

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Matej Amon

**PROGRAMSKA OPREMA ZA IZVEDBO MERILNIKA
SRČNEGA UTRIPA**

DIPLOMSKO DELO UNIVERZITETNEGA ŠTUDIJA

Mentor: doc. dr. Boštjan Murovec
Somentor:izr. prof. dr. Slavko Kocijančič

Ljubljana, junij 2006

Zahvala

Doc. dr. Boštjanu Murovcu in prof. dr. Slavku Kocijančiču se zahvaljujem za odlično strokovno mentorstvo.

Zahvaljujem se svojim staršema, ki sta me tekom študija podpirala tudi ob bolj kritičnih trenutkih.

Zahvaljujem se tudi kolegu Mateju Anžinu za pomoč pri programiranju ter Mateju Gajšku dr.med. za pomoč pri razjasnitvi pojmov s področja fiziologije srčnih obtočil in dihanja.

Nenazadnje se zahvaljujem še moji Nataši, ki me je kljub nekoliko podaljšanem študiju spodbujala in podpirala.

Povzetek

Diplomsko delo je del raziskovalnega projekta, katerega cilj je izgradnja poligrafa za namene raziskovanja. Poligraf bo vključeval merjenje frekvence bitja srca, prevodnosti kože ter nihanje telesne temperature. S pomočjo teh pokazateljev se bo raziskoval telesni odziv na določena duševna stanja raziskovanega osebk.

Del projekta, katerega to diplomsko delo predstavlja, je druga stopnja razvoja pri merjenju frekvence utripanja srca, ki je usmerjena v računalniško obdelavo signalov, ki jih zajemamo z že razvito strojno opremo. Glavni del tega diplomskega dela predstavlja razvoj programske opreme, katera bi poligrafistu dajala vse tiste informacije, ki jih potrebuje za uspešno analizo. Sam algoritem ima primarno nalogo, da natančno določi frekvenco srčnega utripa, kljub prisotnosti šumov in motenj v signalu.

V drugem delu diplomskega dela skušamo empirično s pomočjo izvajanja poskusov na različnih ljudeh določiti okvire, v katerih sistem daje zadovoljive rezultate, obenem pa tudi prikazati, kako vplivajo določene fiziološke spremembe telesa na sam signal in jih utemeljiti s pomočjo telesne fiziologije.

Ključne besede:

Srčni utrip, poligraf, digitalna obdelava signalov, eliminiranje šumov v signalu

Abstract

This thesis is part of a research project which goal is to build a polygraph for research purposes. This polygraph will measure the frequency of the heart beat rate, skin conductivity and body temperature fluctuation. The data will be used to examine the body responses in specific mental conditions of the examinee.

This thesis represents the second stage of the development measuring heart beat frequency. This part is based on computerized processing of the acquired data. The main part of this thesis represents developing software, which gives the examiner all needed information for the successful analysis. The algorithm on itself has a prior task to define heart beat frequency accurately even in the presence of noises and disturbances.

In the second part of this thesis I made some tests on people and try to define borders in which our system gives us accurate information and also to present how physical changes have a influence on signal distortion.

