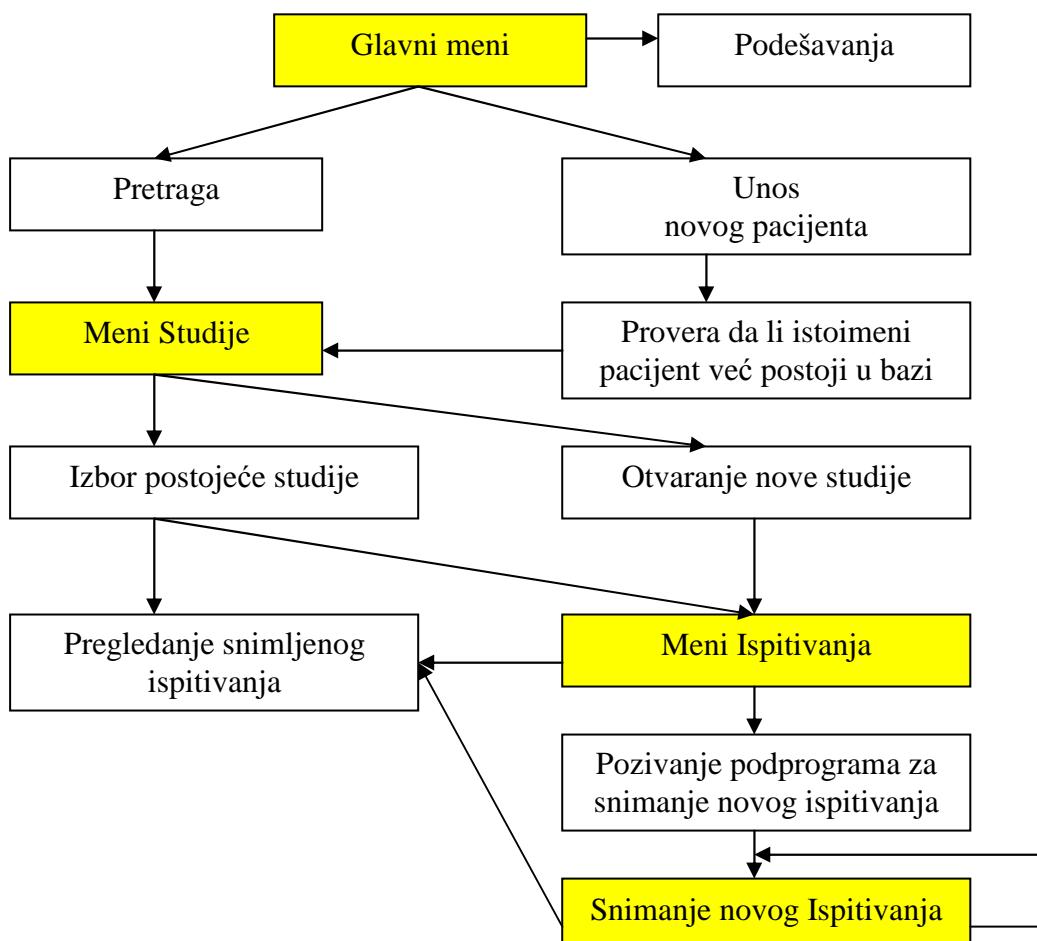
Evo još jednog primer ‘EDF Annotations’ signala, ali za zapisivanje anotacija elektroneurografskog signala (parametri signala su: intenzitet_stimulacije=5 mA, trajanje_strujnog_impulsa=200 us, rastojanje_stimulacionih_i_mernih_elektroda=10 cm, eng_amplituda=0.6 uV, eng_latenca=3.1 ms):

+020_{dec}20_{dec}Stim20_{dec}5 mA20_{dec}200 us20_{dec}10 cm20_{dec}0.6 uV20_{dec}3.1 ms 0_{dec}0_{dec}...0_{dec}.

4.4. MasterMyo interfejs i algoritmi

Šematski prikaz navigacije kroz *MasterMyo* aplikaciju je prikazan na Sl. 4.5. Stalno aktivan podprogram *glavniMeni.vi* vrši operacije unosa novog pacijenta i pretragu po bazi podataka. Nakon unosa pacijenta ili pronalaženja postojećeg pacijenta u bazi, aktivira se podprogram *studije.vi*. U ovom podprogramu, moguće je ili otvoriti novu studiju ili izabrati postojeću studiju. Sledeći korak je ulazak u meni Ispitivanja (tj. podprogram *ispitivanja.vi*) u kome je moguće ili pregledati neko od prethodnih ispitanja ili započeti novu akviziciju. Moguće opcije za novu akviziciju (novo ispitivanje) su:

- SCV – Elektroneurografija
- MCV – Motorna elektromiografija
- H refleks
- F talas
- EMG – elektromiografija (snimanje jednokanalnog EMG-a)
- Poly EMG – Polimiografija (snimanje 1-16 EMG kanala).



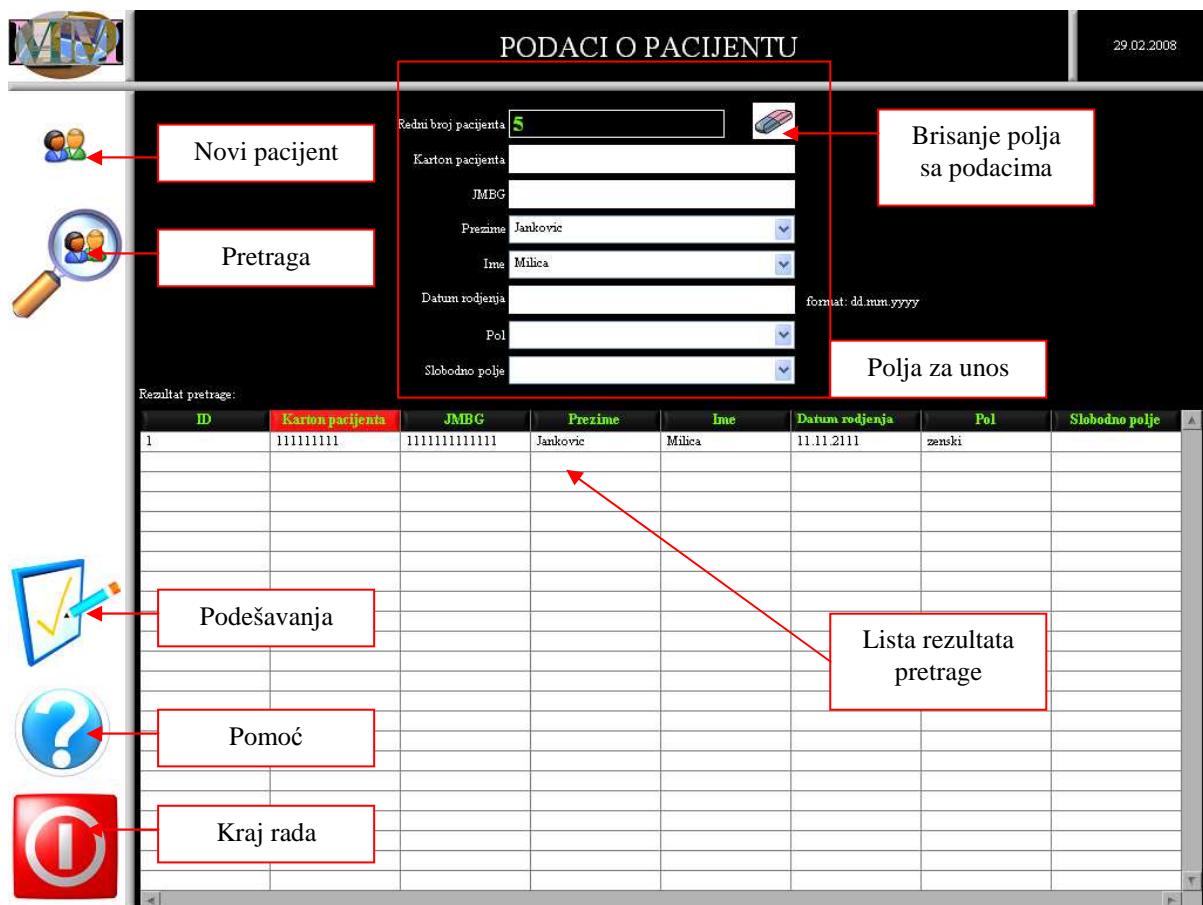
Sl. 4.5. Navigacija kroz *MasterMyo* aplikaciju

Glavni meni

Pri pokretanju aplikacije, nakon pojavljivanja inizijalizacionog prozora, Sl. 4.6, pojavljuje se Glavni Meni, Sl. 4.7.



Sl. 4.6. Inicijalizacioni prozor



Sl. 4.7. Glavni meni

Iz Glavnog menija se mogu pokrenuti sledeće opcije:

- Unošenje novog pacijenta (podaci koji se ukucaju u polja za unos će biti uskladišteni u bazu podataka). Prilikom unošenja podataka u polja za unos:
 - omogućeno je automatsko dopunjavanje *Prezimena* i *Imena* pacijenta podacima koji već postoje u bazi
 - u polju JMBG je ograničen broj karaktera na 13 (za unos većeg broja karaktera, javlja se poruka upozorenja i uzimaju se u obzir samo prvih 13 karaktera)
 - na osnovu JMBG polja se automatski generiše vrednost polja za *Datum Rođenja*.
 - polje *Pol* je ograničeno na unos dve vrednosti: „ženski“ ili „muški“
 - u padajućim menijima kontrola *Prezime*, *Ime*, *Pol*, *Slobodno Polje* moguće je izabrati neku od vrednosti koje već postoje u bazi
 - omogućeno je jednopotezno brisanje svih polja za unos pritiskom na kontrolu za brisanje
 - ako pacijent istog imena i prezimena već postoji u bazi, a korisnik je pokušao da ga unese u bazu kao potpuno novog pacijneta, pojaviće se prozor kao na Sl. 4.8. gde je moguće ili izabrati postojećeg pacijenta ili nastaviti dalji unos pacijenta kao novog.



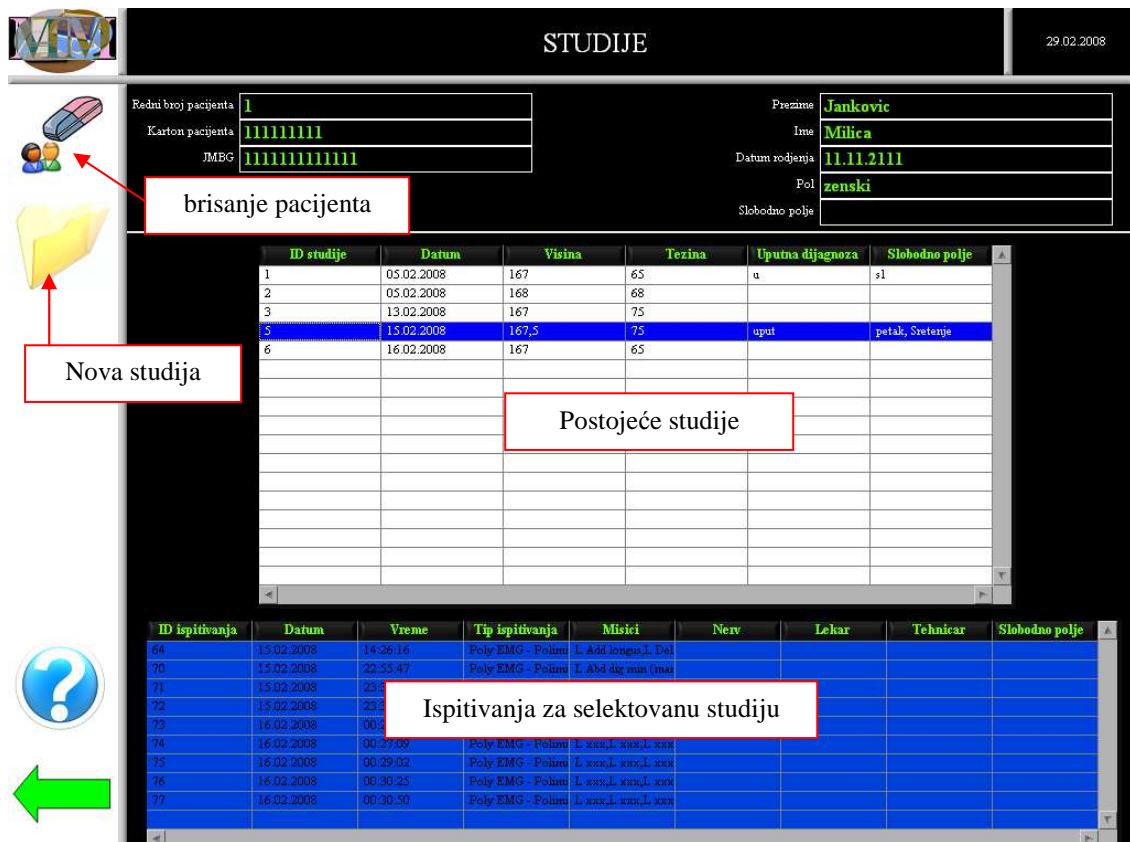
Sl. 4.8. Prozor koji se otvara ako pacijent istog imena i prezimena već postoji u bazi

- Pretraga: u bazi podataka će biti pronađeni svi pacijenti koji zadovoljavaju kriterijume unete u *poljima za unos podataka* i biće izlistani u *listi rezultata pretrage*. Kada se u listi pojavi pacijent koji je tražen, kliknuti levim tasterom miša za otvaranje menija Studije.

- U meniju Podešavanja je moguće korigovati putanju u kojoj se smeštaju podaci na disku. Po default-u, ta putanja je *C:\MasterMyoDatabase*. Na ovoj putanji su formirana i tri direktorijuma: *Database*, *Recordings* i *Settings* za smeštanje baze podataka, datoteka sa signalima i datoteke sa podešavanjem, respektivno.

4.4.2. Meni Studije

Meni Studije je prikazan na Sl. 4.10.



Sl. 4.10. Meni Studije

U meniju Studije, aktivne su sledeće opcije:

- Brisanje pacijenta zajedno sa svim studijama i ispitivanjima (uz proveru da li korisnik to zaista dozvoljava).
- Otvaranje nove studije, pri čemu treba uneti dodatne podatke u prozoru sa Sl. 4.11. Nakon klika na dugme Novo ispitivanje na ovom prozoru, aktivira se meni Ispitivanja.
- Korekcija podataka koji su već uneti u bazu: u polja koja sadrže podatke o pacijentu treba uneti korigovane vrednosti i one će automatski biti osvežene u bazi.
- Izlistavanje svih ispitivanja selektovane studije: studija se selektuje levim klikom miša. Svako od ispitivanje se može ponovo pregledati nakon dvostrukog levog klika miša na odgovarajuće ispitivanje.