Keywords

Polygraph, digital processing, noise reduction

Kazalo

1	Uvod	1
1.1	Kaj je poligraf?	1
2	Program.....	5
2.1	Osnovna zgradba programa	5
2.2	Programski jezik in dodatne komponente	7
2.3	Glavni program	8
2.3.1	Razmejitev programa in inicializacija	10
2.3.2	Postopek vzorčenja	11
2.3.3	Časovnik 1.....	12
2.3.4	Preverjanje prekoračene mejne vrednosti izravnalnika	12
2.3.5	Zapis podatkov izravnalnika v delovno polje	13
2.3.6	Priprava podatkov za izris na graf ON-LINE.....	14
2.3.7	Priprava podatkov o markerju.....	15
2.3.8	Deli algoritma, ki preprečujejo napake	16
2.3.9	Določanje maksimalne vrednosti signala	21
2.4	Izračun periode signala:	23
2.4.1	Izračun povprečnih vrednosti utripa srca	25
2.4.2	Regulator signala.....	26
2.4.3	Zapis v datoteko.....	28
2.4.4	Časovnik 2.....	29
2.5	Aproksimacija podatkov po metodi najmanjših kvadratov	30
2.5.1	Matematična definicija.....	30
2.5.2	Aproksimacija Čebiševa	33
2.6	Algoritem aproksimacije	34
2.6.1	InitializeAndFormBasisVectors	35
2.6.2	CreateAndSolveEquation.....	35
2.6.3	TransformSolutionAndFindResiduals	36
3	Analiza.....	38
3.1	Motnje vezja.....	38
3.1.1	Moteč signal frekvence 50 Hz	38
3.1.2	Pravilna določitev stopnje aproksimacijskega polinoma in vrste aproksimacije	41
3.1.3	Občasne hitre spremembe	44
3.1.4	Vplivi regulatorja na signal	46
3.1.5	Ostale motnje	48
3.2	Motnje zaradi fizioloških in drugih sprememb v telesu	48
3.2.1	Fiziologija srca in krvnih obtočil	49
3.2.2	Fiziologija dihanja	57
3.2.3	Spremembe amplitude v odvisnosti od sile med senzorjem in prstom	60
3.2.4	Spremembe periode pri zadržanju diha	64
3.3	Izvajanje poskusov.....	66
3.3.1	Analiza podatkov in povezava z morebitnimi napakami pri izračunu periode	70
4	Primeri, ko algoritem določi periodo napačno.....	73
5	Preverjanje točnosti izračunanih frekvenc utripanja srca	76
6	Predstavitev obstoječih digitalnih poligrafov in pripadajoča programska oprema	77
7	Sklepne ugotovitve	80
Viri		82
Izjava		84

Seznam slik

Slika 1: Priključitev poligrafa.....	2
Slika 2: Analogen (levo) in digitalen (desno) poligraf	3
Slika 3: Merilni sistem.....	6
Slika 4: Diagram poteka delovanja glavnega programa	9
Slika 5: Zbirna plošča	10
Slika 6: Kontrola z zavihki	11
Slika 7: Vkllop pospeševalnika branja iz izravnalnika in grafična predstavitev zasedenosti izravnalnika	12
Slika 8: Povezava glavnega programa in dinamične knjižnice (DLL)	13
Slika 9: Priprava podatkov za izris na grafu	15
Slika 10: Potek zapisa pozicije markerjev.....	16
Slika 11: Preprečevanje hitrih sprememb signala	17
Slika 12: Algoritem za preprečevanje nesmiselnih izračunanih period signala	18
Slika 13: Napake ob neuspeli določitvi vrha signala	19
Slika 14: Preprečevanje napak pri daljših periodah	20
Slika 15: Potek določitve maksimalne vrednosti	22
Slika 16: Delovanje pomikalnega pomnilnika (FIFO)	22
Slika 17: Ponazoritev branja iz pomikalnega pomnilnika (FIFO), v primeru ko je "FallTime" enak 1100	23
Slika 18: Prepis podatkov iz FIFO pomnilnika in določitve pozicije maksimalne vrednosti aproksimiranih podatkov	24
Slika 19: Izračun povprečnih vrednosti utripov	25
Slika 20: Regulator amplitude signala.....	26
Slika 21: Zapis podatkov v datoteko.....	28
Slika 22: Časovnik 2, za osvežitev vizualnih komponent.....	30
Slika 23: Diagram poteka funkcije "LeastSquares"	34
Slika 24: Fourierjeva analiza signala, prisotnost moteče frekvence 50 Hz.....	39
Slika 25: Prisotnost šuma v signalu.....	40
Slika 26: Aproksimacije različnih redov	43
Slika 27: Signal, kjer so prisotne hitre spremembe ("konice").....	45
Slika 28: Signal brez hitrih sprememb vrednosti, rdeči deli so eliminirani	46
Slika 29: Hiter skok signala, zaradi delovanja regulatorja z večjim ojačenjem.....	47
Slika 30: Motnje zaradi slabih kontaktov	48
Slika 31: Glavni elementi krvnih obtočil	49
Slika 32: A) Normalen EKG zapis, B) spremembe tlakov v levem preddvoru, levem prekatu in aorti med srčnim ciklusom in nastanek prvega in drugega srčnega tona, ter C) spremembe volumna prekata med srčnim ciklusom	51
Slika 33: Krvni tlak v sistemske krvnem obtoku. Medtem ko se srednji arterijski tlak (prekinjena črta) le malo spremeni vse do drobnih arterij, v arteriolah močno pade, ker je skupni upor v tem odseku obtočil največji. Kljub temu, da je premer kapilare manjši kot premer arteriole, je skupni presek vseh kapilar veliko večji, zaradi česar je skupni upor manjši kot v arteriolah. Vene zelo malo prispevajo k skupnemu perifernemu upor v obtočilih.	54
Slika 34: Trije ključni procesi dihanja: pljučna ventilacija, difuzija plinov v pljučih in tkivih ter prenos plinov po krvi.	57
Slika 35: Graf spremembe razpona signala 55 letnega moškega v odvisnosti od sile na senzor	61
Slika 36: Graf spremembe razpona signala 45 letne ženske v odvisnosti od sile na senzor.....	62
Slika 37: Graf spremembe razpona signala 26 letnega moškega v odvisnosti od sile na senzor	62
Slika 38: Graf spremembe razpona signala 26 letne ženske v odvisnosti od sile na senzor.....	63
Slika 39: Fiziološki odzivi pri 20 sekundnem zadržanju diha, kot ga je zabeležila raziskava laboratorija za pulmonalno medicino, na univerzi v Winsconsnu, v ZDA	65
Slika 40: Potek signala bitja srca, pri 18,5 sekundnem zadržanju diha, pri 45 letni ženski	66
Slika 41: Potek signala bitja srca pri 21 sekundnem zadržanju diha 55 letnega moškega.....	67
Slika 42: Potek signala bitja srca pri 16.2 sekundnem zadržanju diha pri 13 letnem otroku	68
Slika 43: Potek signala bitja srca pri 21 sekundnem zadržanju diha 26 letnega moškega.....	70
Slika 44: Prikaz spremembe signala srčnega utripa v odvisnosti od starosti.....	71
Slika 45: Napačno določena perioda (svetlo modra črta) v primeru, ko je spodnji del signala predolg ("spodnji del signala 1") in pravilno določena perioda, ko je spodnji del signala krajši, kljub večji periodi ("spodnji del signala 2")	73

Slika 46: Primer napačno določene periode pri zadržanju diha, kjer nastane majhno teme, ki ga algoritem obravnava kot verodostojno teme	74
Slika 47: Ročna ura Cardiosport in pravilna namestitvev senzorja na prsni koš	76
Slika 48: Poligraf podjetja Axciton Systems Inc [11]	77
Slika 49: Poligraf podjetja Lafayette Instrument [9]	78
Slika 50: Poligraf podjetja Limestone Technologies [10]	78
Slika 51: Poligraf podjetja Stoelting Co [12]	79

1 Uvod

S preverjanjem verodostojnosti izjav osumljencev kriminalnih dejanj se stroka ukvarja že nekaj časa. Čeprav je na splošno tehnologija v zadnjih letih močno napredovala, so stvari glede preverjanja ali nekdo laže ali ne, še vedno v osnovi nespremenjene, saj preverjamo verodostojnost izjav posredno, preko fizioloških odzivov telesa. Neposredno branje človeškega uma v tem času še ni mogoče. Seveda so z razvojem tehnologije prišle tudi novosti v tej stroki. Stare analogne poligrafe, ki so mehansko z risalnimi iglami risali odzive na neskončni papir, so zamenjali digitalni računalniki, ki s svojo prisotnostjo vnašajo prednosti digitalne tehnologije. Prednosti so predvsem zmožnost digitalne obdelave podatkov in prilagodljivi uporabniški vmesniki. Po opravljenem preizkusu lahko poligrafist uporabi določena analitična orodja, ki mu olajšajo presojo, ga opozorijo na signifikantne spremembe itd.