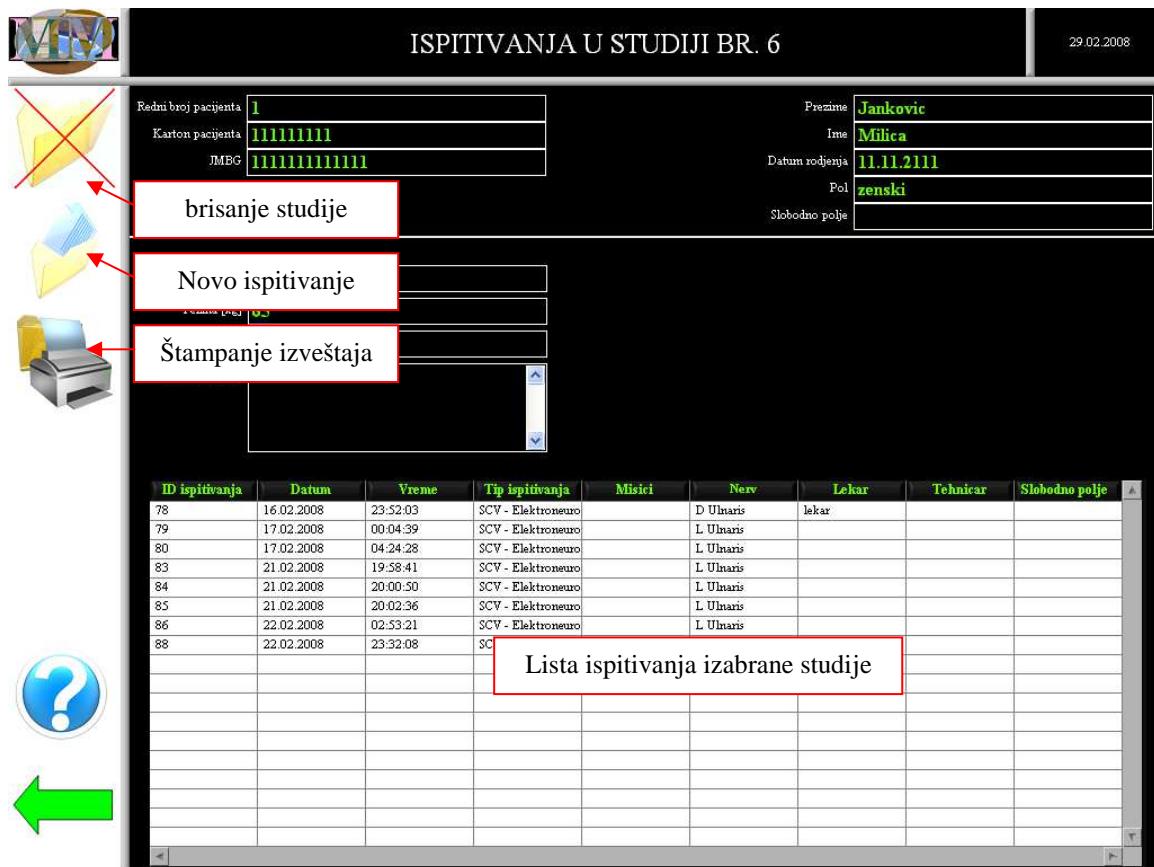
- Pozivanje menija Ispitivanja nakon dvostrukog levog klika miša na neku od postojećih studija.



Sl. 4.11. Otvaranje nove studije

4.4.3. Meni Ispitivanja

Na Sl. 4.12. je prikazan meni Ispitivanja.



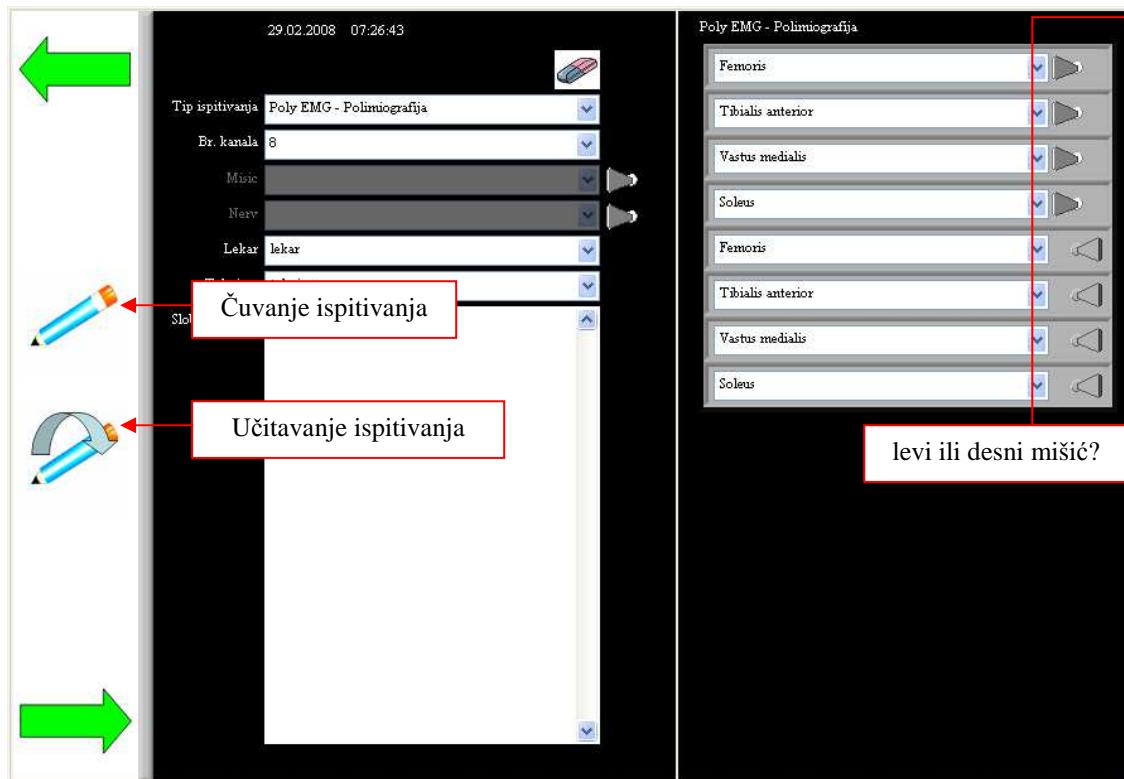
Sl. 4.12. Meni Ispitivanja

U meniju Ispitivanja su aktivne sledeće opcije:

- Brisanje studije sa svim ispitivanjima
- Otvarenje novog ispitivanja: klikom na ovu opciju se otvara prozor kao na Sl. 4.13. U ovom prozoru je moguće sačuvati parametre ispitivanja ili učitati parametre ispitivanja koja su sačuvana u nekoj od prethodnih iteracija

4. MasterMyo EMNG SISTEM

- Štampanje izveštaja koji se sastoji iz: polja sa beleškama, polja sa zaključkom, podacima o kliničkoj instituciji, Sl. 4.14.
- Korekcija podataka koji su već uneti u bazu: u polja koja sadrže podatke o pacijentu treba uneti korigovane vrednosti i one će automatski biti osvežene u bazi.
- Pozivanje pregleda stare studije dvostrukim klikom levog miša na nju u *listi ispitivanja*.



Sl. 4.13. Meni Novo Ispitivanje – podešavanje parametara

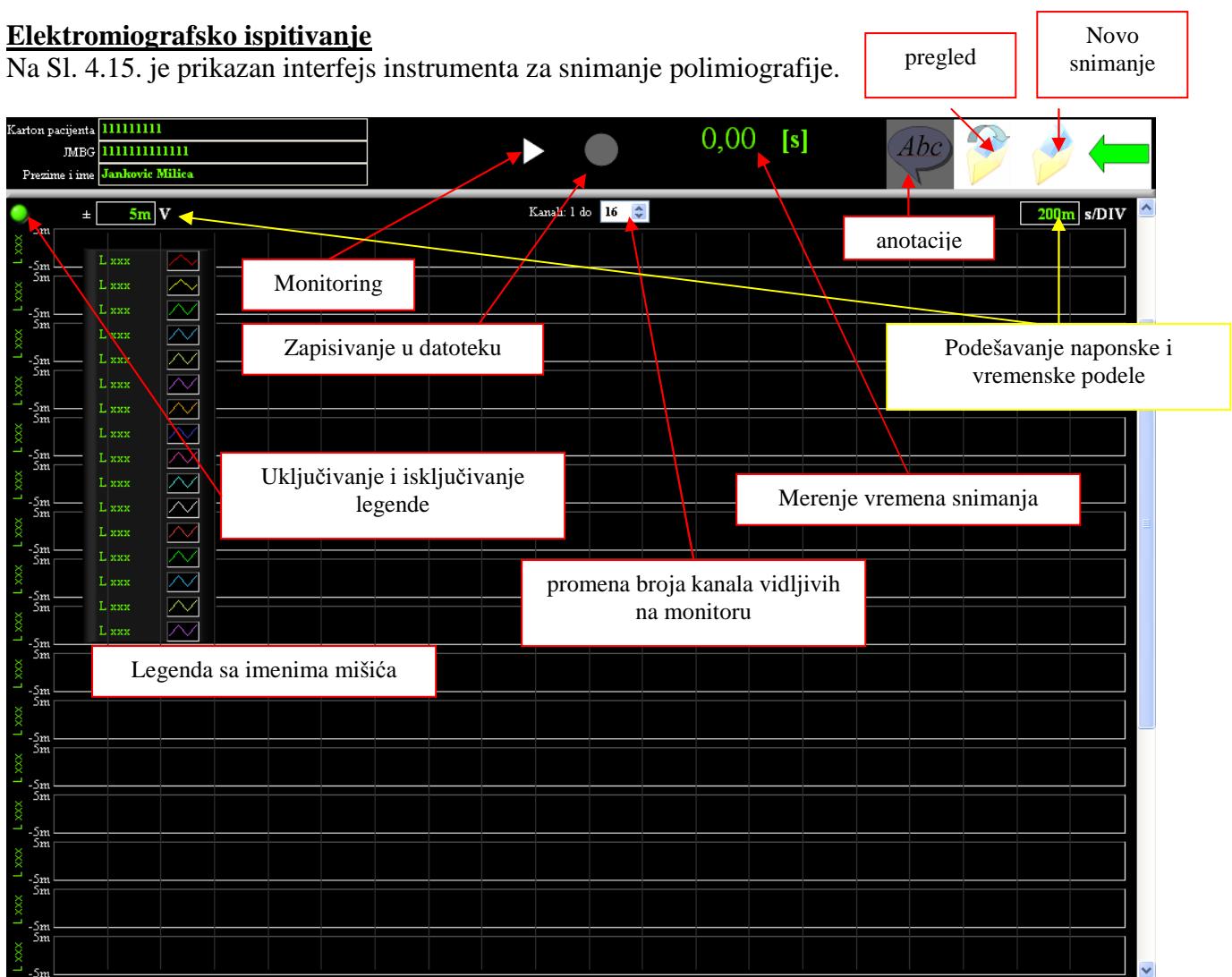
logo	Podaci o klinici
Podaci o pacijentu	
beleške	
zaključak	

Sl. 4.14. Forma izveštaja

4.4.4. Interfejsi i algoritmi akvizicionih instrumenata

Električno-miografsko ispitivanje

Na Sl. 4.15. je prikazan interfejs instrumenta za snimanje polimiografije.



Sl. 4.15. Interfejs instrumenta za snimanje polimiografije

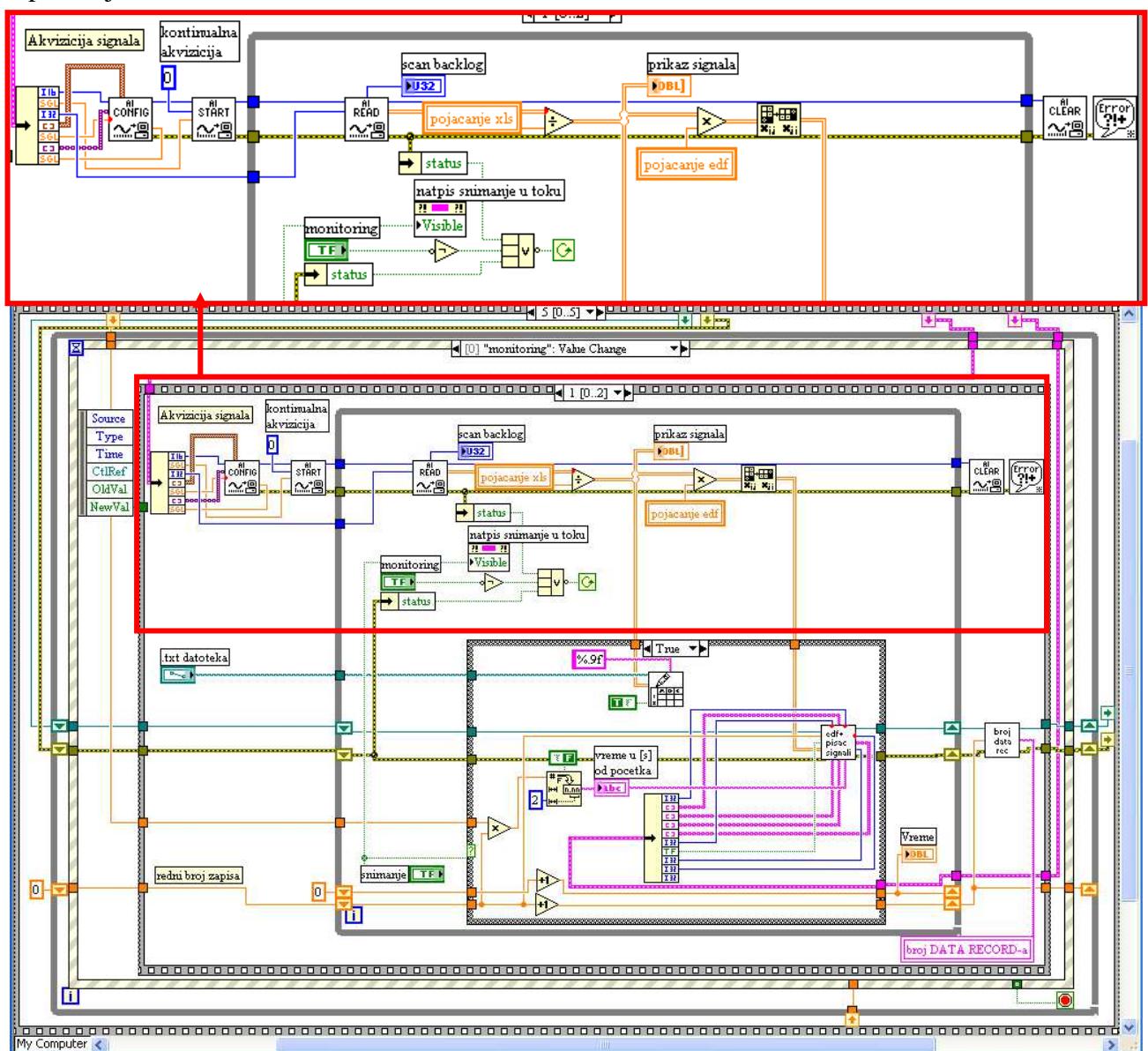
Instrument za snimanje jednokanalnog EMG-a ima identične opcije, s tim što je frekvencija odabiranja podešena na 20 kHz umesto na 4 kHz koliko je kod polimiografske akvizicije. Uvećanje frekvencije odabiranja potencijalno omogućava i snimanja iglenim elektrodama i posmatranje i analizu pojedinačnih potencijala motornih jedinica.