Tema te diplomske naloge se naslanja na moč digitalne obdelave signalov. V našem primeru smo se osredotočili na srčni ritem in natančno določitev njegove frekvence. Naši glavni cilji so:

- razvoj algoritma za natančno določevanje frekvence bitja srca, kljub morebitnim šumom in motnjam,
- določiti meje, v katerih daje program verodostojne podatke,
- pokazati, kako vplivajo telesne spremembe na signal in jih podkrepiti s pomočjo študije telesne fiziologije,
- izdelava uporabniškega vmesnika, ki bi nudil vse potrebne informacije, ki jih poligrafist potrebuje pri analizi,
- shranjevanje podatkov na trdi disk, za naknadno pregledovanje in analizo.

1.1 Kaj je poligraf?

Poligraf je kombinacija zdravstvenih naprav, ki se sočasno uporabljajo za opazovanje sprememb, ki se pojavijo v telesu [8]. Izdelan je tako, da išče nehotene odzive telesa, ko je človek izpostavljen stresu, ki nastaja pri laži.

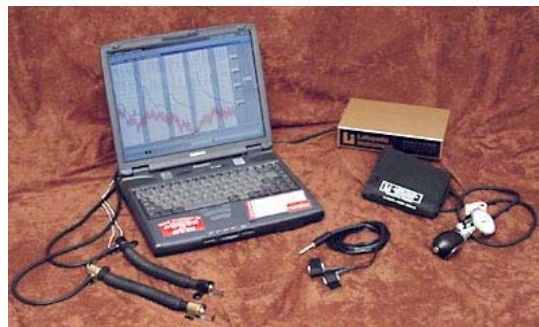


Slika 1: Priključitev poligrafa

Na točno določena mesta na telesu se namestijo različna tipala za zaznavo naslednjih psihofizičnih odzivov, kar je vidno tudi na zgornji sliki:

- frekvenca dihanja: dva pnevmografa – gumijasti cevki, napolnjeni z zrakom, sta nameščeni okoli prsnega koša in trebuha. Ko se prsni koš ali trebušne mišice razširijo, se cevka raztegne, s čimer se poveča tlak znotraj nje. S pomočjo tlačnih senzorjev odčitavamo vrednosti, ki so sorazmerne z dihanjem,
- krvni pritisk / srčni utrip: trak za merjenje krvnega pritiska je nameščen na roko, ta pa je vezan na poligraf,
- galvanska prevodnost kože (elektro – kožni odziv): je meritev potenja na prstnih blazinicah. Prstne ploščice imenovane galvanometri se namestijo na dva prsta, le-te pa merijo prevodnost kože, ki je večja, kadar je koža vlažna.

Nekateri poligrafi merijo tudi gibanje rok in nog.



Slika 2: Analogen (levo) in digitalen (desno) poligraf

Dva primera poligrafov lahko vidimo zgoraj. Leva slika prikazuje starejši analogen model, ki beleži vrednosti senzorjev na neskončen papir z risalnimi iglami, medtem ko je na desni sliki prikazan novejši digitalen poligraf, ki ga sestavlja naprava za pretvorbo analognih signalov s senzorjev v digitalne in osebni računalnik z ustrezno programsko opremo.

Poligrafsko testiranje je dolgotrajen proces, ki se deli na več faz:

- **PRED TEST:** vključuje intervju med poligrafistom in osumljencem, ki traja približno eno uro. Poligrafist v tej fazi spozna osumljenčovo plat zgodbe o dogodku. Medtem, ko vprašani odgovarja na vprašanja, ga poligrafist proučuje in ugotavlja, kako se oseba odziva na vprašanja,
- **NAČRTOVANA VPRAŠANJA:** poligrafist sestavi specifična vprašanja, ki se tičejo obravnave in jih zastavlja osumljencu,
- **PRAVI TEST:** postavljenih je deset ali enajst vprašanj, izmed katerih se samo tri ali štiri vprašanja tičejo teme oziroma kriminala, ki je pod preiskavo. Ostala vprašanja so kontrolna (splošna), na katera skoraj nihče ne more odkrito odgovoriti z NE. Če kdo odgovori z NE, potem lahko poligrafist sklepa, kakšna je reakcija telesa, če oseba laže,
- **POST TEST:** v tej fazi poligrafist analizira podatke psihofizičnih odzivov in se odloči, ali se je oseba lagala. Večja odstopanja kažejo na to, da se je vprašani lagal posebej v primerih, če je oseba imela podobne odzive na vprašanje, ki se je večkrat ponavljalo.

Obstajata dva načina, kako se lahko odziv napačno analizira:

- -NAPAČNI POZITIVNI: odgovor poštene osebe se določi kot lažniv,
- -NAPAČNI NEGATIVNI: odgovor nepoštene osebe se določi kot resničen.

Kritiki poligrafskih testov pravijo, da se pojavlja več napačno – pozitivnih napak v vsakdanjem življenju, zato so testi pristranski in v škodo poštenim ljudem. Te napake se pojavijo, če poligrafist ni dobro poučil vprašanega o postopku, ali kadar poligrafist napačno analizira psihofizične odzive.

Večkrat se lahko zgodi, da si osebe, na katerih se opravlja poligrafsko testiranje, poslužijo raznih trikov, da prelisičijo poligraf (na primer s pomirjevali, z uporabo sredstev proti znojenju na prstnih blazinicah, z grizenjem jezika, ustnic ali ličnic ter nameščanje tujkov v čevlje).