Instrument za snimanje polimiografije ima sledeće aktivne opcije:

- Uključivanje i isključivanje legende sa imenima mišića
- Uključivanje monitoringa (ova kontrola se može aktivirati/deaktivirati i preko tastature, pritiskom na taster ENTER)
- Uključivanje snimanja u datoteku uz prikaz proteklog vremena snimanja (moguće je snimanje prekidati i nastavljati proizvoljan broj puta)
- Promena broja kanala koji će se prikazivati na monitoru

- Dodavanje anotacija (tj. komentara) na kraju svakog snimanja – detaljnije anotacije se mogu dodati naknadno, u meniju za pregled ispitivanja
- Pregledanje ispitivanja uz mogućnosti obrade i dodavanja novih anotacija
- Podešavanje vremenske i naponske podele (ove kontrole se mogu aktivirati i preko tastature pomoću tastera F1/F2, F3/F4: smanjivanje/povećavanje naponske podele, smanjivanje/povećavanje vremenske podele, respektivno)
- Pokretanje novog polimiografskog ispitivanja za istog pacijenta, bez povrtaka na glavni meni.

Na Sl. 4.16. je prikazan akvizicioni deo programskog kôda instrumenta za polimiografsko ispitivanje.

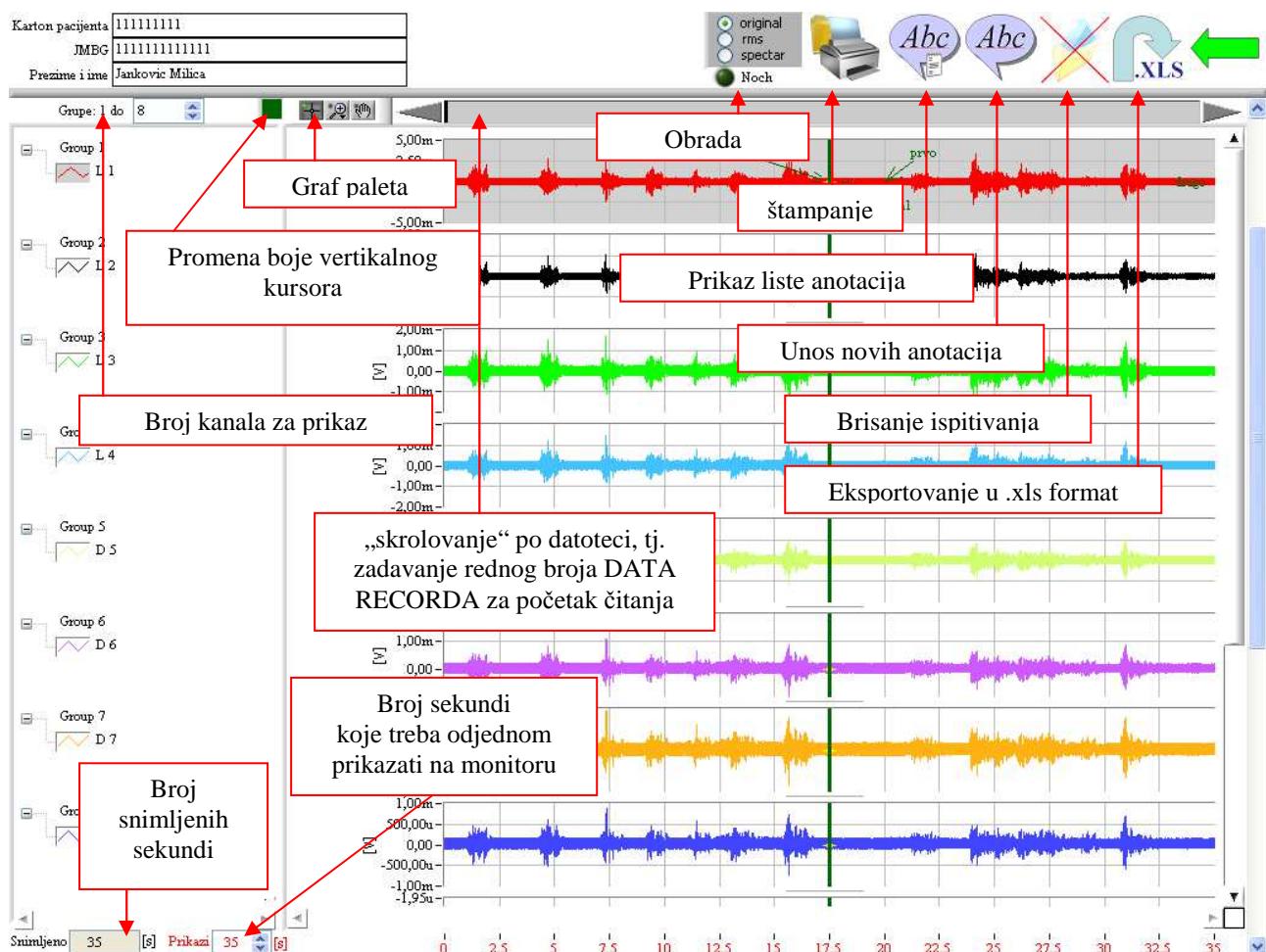


Sl. 4.16. Programski kôd instrumenta za polimiografsko ispitivanje

Podaci se u toku kontinualne akvizicije smeštaju u tzv. „kružni bafer“. Za brzinu upisa u bafer (tj. frekvenciju odabiranja signala) je za polimiografsku akviziciju odabrana vrednost 4 kHz, s obzirom na to da se polimiografska snimanja uvek izvode površinskim elektrodama kada je koristan spektar EMG signala do 500 Hz. Brzina upisa u bafer je u slučaju jednokanalnog EMG signala 20 kHz zbog obezbeđivanja mogućnosti snimanja i površinskim i iglenim elektrodama. Podešeno je da se iz „kružnog“ bafera uvek pročitaju svi odbirci prikupljeni u toku 1s (“number of scans to read” Labview funkcije AI READ je 4000, tj. 20000). Kontinualna akvizicija je zadata postavljanjem vrednosti 0 na ulaz “number of scans to acquire” Labview funkcije AI START.

Za pravilnu akviziciju podataka je još neophodno podesiti sledeće parametre Labview funkcije AI CONFIG: redni broj akvizicionog hardvera (po default-u je 1), redni broj ulaznih kanala (0,1,2 ,3,...15) i veličinu ulaznog “kružnog” bafera (4 x broj_kanala x frekvencija_odabiranja).

Na Sl. 4.17. je prikazan interfejs za pregled polimiografskog snimanja.



Sl. 4.17. Interfejs za pregled polimiografskog snimanja

Interfejs Pregled polimografских studija omogućava sledeće opcije:

- Izbor broja sekundi za prikaz na ekranu

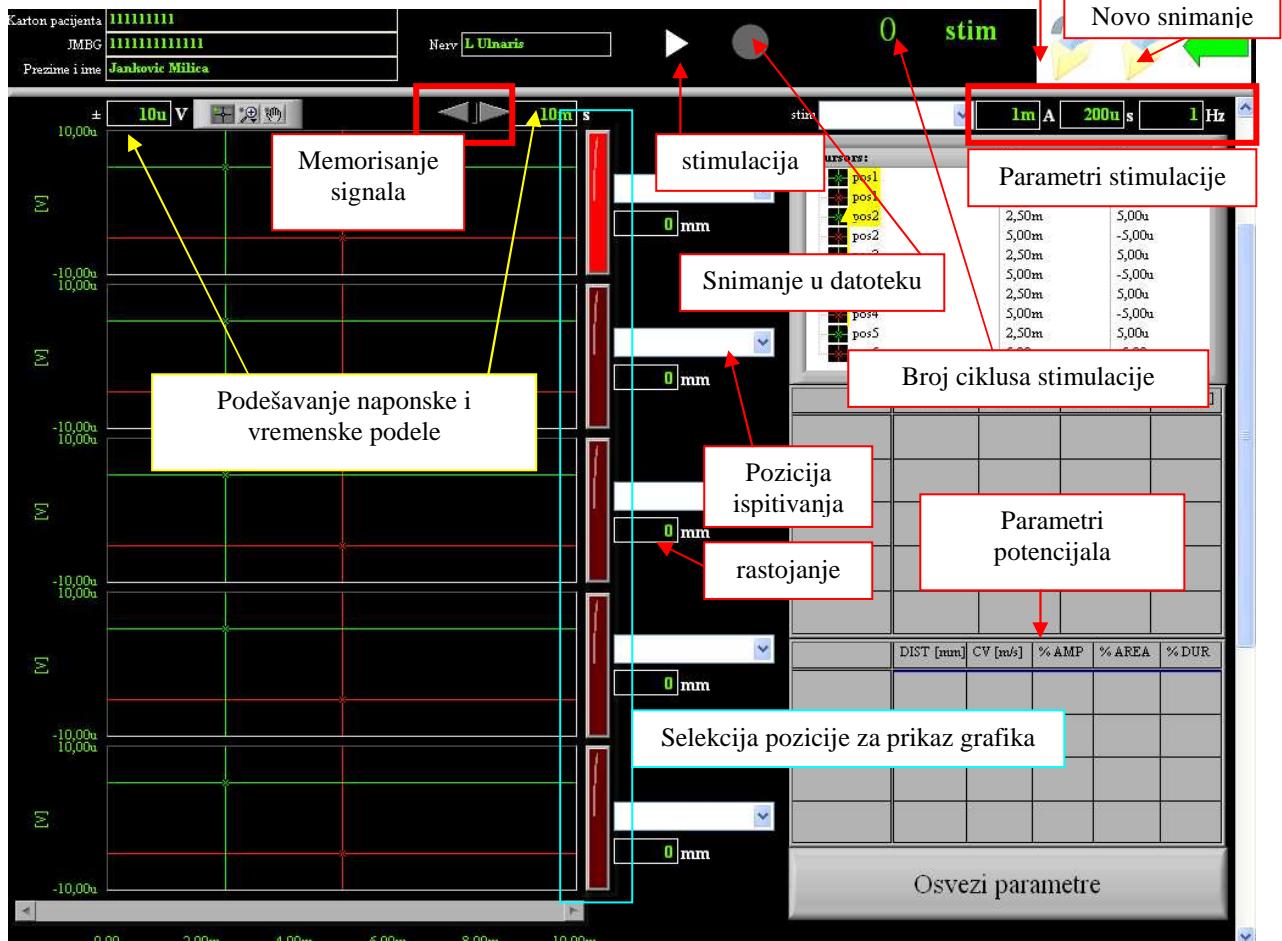
- Izbor pozicije u datoteci od koje treba početi sa čitanjem (pogodno za dugačke zapise signala)
 - Autoskaliranje grafika (sve naponske podele će pri učitavanju prozora biti automatski skalirane na optimalnu vrednost – pozicioniranjem miša i upisivanjem brojnih vrednosti na krajevima naponskih osa moguće je naponsku podelu prilagoditi svojim potrebama)
 - Manipulisanje graficima pomoću graf palete: uvećanje, tj. smanjivanje prikaza signala duž vremenske ili naponske ose
 - Prikazivanje palete sa kurzorima (desni klik miša na grafike, i biranje opcije za uključivanje palete sa kurzorima). Ova paleta omogućava očitavanje naponske i vremenske vrednosti signala u bilo kojoj tački
 - Izbor broja kanala za prikazivanje na monitoru (od 1 do 16)
 - Pregrupisavanje kanala na graficima: npr. Grafik 1 se može „prevući“ mišem u polje gde se nalazi Grafik 2 radi lakšeg uporednog posmatranja
 - Eksportovanje podataka koji su prikazani na ekranu u .xls formatu
 - Brisanje ispitivanja i povratak na meni Ispitivanja
 - Unošenje novih anotacija (vertikalni zeleni kurzor se pozicionira na mesto gde treba uneti anotaciju, a zatim se nakon klika na kontrolu za unos anotacija upisuje željeni komentar).
- Napomena: boja vertikalnog kurzora se može promeniti klikom na *kontrolu za promenu boje kurzora*.
- Prikazivanje već unetih anotacija za posmatrani segment signala u vidu liste anotacija
 - Štampanje izgleda ekrana
 - Obrada polimiografskog signala:
 - Prikazivanje RMS signala
 - Prikazivanje spektra signala
 - *Noch* filtriranje: iskorišćena je *Labview* funkcija za IIR filter, a dodatno je implementirano izračunavanje *reverse* i *forward* koeficijenata prema sledećoj formuli, [36]:

$$\begin{aligned}
 r_0 &= \left(1 - \frac{b_w}{f_s}\right)\pi, \quad \text{teta} = \frac{2\pi f_n}{f_s} \\
 b &= [1 \quad -2\cos(\text{teta}) \quad 1] \\
 a &= [1 \quad -2r_0 \cos(\text{teta}) \quad r_0^2] = \text{reverse} \quad (1) \\
 \text{forward} &= \frac{b}{\max\left[\frac{b[0]+b[1]+b[2]}{a[0]+a[1]+a[2]}, \frac{b[0]+b[2]-b[1]}{a[0]+a[2]-a[1]}\right]},
 \end{aligned}$$

gde je b_w frekvencijski opseg oko 50 Hz, $f_n = 50$ Hz, f_s frekvencija odabiranja. Pokazalo se da ovakav filter deluje selektivno na f_n frekvenciju, minimalno „oštećujući“ okolne komponente.

Elektroneurografsko ispitivanje i ispitivanje motorne elektromiografije

Na Sl. 4.18. je prikazan interfejs instrumenta za snimanje ENG i motornih EMG ispitivanja.



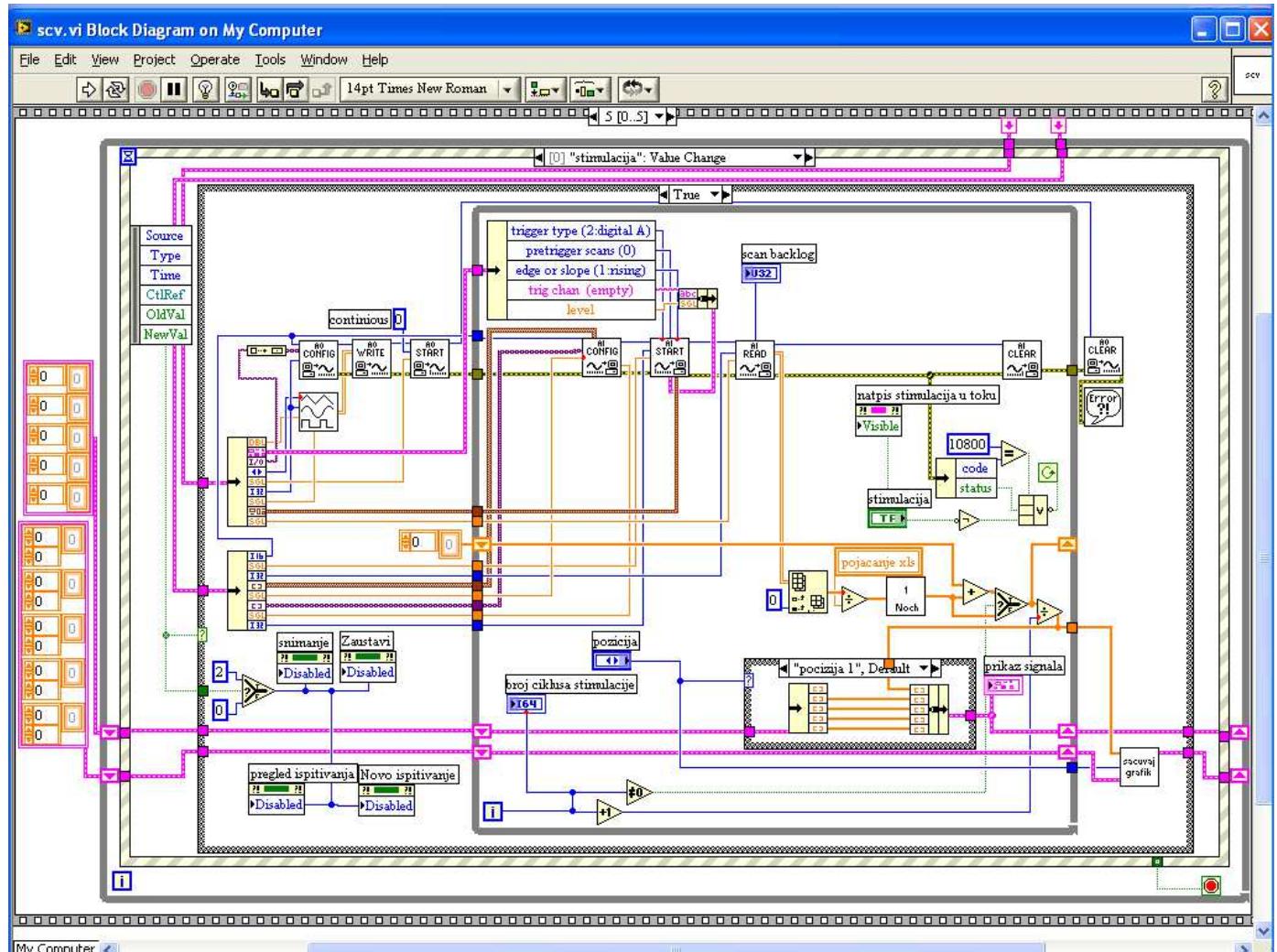
Sl. 4.18. Interfejs instrumenta za snimanje ENG i motornih EMG ispitivanja

Prikazani interfejs omogućava sledeće opcije:

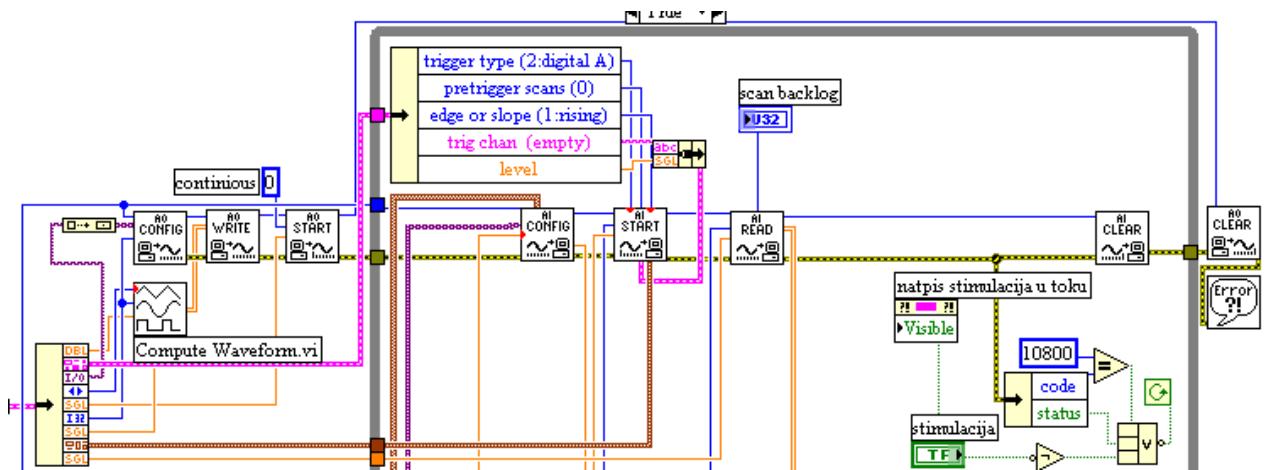
- Uključivanje stimulacije (ova kontrola se može aktivirati/deaktivirati i preko tastature, pritiskom na taster ENTER). Broj ciklusa stimulacije se prikazuje na indikatoru broja ciklusa. Za snimanje motornih potencijala broj ciklusa stimulacije je uvek 1.
- Unošenje parametara stimulacije u za to predviđene kontrole
- Uključivanje snimanja u datoteku
- Podešavanje vremenske i naponske podele (ove kontrole se mogu aktivirati i preko tastature pomoću tastera F1/F2, F3/F4: smanjivanje/povećavanje naponske podele, smanjivanje/povećavanje vremenske podele, respektivno)

- Pokretanje novog ispitivanja za istog pacijenta, bez povratka na glavni meni.
- selekcija pozicije za prikaz grafika (ovo treba da bude u skalu sa izborom pozicije ispitivanja)
- unošenje labele za poziciju ispitivanja (ili izbor pozicije iz padajućeg menija kontrole *Pozicija ispitivanja*)
- memorisanje neograničenog broja pokušaja (navigacija kroz memorisane pokušaje je moguća pomoću leve i desne strelice kontrole *Memorisanje signala*)
- Parametri potencijala (latenca, amplituda, trajanje, površina, brzina provođenja) se proračunavaju na osnovu izmerenih signala i unetog rastojanja (rastojanje između merne i stimulacione elektrode se unosi u odgovarajuću kontrolu na ekranu, u milimetrima). Zeleni i crveni kurzori na graficima omogućavaju korisniku da ograniči potencijal sa leve i desne strane i odozgo i odozdo, kako bi parametri potencijala bili pravilno određeni.

Na Sl. 4.19. je prikazan akvizicioni deo programskog kôda instrumenta za ENG i motorno EMG ispitivanje.



Sl. 4.19a). Programski kôd instrumenta za ENG i motorno EMG ispitivanje



Sl. 4.19b) Detalj iz akvizicije sa slike 4.19.a)

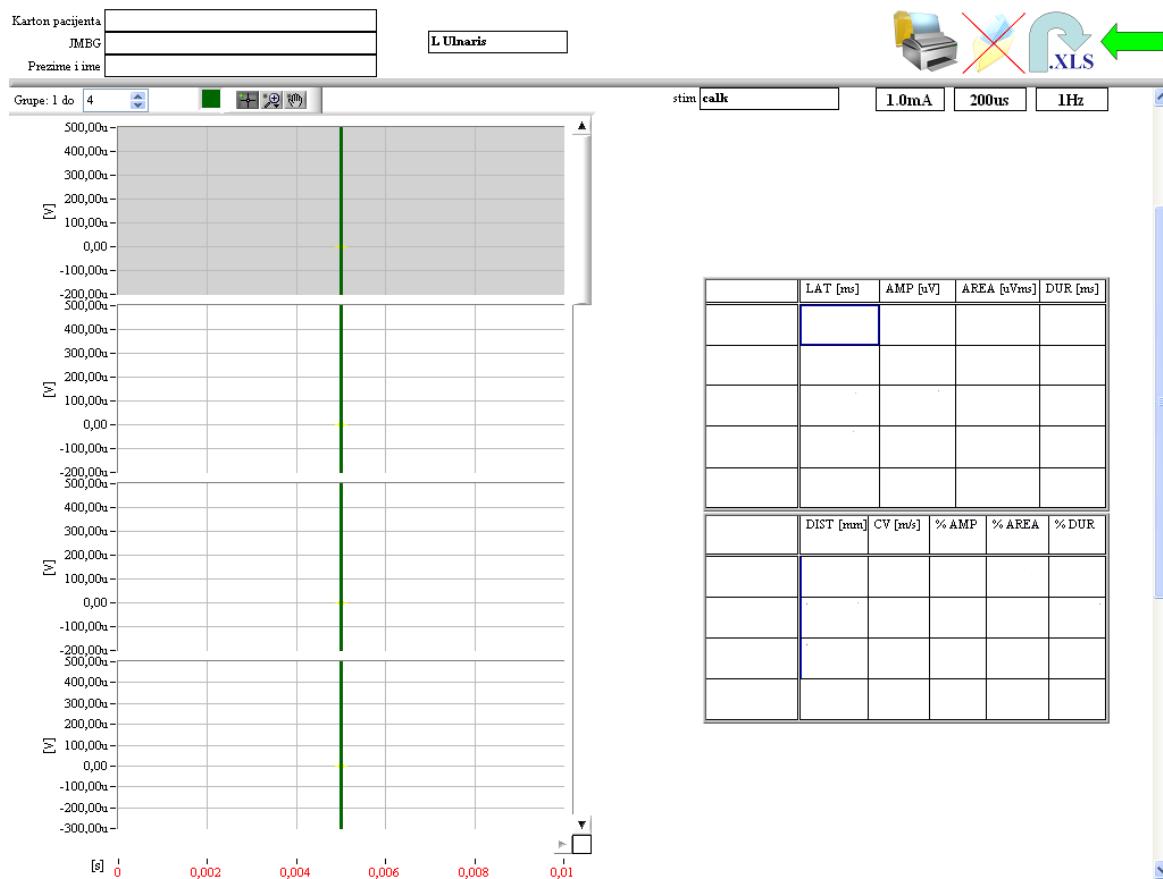
Generisanje TTL impulsa za trigerovanje stimulatora je realizovano korišćenjem sledećih *Labview* funkcija:

- Compute Waveform - zadaje oblik napona koji će se pojaviti na analognom izlazu NI DAQ kartice (podešen je da generiše impulse frekvencije koju zada korisnik, amplitude 5 V i *duty_ratio*=10 %);
- AO CONFIG (Analog Output Config) - zadaje redni broj akvizicionog hardvera (1), redni broj izlaznog kanala (0) i veličinu izlaznog bafera (1000);
- AO WRITE (Analog Output Write) - upisuje vrednosti sa izlaza Compute Waveform ikone u izlazni bafer;
- AO START (Analog Output Start) – započinje akviziciju signala (kontinualnost zadavanja pravougaonih impulsa se postiže postavljanjem vrednosti 0 za parametar „number of buffer iteration“).

Akvizicioni parametri podržavaju tzv. „trigerovanu akviziciju“, tj. akvizicija potencijala započinje kada se na PFI7 digitalnom ulazu ADC pojavi silazna ivica TTL impulsa koga je stimulator poslao u trenutku generisanja strujnog impulsa. Stoga je *analog_chan&level* ulaz funkcije AI START podešen na „čekanje“ silazne ivice trgera duž digitalne linije PFI7. Frekvencija odabiranja je podešena na 10 kHz, a ulaz „number of scans to read“ *Labview* funkcije AI READ na 5000 odbiraka, tj. nakon pojave strujnog impulsa biće „prikljeno“ narednih 0.5 s odziva na stimulaciju. Dalje je za pravilnu akviziciju podataka još neophodno podesiti sledeće parametre *Labview* funkcije AI CONFIG: redni broj akvizicionog hardvera (po default-u je 1), redni broj ulaznog kanala (0) i veličinu ulaznog bafera za privremeno smeštanje podataka (4 x frekvencija_odabiranja).

Pri akviziciji signala primenjeno je *Notch* fitriranje koje je definisano relacijom (1) u opisu interfejsa za EMG pregled.

Na Sl. 4.20. je prikazan izgled interfejsa za pregled ENG i motornih EMG ispitivanja.



Sl. 4.20. Interfejs za pregled ENG i motornih EMG ispitivanja

Paleta opcija koje nudi ovaj instrument je praktično preslikavanje rezultata snimljenih u akvizicionom delu, uz dodatak mogućnosti štampanja ekrana i eksportovanja podataka u .xls formatu.

4.5. MasterMyo primena i rezultati

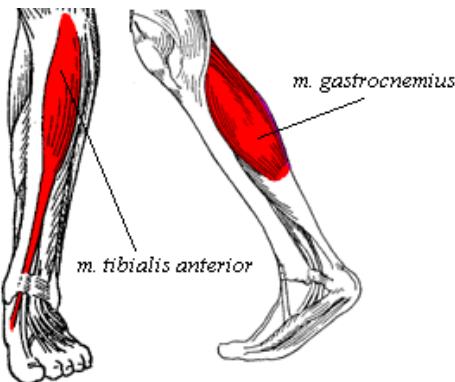
U toku razvoja, *MasterMyo* sistem je testiran u različitim kliničkim i/ili laboratorijskim uslovima, često u saradnji sa medicinskim osobljem. U nastavku rada će biti priloženi rezultati snimanja *MasterMyo* sistemom u 5 različitih eksperimenata.

4.5.1. Eksperiment 1: Polimiografija – Uticaj terapije

Eksperiment je realizovan u saradnju sa lekarima Zavoda za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu.

Cilj eksperimenta: utvrđivanje efikasnosti terapije u rehabilitaciji hemiplegičnih pacijenata.

Opis eksperimenta i rezultati: snimljen je polimiografski zapis na mišićima *m. tibialis anterior* i *m. gastrocnemius*, Sl. 4.21. hemiplegičnog ispitanika pri hodu pre i posle terapije.