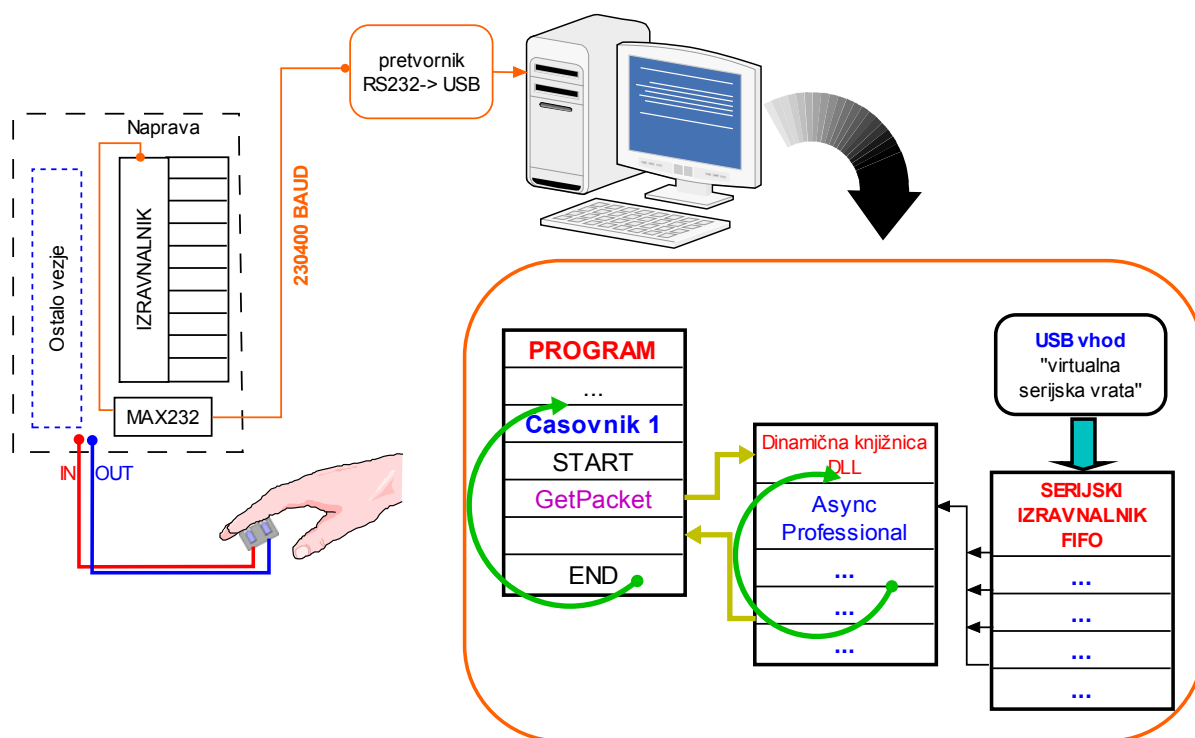
2 Program

2.1 Osnovna zgradba programa

Zajemanje signala srčnega utripa poteka v dejanskem času. Senzor je sestavljen iz oddajne in sprejemne diode in je pritrjen na spodnjo stran prsta. Oddajna dioda sveti neprestano, sprejemna dioda pa zajema od tkiva odbito svetlobo. Sprememba količine odbite svetlobe je enaka spremembi tlaka v kapilarah. Zajeti podatek je potrebno prenašati preko komunikacijskega vodila na računalnik, zato se pri tem soočamo z določenimi zakasnitvami. Sama naprava za zajemanje podatkov je konstruirana tako, da vzorčenje vhodnega signala s frekvenco 2000 Hz poteka nemoteno tudi takrat, ko se podatki prenašajo na računalnik. To omogoča izravnalnik, ki ima kapaciteto 32 kilo zlogov, kar zadošča za 16 sekund podatkov vhodnega signala. Iz tega sledi, da je to čas, v katerem mora računalnik poslati zahtevo po prenosu podatkov in določeno količino podatkov tudi prenesti, saj se le na takšen način velikost uporabljenega izravnalnega pomnilnika sprosti. V primeru, da je pomnilnik izravnalnika poln, se zajeti podatki o tlaku ne morejo zapisati vanj, s tem pa pride do izgube dela podatkov.

Zaradi omejene velikosti izravnalnika na sami napravi je potrebno obvezno zagotoviti, da potekajo zahteve po prenosu podatkov na računalnik hitreje, kot pa je samo zapisovanje vrednosti v izravnalnik. Del programa, ki skrbi, da teče proces v okvirih te zahteve, je zapisan v dinamični knjižnici DLL (Dynamic Link Library). Sama ideja o programiranju tega dela programa s knjižnico izhaja iz njenih dobrih lastnosti. Med njimi je v ospredju ta, da so vsi razpoložljivi deli algoritma neposredno dostopni, poleg tega pa je možno storitve knjižnice vključiti v programsko kodo drugih programskih jezikov. Delovanje in razvoj same knjižnice ni del te diplomske naloge, saj se naše delo prične pri obdelavi podatkov, ki jih ta knjižnica proizvede .

Koncept delovanja sistema in knjižnice, je razviden iz slike 3.



Slika 3: Merilni sistem

Z ukazom "start" v programu se požene del algoritma, ki je v dinamični knjižnici in skrbi za komuniciranje z merilno napravo. Tako se najprej pošlje zahteva po začetku vzorčenja podatkov. Od tega trenutka dalje je knjižnica zadolžena za neprestano prenašanje podatkov v računalnik, kar se izvaja ciklično in je razvidno iz spodnjega desnega okvirčka na sliki 3.

Ker se ta del programa neprestano ponavlja, se podatki zapisujejo iz naprave preko serijskih vrat v serijski izravnalnik. Serijska vrata so v našem primeru virtualna, saj uporabljamo za prenos podatkov vmesnik, ki pretvarja komunikacijo iz vodila RS-232 v vodilo USB. Ta vmesnik je ključen, saj zagotavlja serijske prenose protokola RS-232 do 1Mbit/s. Hitrost komunikacije z napravo je v našem primeru nastavljena na 230400 BAUD. Serijska vrata s protokolom RS-232 so prisotna v računalniku, vendar je njihova hitrost omejena na 115200 BAUD, poleg tega pa se je izkazalo, da se nadzorni signal na RS-232 sponki DTR("DaTa Ready") obnaša ravno obratno, zato je priklop naše naprave na standardna serijska vrata otežen.