Sl. 4.21. *m. tibialis anterior* i *m. gastrocnemius*

U eksperimentu je korišćena sledeća oprema:

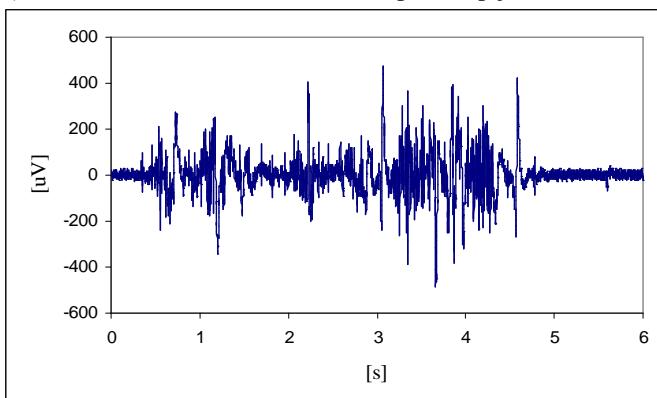
- standardni desktop računar sa operativnim sistemom *Windows XP*
- ADC: AT-MIO-64E-1 (*National Instruments*, ISA kartica, 64 analogna ulaza, 1.25 MS/s, 12-bitna rezolucija)
- 16 kanalni EEG pojačavač firme *Grass* (*USA, West Warwick*): korišćena su 2 kanala pojačavača sa pojačanjem 1000, i podešenim filtrima na $f_{low}=10$ Hz i $f_{high}=1$ kHz.
- razvojna verzija *MasterMyo* aplikacije i *Microsoft Access 2003* baze podataka.

Na Sl. 4.22. su prikazani rezultati eksperimenta: EMG signali i odgovarajući RMS signali koji prate envelope snimljenih EMG signala. Pri hodu zdravog ispitanika, *m. tibialis anterior* i *m. gastrocnemius* su naizmenično aktivni. Na Sl. 4.22a) su prikazani rezultati snimanja na pacijentu pre primene terapije, a na Sl. 4.22b) su prikazani rezultati snimanja posle terapije. Može se uočiti da se na snimcima EMG signala pre terapije ne primećuje antagonistički rad mišića *m. tibialis anterior* i *m. gastrocnemius*, tj. u toku aktivacije *m. tibialis anterior* mišića se primećuje i postojanje aktivnosti *m. gastrocnemius*. Na snimcima EMG signala posle terapije se primećuje znatno

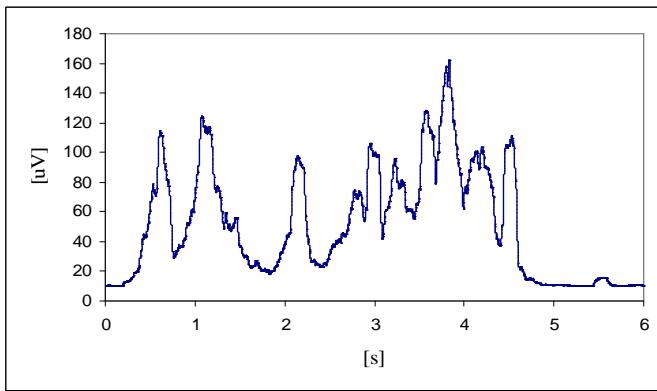
4. MasterMyo EMNG SISTEM

poboljšanje u aktivaciji mišića, tj. jasno se razlikuju faza aktivacije *m. tibialis anterior* od faze aktivacije *m. gastrocnemius*.

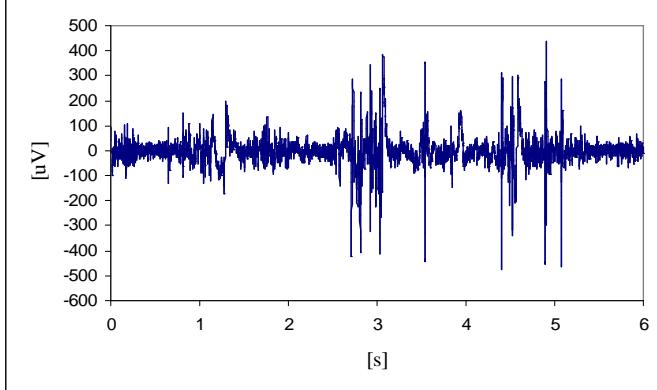
a) *m. tibialis anterior*, EMG, pre terapije



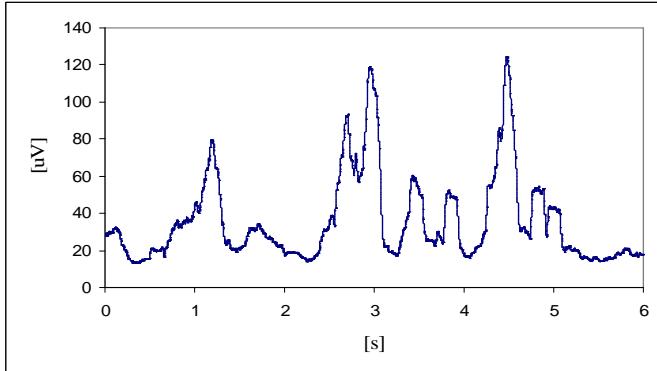
m. tibialis anterior, RMS, pre terapije



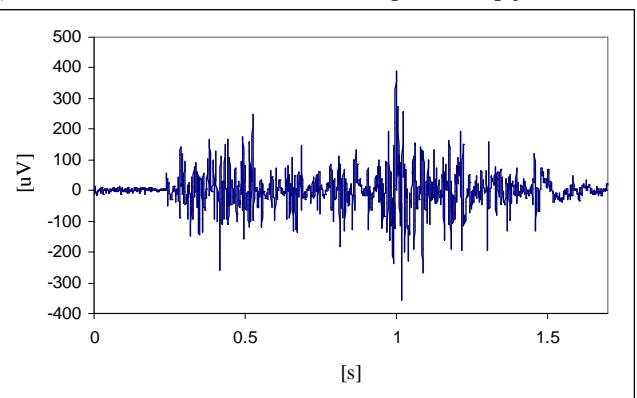
m. gastrocnemius, EMG, pre terapije



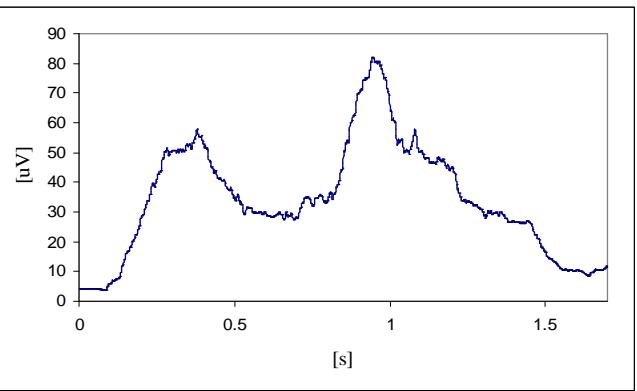
m. gastrocnemius, RMS, pre terapije



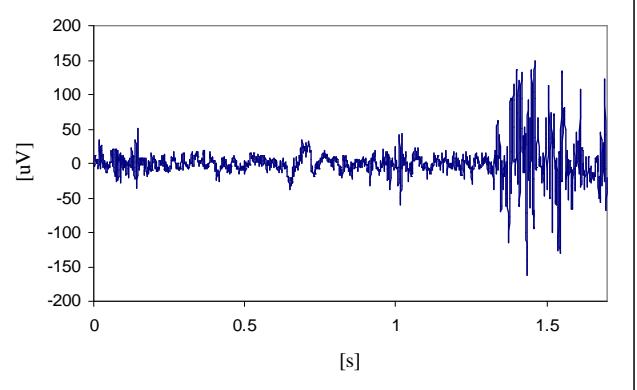
b) *m. tibialis anterior*, EMG, posle terapije



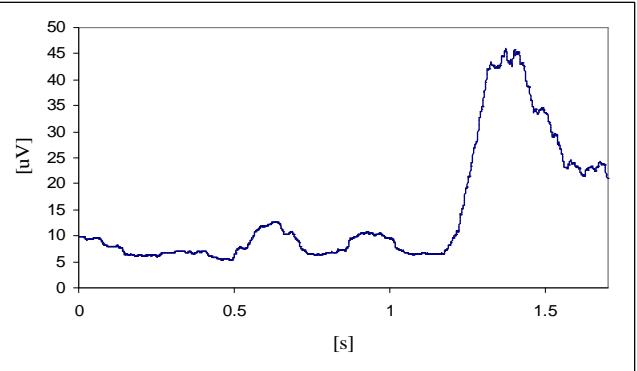
m. tibialis anterior, RMS, posle terapije



m. gastrocnemius, EMG, posle terapije



m. gastrocnemius, RMS, posle terapije



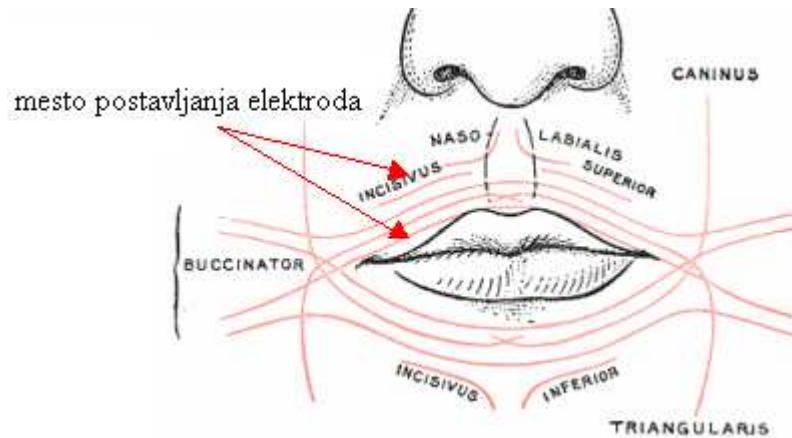
Sl. 4.22. EMG signali na *m. tibialis anterior* i *m. gastrocnemius* pre a) i posle terapije b)

4.5.2. Eksperiment 2: Polimiografija – EMG na *m. orbicularis oris*

Eksperiment je realizovan u saradnju sa lekarima Zavoda za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu.

Cilj eksperimenta: utvrđivanje razlike u obliku EMG signala na *m. orbicularis oris* na zdravoj i oboleloj strani pacijenta.

Opis eksperimenta i rezultati: snimljen je polimiografski zapis na zdravoj i oboleloj strani *m. orbiculari oris*, Sl. 4.23. pri izgovaranju slova „p“.

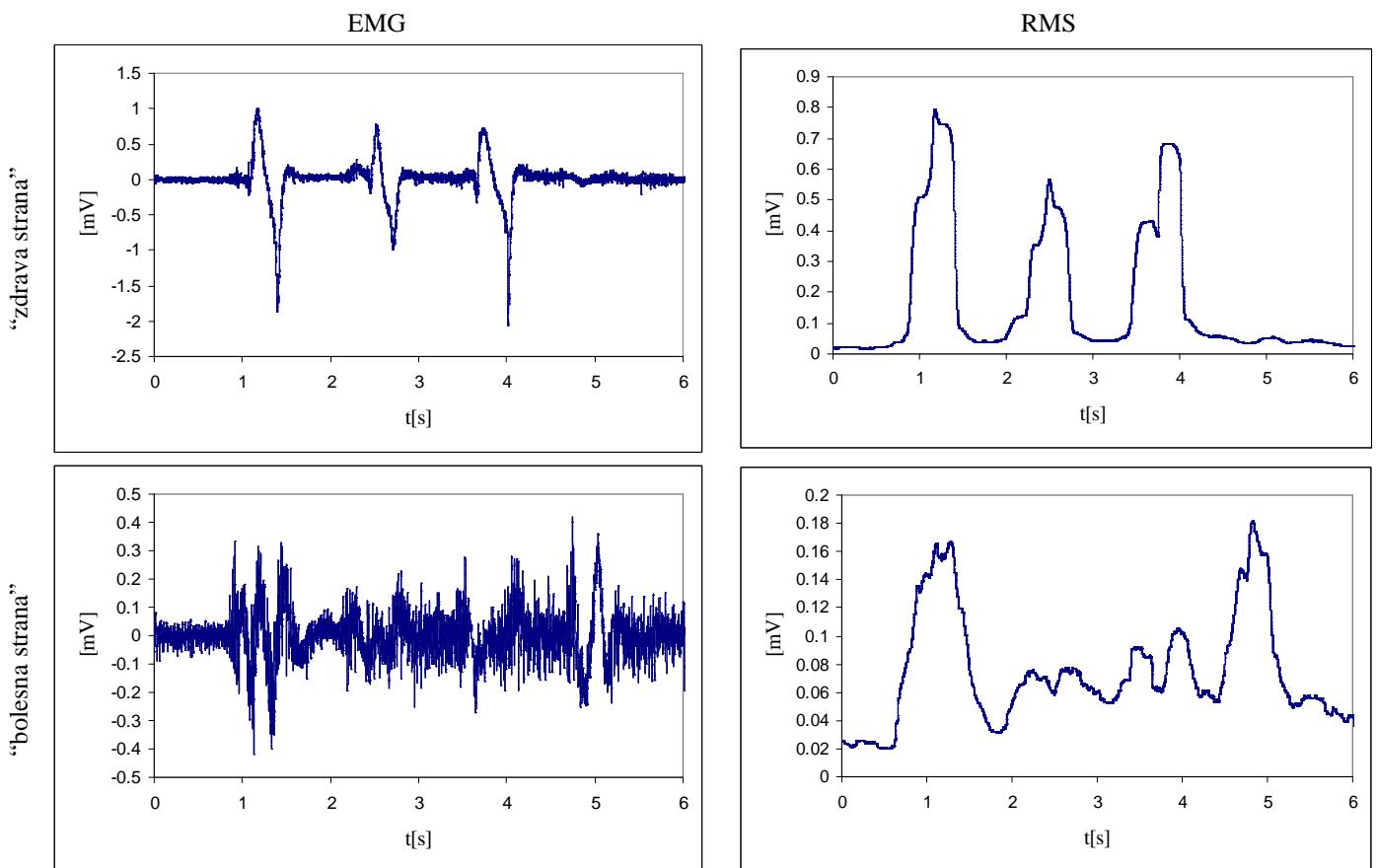


Sl. 4.23. *m orbicularis oris*

U eksperimentu je korišćena sledeća oprema:

- laptop računar sa operativnim sistemom *Windows XP*
- ADC: DAQCard-6062E (*National Instruments*, PCMCIA kartica, 16 analognih ulaza, 2 analogna izlaza, 500 kS/s, 12-bitna rezolucija)
- konektorska kutija BNC2090 (*National Instruments*)
- 2 kanala EMG pojačavača EM – 02 (*Denmark, Aalborg University*)
 - sa podešenim pojačanjem 2000
 - sa podešenim filtrima na $f_{low}=20$ Hz i $f_{high}=2$ kHz.
- razvojna verzija *MasterMyo* aplikacije i *Microsoft Access 2003* baze podataka.

Na Sl. 4.24. su prikazani EMG signali i odgovarajući RMS signali koji prate envelope snimljenih EMG signala. Pri eksperimentu je ispitanik izgovarao tri puta slovo „p“ sa pauzom od 1 s između dve uzastopne aktivnosti. U EMG signalu „zdrave“ strane se može uočiti postojanje diskretnih celina, za razliku od EMG signala „bolesne“ strane gde postoji kontinualnost u elektromiografskom zapisu. Takođe se na slici može uočiti i slabljenje amplitude EMG signala na „bolesnoj“ strani u odnosu na „zdravu stranu“.



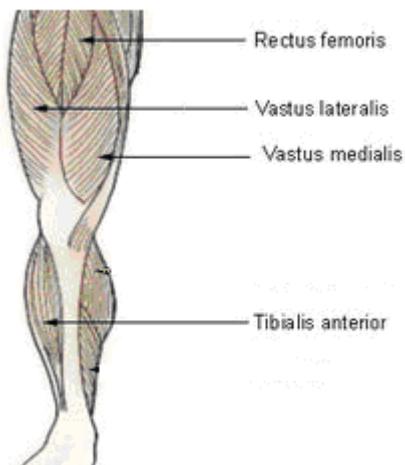
Sl. 4.24. EMG i RMS signali na *m. orbicularis oris* na „zdravoj“ i „bolesnoj“ strani

4.5.3. Eksperiment 3: Polimiografija – Zamor mišića

Eksperiment je realizovan u saradnju sa lekarima Zavoda za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu.

Cilj eksperimenta: detekcija opadanja medijane učestanosti EMG signala pri zamoru.

Opis eksperimenta i rezultati: snimljen je polimiografski zapis EMG signala na *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. tibialis anterior*, Sl.4.25, pri maksimalnoj kontrakciji ovih mišića.

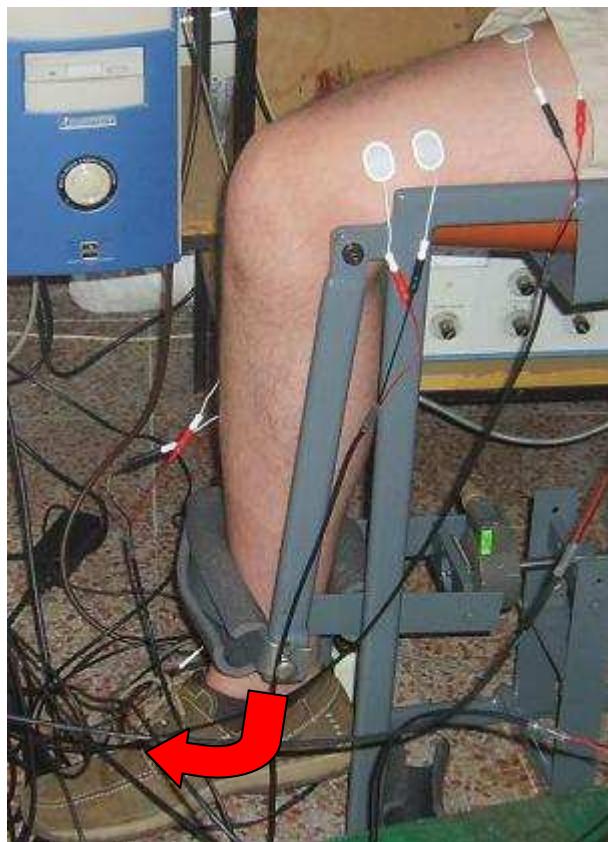


Sl. 4.25. *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. tibialis anterior*

U eksperimentu je korišćena sledeća oprema:

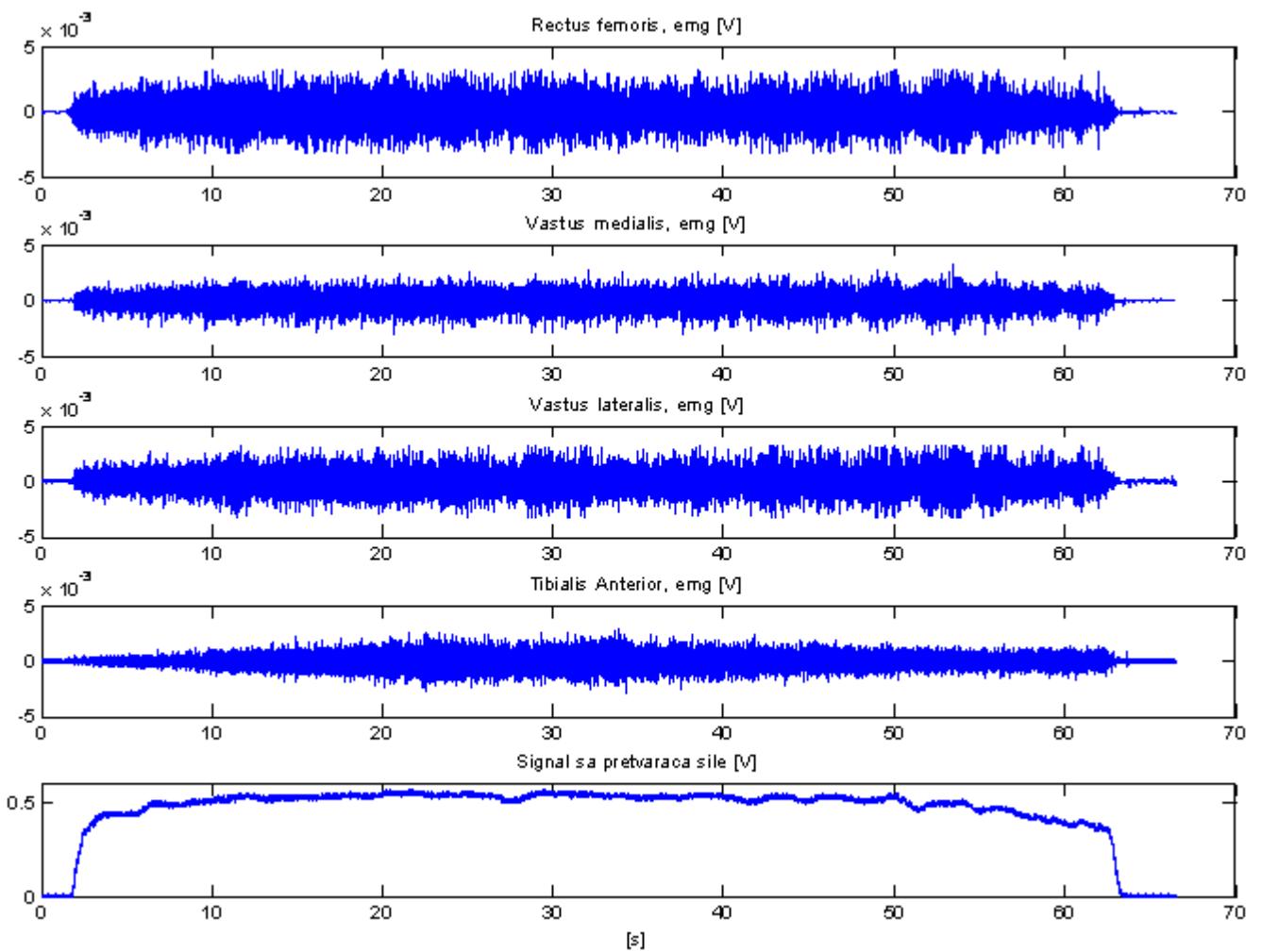
- laptop računar sa operativnim sistemom *Windows XP*
- ADC: DAQCard-6062E (*National Instruments*, PCMCIA kartica, 16 analognih ulaza, 2 analogna izlaza, 500 kS/s, 12-bitna rezolucija)
- konektorska kutija BNC2090 (*National Instruments*)
- pretvarač sile sa specijalnim ramom, Sl. 4.26.
- 16 kanalni EEG pojačavač firme *Grass (USA, West Warwick)*: korišćena su 4 kanala pojačavača sa pojačanjem 1000, i podešenim filtrima na $f_{low}=10\text{ Hz}$ i $f_{high}=1\text{ kHz}$.
- razvojna verzija *MasterMyo* aplikacije i *Microsoft Access 2003* baze podataka.

Ispitanik je pri eksperimentu bio u sedećem položaju sa desnom nogom na specijalno konstruisanom ramu, Sl. 4.26. Pritiskom noge na pokretnu osovinu rama, sila se prenosi na senzor sile i može se pratiti na monitoru. Zadatak ispitanika je bio da pritiskajući nogom na „gore“osovinu rama (u pravcu strelice, Sl. 4.26.) održava silu konstantnom a kontrakciju mišića maksimalnom, pri čemu je povratnu informaciju o sili ispitanik dobijao gledajući prikaz naponskog ekvivalenta sile na monitoru.



Sl. 4.26. Položaj noge ispitanika u toku eksperimenta

Na Sl. 4.27. su prikazani snimljeni EMG signali na *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. tibialis anterior*, a na Sl.4.28 je prikazana promena medijane učestanosti za pojedinačne mišiće zajedno sa prikazom naponskog ekvivalenta sile sa pretvarača.



Sl. 4.27. EMG signali na *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. tibialis anterior* pri maksimalnoj kontrakciji i održavanju konstantne sile

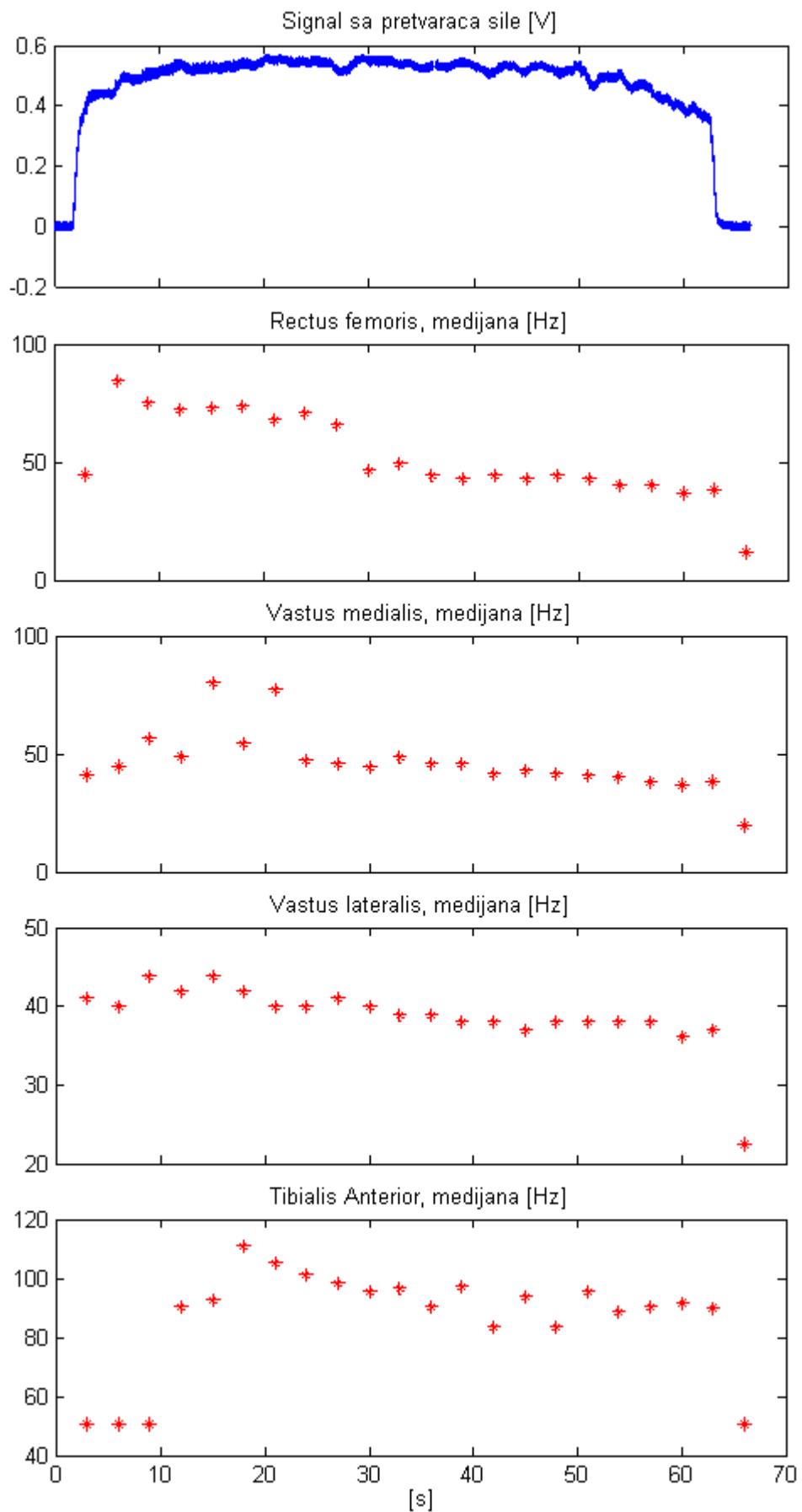
Medijana učestanosti se definiše kao učestanost koja deli spektar signala na dva dela sa jednakom snagom:

$$\sum_{i=0}^{f_m} P(f_i) = \sum_{i=f_m}^{f_s/2} P(f_i), \quad (2)$$

gde je f_m medijana učestanosti, f_s frekvencija odabiranja signala, a $P(f_i)$ i -ti odbirak spektra signala¹¹. Pri računanju medijane učestanosti, snimljeni signali su izdeljeni na manje segmente u trajanju od 3 s, na Sl. 4.28. je dat grafički prikaz vrednosti medijane na segmentima signala.

Sa Sl. 4.28 se može uočiti da medijana učestanosti opada sa vremenom, tj. kako se mišić zamara, medijana se pomera ka nižim učestanostima.

¹¹ Za računanje spektra signala je u ovom radu korišćena *pwelch* funkcija *Matlab-a* i *Hamming*-ova prozorska funkcija.



Sl. 4.28. Smanjivanje medijane učestanosti pri zamoru mišića

4.5.4. Eksperiment 4: Snimanje senzornog i motornog potencijala

Cilj eksperimenta: snimanje senzornog i motornog potencijala na zdravom ispitaniku i određivanje parametara senzornog potencijala.

Opis eksperimenta i rezultati: U Laboratoriji za Biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu su na zdravom ispitaniku snimljeni senzorni potencijal na *n. ulnaris* i *n. medianus* i snimljen je motorni potencijal na *n. ulnaris*.

U eksperimentu je korišćena sledeća oprema:

- laptop računar sa operativnim sistemom *Windows XP*
- ADC: DAQCard-6062E (*National Instruments*, PCMCIA kartica, 16 analognih ulaza, 2 analogna izlaza, 500 kS/s, 12-bitna rezolucija)
- konektorska kutija BNC2090 (*National Instruments*)
- EMG pojačavač EM – 02 (*Denmark, Aalborg University*) sa podešenim pojačanjem 10000 i sa podešenim filtrima na $f_{low}=100$ Hz i $f_{high}=5$ kHz.
- razvojna verzija *MasterMyo* aplikacije i *Microsoft Access 2003* baze podataka.

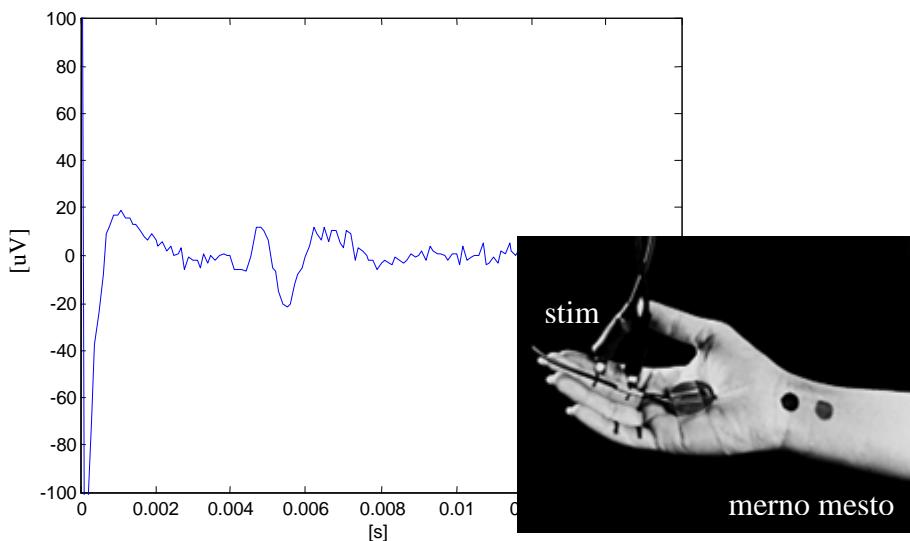
Na 4.29. je prikazan snimljen senzorni potencijal duž *n. ulnaris* meren na dva merna mesta (ručni zglob i lakat) pri čemu su stimulacione elektrode na malom prstu.



Sl. 4.29. SCV analiza na *n.ulnaris*

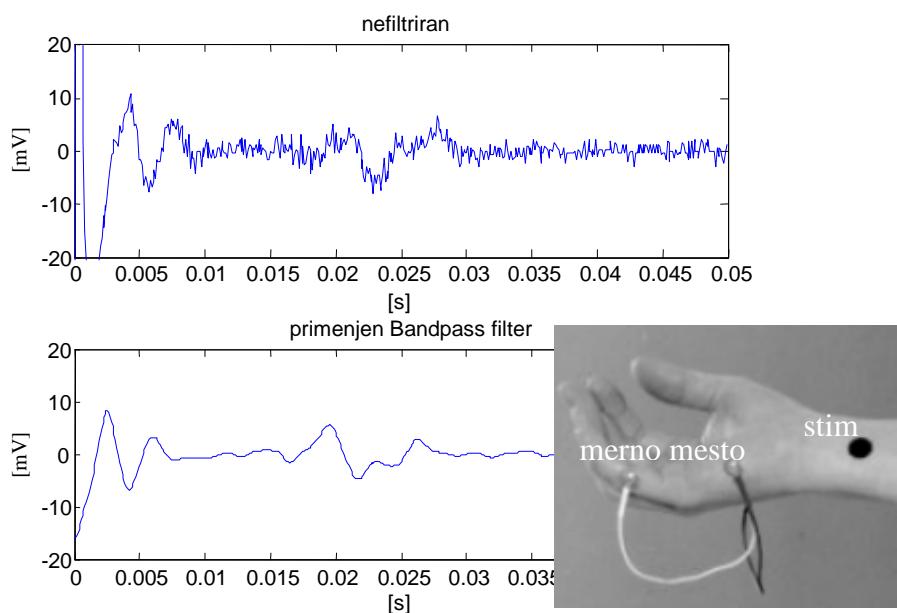
Na Sl. 4.29. su prikazani i parametri stimulacije (amplituda struje 10 mA, trajanje stimulacije 200 us, frekvencija stimulacije 1Hz) i rezultati SCV analize (latence, amplitude, površine i trajanja potencijala, brzina provođenja *n. ulnaris*, kao i procentualne razlike u amplitudi, površini i trajanju potencijala snimljenih na dva merna mesta). Rezultati SCV analize su prikazani u *MasterMyo* interfejsu.

Na Sl.4.30. je prikazan snimak senzornog potencijala na *n. medianus*. Stimulacione elektrode su na kažiprstu ($I=15$ mA, $t=200$ us, $f=1$ Hz), a merne elektrode su postavljene na zglobu.



Sl. 4.30. Senzorni potencijal na *n. medianus*

Na Sl. 4.31. je prikazan snimak motornog potencijala na *n.ulnaris* (gore), kao i rezultat filtracije ovog signala *bandpass* Butterwoth-ovim filtrom 8-tog reda sa $f_{low}=20$ Hz i $f_{high}=500$ Hz (dole). Na snimku se može uočiti i sekundarni mišićni odziv latence 20 ms.



Sl. 4.31. Motorni potencijal na *n. ulnaris*

4.5.5. Eksperiment 5: Snimanje EMNG signala pomoću pojačavača iz poglavlja 3.2

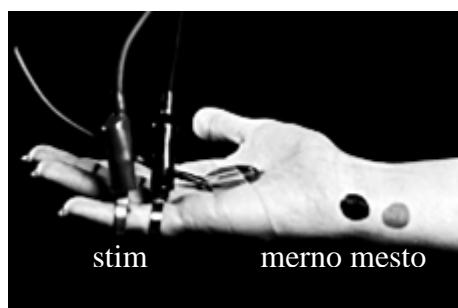
Cilj eksperimenta: snimanje EMNG signala korišćenjem pojačavača čija je realizacija opisana u poglavlju 3.2.

Opis eksperimenta: U Laboratoriji za Biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu je izvršeno testiranje pojačavača opisanog u poglavlju 3.2. na zdravom ispitaniku. Snimljeni su:

- EMG signal na *thenar* mišićnoj grupi, Sl. 4.32,
 - senzorni evocirani potencijal na *n. ulnaris* za položaj elektroda kao na Sl. 4.33.
- Parametri stimulacije su: amplituda struje 10 mA, trajanje stimulacije 200 us, frekvencija stimulacije 1Hz.



Sl. 4.32. *thenar* mišićna grupa

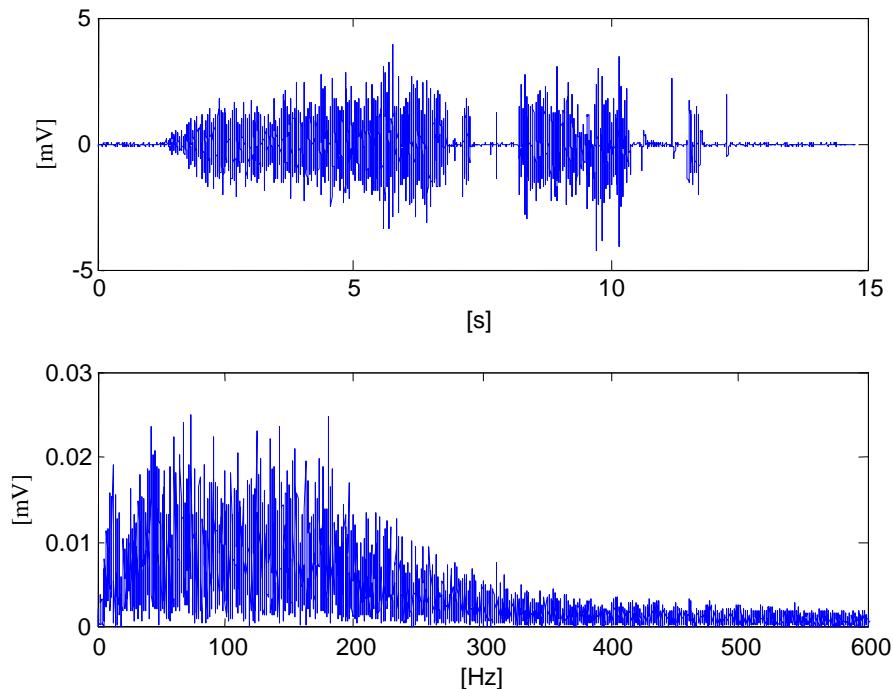


Sl. 4.33. Položaj elektroda za snimanje senzornog potencijala: stimulacione elektrode su na malom prstu, a merne elektrode na ručnom zglobu

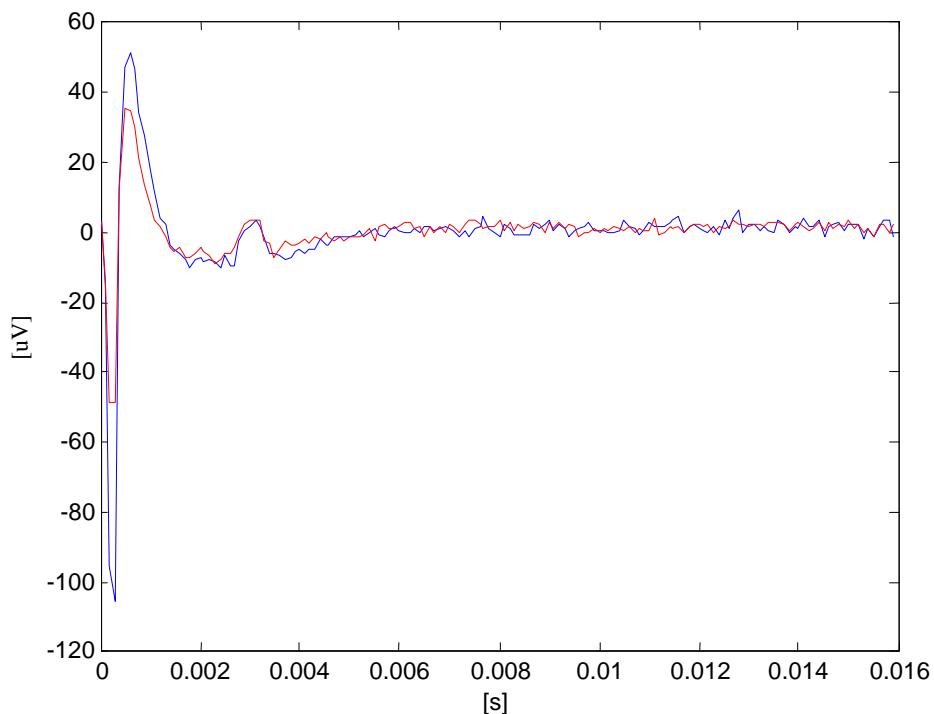
U eksperimentu je korišćena sledeća oprema:

- laptop računar sa operativnim sistemom *Windows XP*
- ADC: DAQCard-6062E (*National Instruments*, PCMCIA kartica, 16 analognih ulaza, 2 analogna izlaza, 500 kS/s, 12-bitna rezolucija)
- konektorska kutija BNC2090 (*National Instruments*)
- prototip pojačavača opisanog u poglavlju 3.2. pojačanja 1000 za EMG i 10000 za snimanje senzornog potencijala.
- razvojna verzija *MasterMyo* aplikacije i *Microsoft Access 2003* baze podataka.

Na Sl. 4.34. su prikazani snimak EMG signala na *thenar* mišićnoj grupi i odgovarajući amplitudski spekar. Na Sl. 4.35. je prikazan rezultat dva pokušaja snimanja senzornog evociranog potencijala na *n. ulnaris*.



Sl. 4.34. EMG signal (gore) na *thenar* mišićnoj grupi i njegov amplitudski spektar (dole)



Sl. 4.35. Senzorni evocirani potencijal na *n. ulnaris* za pozicije elektroda kao na Sl. 4.33 – dva pokušaja

5. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada je realizacija EMNG sistema za istraživačke i edukativne potrebe Laboratorije za biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu. Istovremeno, interfejs ovog sistema je trebao da bude dovoljno jednostavan za rukovanje neinženjerskog osoblja, kako bi se potencijalno mogao koristiti i u nekoj od kliničkih ustanova. Za projektovanje ovakvog interfejsa je autoru u velikoj meri pomogla četvorogodišnja saradnja sa kliničkim institucijama i medicinskim osobljem.

Deo *MasterMyo* softvera za polimiografska ispitivanja je već korišćen, u radnoj verziji, u Zavodu za Rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu za istraživanja u oblasti analize hoda. Obavljen je pedesetak polimiografskih snimanja na zdravim i bolesnim ispitanicima. Takođe, u laboratorijskom okruženju je obavljen i manji broj SCV i MCV test studija na zdravim ispitanicima.

U radu je najpre dat pregled EMNG metoda (poglavlje 2) i ilustrovano je stanje u oblasti na nivou svetskog tržišta i u domenu istraživanja (poglavlje 3.1).

Potom su definisane i karakteristike koje hardverske komponente EMNG sistema treba da zadovoljavaju (poglavlja 3.2. i 3.3.). U poglavlju 3.2. je predloženo konkretno rešenje za EMNG pojačavač. Prikazani su rezultati simulacije ovog pojačavača, kao i rezultati testiranja realizovanog pojačavača.

U poglavlju 4 je dat detaljan opis realizovanog „PC based“ EMNG sistema, sa akcentom na realizaciju *MasterMyo* interfejsa, organizaciju *Microsoft Access 2003* baze podataka i implementaciju EDF/EDF+ standarda za skladištenje podataka. U ovom delu su prikazani i algoritmi za realizaciju akvizicije EMNG signala, kao i algoritmi automatske obrade (*notch* filtriranje, određivanje spektra, određivanje pozicije medijane, RMS izračunavanje, automatsku detekciju pozicije evociranog potencijala). U nastavku je rad *MasterMyo* softvera ilustrovan kroz primere polimiografskih, SCV i MCV snimanja. U ovom poglavlju je dato i kratko uputstvo za korišćenje *MasterMyo* aplikacije.

MasterMyo interfejs je dizajniran u *Labview 8.2* softverskom paketu (*National Instruments, Texas, Austin*). Za realizaciju komunikacije između baze podataka i aplikacije, korišćen je *add-on* softver *Database Connectivity Toolset 1.0.1* (*National Instruments, Texas, Austin*).

U prilogu se nalazi i tabela uporednih karakteristika često korišćenih formata podataka za snimanje jednodimenzionih biomedicinskih signala (Prilog 1). U Prilogu 2 se nalazi lista firmi i laboratorijskih ustanova koje su prihvatile EDF/EDF+ standard za snimanje elektrofizioloških podataka na svojim sistemima.

5. ZAKLJUČAK

Na osnovu rezultata, možemo zaključiti da je realizovani *MasterMyo* uređaj zadovoljio zadate tehničke i softverske specifikacije:

- integriše standardni personalni računar, A/D pretvarač, pojačavač i elektronski stimulator
- podržava elektronski karton pacijenta i pravila standardizacije podataka
- omogućava kvalitetnu dijagnostiku promena na senzorno-mišićnom sistemu čoveka u skladu sa medicinskim standardima
- sadrži algoritme za automatsku dijagnostiku senzorno-motornih promena
- ostavlja prostor za implementaciju i testiranje novih specifičnih algoritama za analizu EMNG signala što će biti predmet daljih istraživanja.

PRILOG 1

Standard	Namena		Napomene
	Osnovna	Opcionalno	
[1] European Data Format, EDF	EEG, PSG	signali sa konstantnom periodom odabiranja (ne moraju biti isključivo biološki)	Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja. Snimanja moraju biti kontinualna. Nema mogućnost skladištenja anotacija. Izuzetno jednostavan za implementaciju.
European Data Format +, EDF+	EEG, PSG, EMG., evocirani potencijali, ENG, ECG	svi signali (ne moraju biti isključivo biološki)	Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja. Arhivira događaje (anotacije, trigerovanja, QRS parametre...) Jednostavna implementacija.
[2] Extensible Biosignal Format, EBS	EEG, EMG	ECG, trigger, visokofrekventni signali	Podržava skladištenje višekanalnih signala, ali u jednom file-u perioda odabiranja mora biti konstantna. Ne podržava DC signale(na pr. pritisak).
[3] ENV1064, SCP-ECG (N02-015)	kratkotrajni ECG, dugotrajni ECG, stress test sa ECGom, angiografija sa ECGom	–	Podržava isključivo ECG signale i ECG izveštaje, pa se preporučuje za ECG baze podataka. Ima mogućnost kompresije. Slaže se sa DICOMom.
[4] File Exchange Format for Vital Signals, CEN-TC251/FEF	vitalni signali (ECG, (12 odvoda), EEG (više odvoda), EMG, EOG, krvni pritisak, respiracija...)	–	Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja. Arhivira diskontinualne događaje. Podržava vezu ka audio,image i video file-ovima. Koristi kodne tabele iz ENV 13734.
[5] DICOM, Supplement 30	ECG, hemodinamički signali	svi dvodimenzionalni i jednodimenzionalni signali	Ako treba proširiti sistem za arhiviranje slika sistemom za arhiviranje 2D i 1D signala, ovaj standard je najefikasnije rešenje. Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja.Arhivira događaje. Za sada nema mogućnost kompresije. Slaže se sa HL7 i SCP-ECG.

Tabela 6a). Uporedne karakteristike standarda za jednodimenzione biomedicinske signale

- [1] European Data Format, EDF/EDF+, www.edfplus.info
- [2] Extensible Biosignal Format, EBS, www.ipb.uni-erlangen.de/ebspec.html
- [3] ENV1064, SCP-ECG (N02-015), www.centc251.org
- [4] File Exchange Format for Vital Signals, CEN-TC251/FEF, www.cs.tut.fi/~varri/vital.html
- [5] DICOM, medical.nema.org/

Standard	Namena		Napomene
	Osnovna	Opciono	
[6] ASTM E1467	EEG, MEG, PSG, MSLT, EMF, ERP, EMG, NCS, evocirani potencijali	ECG, vaskularni/inkranijalni pritisak, oksimetrija, gastrointestinalni motilitet	Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja. Omogućava arhiviranje velikog broja mernih parametara i dogadaja. Ne preporučuje se za duga merenja jer traži dosta prostora (odbirci su ASCII).
[7] Interchange Format File Standard for Physical Data, IFFPHYS	vitalni signali	-	Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja. Arhivira dogadaje. Ima mogućnost kompresije.
[8] MIT-BIH	ECG	-	Preporučuje se za ECG baze podataka.
[9] HL7 Automated Data SIG - HL7 Version 2.3, Chapter 7.14-20	ECG, hemodinamički signali	svi dvodimenzionalni i jednodimenzionalni signali	Povučen je iz upotrebe.Slaže se sa DICOMom. Podržava skladištenje višekanalnih signala različitih fizičkih dimenzija i perioda odabiranja. Arhivira anotacije.
[10] Clinical Data Interchange Standards Consortium, CDISC	laboratorijski podaci (za medicinske i farmaceutske potrebe)		Ima mogućnost kompresije.
[11] IEEE 1073	IEEE 1073 je „bedside subnetwork” koji prikuplja podatke sa „bedside” uređaja.		U pitanju je grupa standarda.
[12] Logical Observation Identifier Names and Codes, LOINC	LOINC baza podataka je skup univerzalnih imena i identifikacionih kodova za identifikovanje laboratorijskih i kliničkih testova.		Omogućava samo IDENTIFIKACIJU izvršenog ispitivanja .

Tabela 6b). Uporedne karakteristike standarda za jednodimenzione biomedicinske signale

EEG – electroencephalogram; MEG – magnetoencephalogram;
 PSG – polysomnogram; MSLT – multiple sleep latency tests;
 EMF – evoked magnetic fields; ERP – event-related potentials;
 EMG – electromyogram; NCS – nerve conduction study
 ECG – electrocardiogram

- [6] ASTM E1467, <http://www.astm.org>
- [7] Interchange Format File Standard for Physical Data, www.cs.tut.fi/~varri/prefef.html
- [8] MIT-BIH, <http://ecg.mit.edu/dbag>
- [9] Health Level Seven, HL7, www.hl7.org/
- [10] Clinical Data Interchange Standards Consortium, CDISC, www.cdisc.org/
- [11] IEEE 1073, www.hipaonet.com/hsib_mib.htm
- [12] Logical Observation Identifier Names and Codes, LOINC, www.loinc.org/

PRILOG 2

Laboratoriје и фирме које користе EDF/EDF+ standard за електрофизиолошке сигнале

Laboratoriја или firma	EDF		EDF+	
	pisač	čitač	pisač	čitač
<u>Advanced Brain Monitoring</u> , USA	*			
<u>ADInstruments</u> , UK	*	*		
<u>ANT</u> Software, The Netherlands		*		
<u>Applied Neuroscience</u> , USA		*		*
<u>Astro-Med</u> , USA	*	*		
<u>Ates</u> Medical Devices, Italy	*	*		
B.E.S.T. Medical Systems, Austria	*	*		
<u>BioEra</u>	*	*		
<u>Bionic</u> , France	*			
<u>BioSemi</u> , The Netherlands	*			
<u>Braebon</u> Medical Corporation, Canada	*			
<u>BrainProducts</u> , Germany		*		*
<u>Cadwell Laboratories</u> , USA	*			
<u>Cambridge Electronic Design</u> , United Kingdom		*		*
<u>Clinical Science Systems</u> , The Netherlands			*	*
<u>Compumedics</u> , Australia	*	*		
<u>Danatech</u> , USA	*			
<u>Deltamed</u> , France	*	*		
<u>EBNeuro</u> , Italy	*	*		
<u>Eemagine</u> Medical Imaging Solutions, Germany	*	*		
<u>Eldith</u> , Germany			*	
<u>Embla</u> , Iceland / The Netherlands	*	*		
<u>Grass Product Group</u> , U.S.A.	*	*		
<u>Guger Technologies</u> , Austria		*		
<u>Judex</u> Datasystemer, Denmark	*	*		
<u>Kissei America</u> , USA		*		
<u>Lifelines</u> , United Kingdom	*			
<u>MAP</u> (Medizintechnik für Arzt und Patient), Germany	*	*		
<u>MBN</u> , Russia	*	*		
<u>Medatec</u> , Belgium	*	*		
<u>MediCel</u> , Greece	*	*		
<u>Mega</u> Electronics, Finland	*	*		
<u>Megis</u> Software, Germany		*		*
<u>Micromed</u> , Italy	*			

Laboratorijska ali firma	EDF		EDF+	
	pisač	čitač	pisač	čitač
Mindfield Biosystems , Germany			*	
Neuroscan , USA	*	*		
Natus , USA	*			
Neurosoft , Russia		*		
Neurotraces , Spain		*		
Neurotronics , USA	*	*		
Nihon Kohden Europe , Germany	*	*		
Nova Tech EEG , USA	*	*		
OpenXDF	*			
Oxford Biosignals Ltd. , United Kingdom		*		
Pentatek , Argentine	*			
Persyst Development Corporation , USA		*		
Phitools , France		*		
Puritan Bennett , Canada	*	*		
Respironics , USA	*	*		
Sagura Medizintechnik , Germany	*			
Schwarzer Meßgeräte für die Medizin, Germany	*	*		
Sensormedics Corporation, USA	*	*		
Sigma Medizin-Technik, Germany		*		
SignalLab		*		
SOMNOMedics , Germany	*		*	
Source Signal Imaging , USA		*		
Stellate Systems , Canada	*			
Stowood Scientific Instruments, United Kingdom	*			
The Siesta Group , Europe		*		*
TEMEC Instruments, The Netherlands	*			
Tomaz Kiauta s.p., Slovenia		*		*
Twente Medical Systems , The Netherlands	*			
Walter Graphtek , Germany	*			
Wolfram Research , USA		*		*
XLTEK , USA	*			

LITERATURA

- [1] N. Majkić-Singh, "Uloga laboratorijske medicine zasnovane na dokazima u zdravstvenoj službi", *Jugoslov. Med. Biohem*, vol. 21, pp. 245-254, 2002.
- [2] S. Đurić, J. Mihaljev-Martinov, *Klinička neurofiziologija*, Niš: Prosveta, 1998.
- [3] D. B. Popović, M. B. Popović, *Biomedicinska instrumentacija i merenja*, Beograd: Nauka, 1997.
- [4] Z. Perić, *Klinička elektromioneurografija*, Niš: Narodne novine, 1996.
- [5] www.seas.smu.edu/~cd/EE5340.html(sa sajta 2008).
- [6] E. Stålberg, H. Erdem, "Nerve Conductive Studies", *Journal of Neurological Sciences (Turkish)*, 2000, <http://www.med.ege.edu.tr/norobil/2000/NBD10900.html> (sa sajta 2008).
- [7] <http://www.teleemg.com/new/jbr070.htm> (sa sajta 2008)
- [8] J. Veljko, *Access 2000*, Beograd: Računarski Centar Alternativne Akademske Obrazovne Mreže, 2002.
- [9] M. Drecun, M. Mirić, P. Seferović, D. Bokonjić, S. Lozo, R. Maksimović, S. Ristić, Ž. Savić, *Osnovi Fiziologije*, Foča: Medicinski fakultet, 2004.
- [10] E. Stålberg, B. Falek, "Clinical Motor Nerve Conduction Studies", *Methods in Clinical Neurophysiology*, vol. 4, pp 61-80, 1993.
- [11] B. Falek, E. Stålberg, C. Bischoff, "Sensory Nerve Conduction Studies with surface Electrodes", *Methods in Clinical Neurophysiology*, vol. 5, pp 1-20, 1994.
- [12] W. Trojaborg, "Sensory Nerve Conduction Near Nerve Recording", *Methods in Clinical Neurophysiology*, vol. 3, pp 17-40, 1992.
- [13] A. F. Frederiksen, "Power Spectrum of the Needle EMG in Normal and Diseased Muscles", *Methods in Clinical Neurophysiology*, vol. 2, pp 2-8, 1990.
- [14] B. R. Moon, "Sampling Rates, Aliasing, and Analysis of Electrophysiological Signals", *Proc. 15th Southern Biomed. Engineering Conference*, pp. 401-404, 1996.
- [15] A. Värri, B. Kemp, T. Penzel, A. Schlägl, "Standards for Biomedical Signal Databases", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 20, pp. 33-37, May/June 2001.

- [16] B. Kemp, A. Värri, A.C. Rosa, K.D. Nielsen, J. Gade, “A simple data format for exchange of digitized polygraphic recordings”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 82, pp. 391-393, 1992.
- [17] B. Kemp, J. Olivan, “European data format ‘plus’ (EDF+), an EDF alike standard format for the exchange of physiological data”, *Clin. Neurophysiol.*, vol. 114, pp. 1755-1761, 2003.
- [18] *Labview User Manual*, National Instruments, Austin 2001.
- [19] G. E. Loeb, C. Gans, *Electromyography for experimentalists*, Chicago: The University of Chicago Press, 1986.
- [20] R. Merletti, P. Parker, *Electromyography - Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*, USA: IEEE Press, 2004.
- [21] *KEYPOINT® - Clinical Manual*, Medtronic, Denmark, 1999.
- [22] *KEYPOINT® Portable - Reference Manual*, Medtronic, Denmark, 2001.
- [23] J. J. Webster, *Medical Instrumentation, application and design*, New York: Wiley, 1998.
- [24] D. Prutchi, M. Norris, *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*, New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.
- [25] J. D. Enderie, S. M. Blanchard, *Introduction to Biomedical Engineering*, USA: Academic Press, 2000.
- [26] J. E. Desmedt (editor), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 3, Basel: Graphische Betriebe Coop Schweiz, 1973.
- [27] S. Licht (editor), *Electrodiagnosis and Electromyography*, USA: Waverly Press, 1971.
- [28] A. C. Metting van Rijn, A. Peper, C. A. Grimbergen, „High-quality recording of bioelectric events, Part 1: Interference reduction, theory and practice“, *Medical&Biological Engineering&Computing*, pp. 389-397, September, 1990.
- [29] A. C. Metting van Rijn, A. Peper, C. A. Grimbergen, „High-quality recording of bioelectric events, Part 2: Low-noise, low-power multichannel amplifier design“, *Medical&Biological Engineering&Computing*, pp. 433-440, July, 1991.
- [30] A. C. Metting van Rijn, A. P. Kuiper, T. E. Dankers, C. A. Grimbergen, „Low-cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings“, *Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, pp. 101-102, 1996.

LITERATURA

- [31] A. C. Metting van Rijn, A. P. Kuiper, A.C. Linnenbank, C. A. Grimbergen, „Patient isolation in multichannel bioelectric recordings by digital transmission through a single optical fiber“, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 302-308, 1993.
- [32] M. Ilić, D. Vasiljević, D. B. Popović, „A Programmable Electronic Stimulator for FES Systems“, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, pp. 234-239, Decembar 1994.
- [33] Z. Nikolić, D. B. Popović, „Instrumentation for ENG and EMG Recordings in FES Systems“, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 41, no 7, pp. 703-706, Jul 1994.
- [34] N. Jorgovanović, S. Došen, R. Petrović, „Novel Electronic Stimulator for Functional Electrical Therapy“, *Journal of Automatic Control*, vol. 12 (suppl), pp. 27-30, Belgrade, 2005.
- [35] N. Jorgovanović, „Upravljanje funkcionalnom električnom stimulacijom za neurorehabilitaciju pokreta“, doktorska teza, Novi Sad: Fakultet tehničkih nauka, 2003.
- [36] E. C . Ifeachor, B. W. Jervis, *Digital Signal Processing*, Addison-Wesley Publishers, 1993.