Podatki se na računalnik prenašajo v paketih. Ko program sproži zahtevo po branju podatkov, se izvede algoritem v dinamični knjižnici, ki prepíše vrednosti iz serijskega izravnalnika v spremenljivko tipa enodimenzijskega celoštevilskega polja, s čimer se sprost del serijskega pomnilnika v napravi.

2.2 Programski jezik in dodatne komponente

Programska oprema je razvita s pomočjo programskega jezika Borland Delphi 7, ki je objektno orientirano, grafično programsko okolje za hiter razvoj aplikacij (ang.: rapid application development) [18]. Z uporabo Delphija lahko ustvarimo aplikacije za okolje Microsoft Windows z minimalnim pisanjem kode. Delphi poskrbi za vsa orodja, ki jih potrebujemo za razvoj, testiranje in nadgradnjo aplikacij. Ima veliko knjižnico uporabnih komponent, niz orodij za oblikovanje, šablone aplikacij in programske čarovnike.

Za lažje programiranje smo uporabili tudi nekaj komponent, ki so na razpolago kot odprta koda, tako da za njih ni potrebna pridobitev nobene plačljive licence ali posebna odobritev avtorjev.

- TurboPower Async Professional:

Async Professional je splošno komunikacijsko orodje za Borland Delphi. Zagotavlja direkten dostop do serijskih vrat, TAPI (Telephony Application Programming Interface) in microsoftovih govornih komponent. Podpira faksiranje, modemske prenose in drugo,

- TMS Instrumentation Workshop:

TMS Instrumentation workshop zajema veliko število komponent, objektov in rutin za Borland Delphi z izvirno kodo. Zajema profesionalne inštrumente in digitalne komponente, kot so grafi, prikazovalniki, merilniki, drsniki, gumbi, stikala, simboli in animacijske komponente,

- DataMaster 2003:

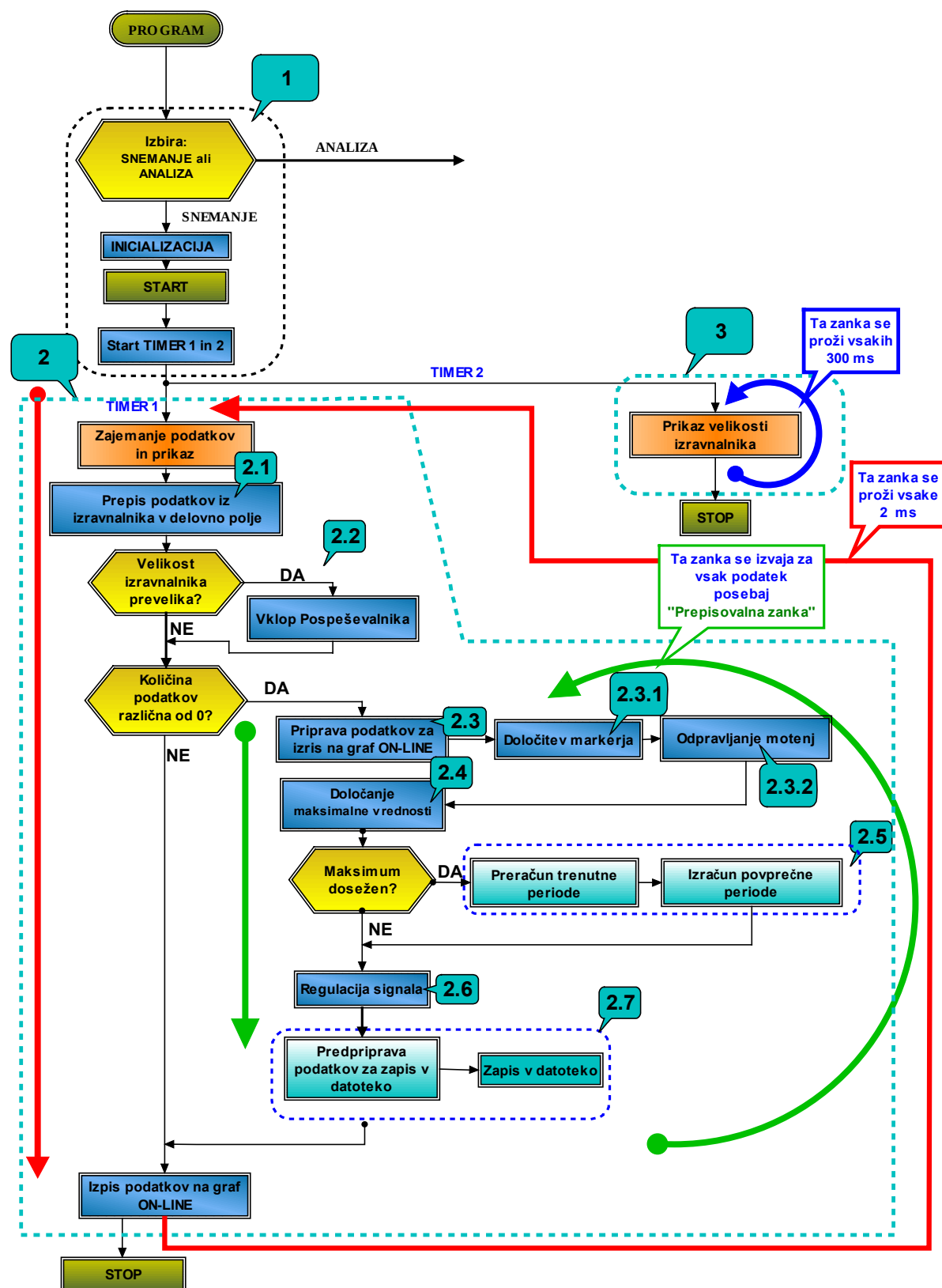
Je brezplačna programska oprema za avtomatizacijo testnih in merilnih sistemov, za procesiranje numeričnih podatkov in njihovo analizo. Data Master 2003 zagotavlja napredno podatkovno zajemanje, vizualizacijo in sposobnost kontrole. Je učinkovit na raznih inženirskih in raziskovalnih področjih zaradi prilagodljivega, združljivega in preprostega razvojnega ogrodja,

- SDL Component Suite: Base Pack:

Ta komponenta vsebuje pomikalni register tipa FIFO.

2.3 Glavni program

Na spodnjem diagramu poteka je grafično predstavljen potek izvajanja algoritma za obdelavo in predstavitev podatkov o srčnem utripu. Sam diagram zajema le del, ki se izvaja v glavnem programu, delovanje dinamične knjižnice in njena interaktivna povezava je v tem delu izvzeta.

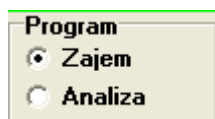


Slika 4: Diagram poteka delovanja glavnega programa

Glavni program smo razdelili na več podsklopov, ki so na diagramu označeni z oblački.

2.3.1 Razmejitev programa in inicializacija

Prvi podsklop glavnega programa je namenjen izbiri načina delovanja algoritma, in sicer, ali se bo izvajal zajem podatkov v realnem času, ali pa želimo naknadno analizo že zajetih podatkov. Ta izbira je realizirana z zbirno ploščo. Kot je razvidno s spodnje slike, ima ta kontrola dva gumba, ki sta med sabo izmenjujoče povezana in sicer, ko izberemo zajem, se analiza izklopi in obratno. Tako je poskrbljeno, da v algoritmu ne pride do dvoumnosti pri interpretiranju.



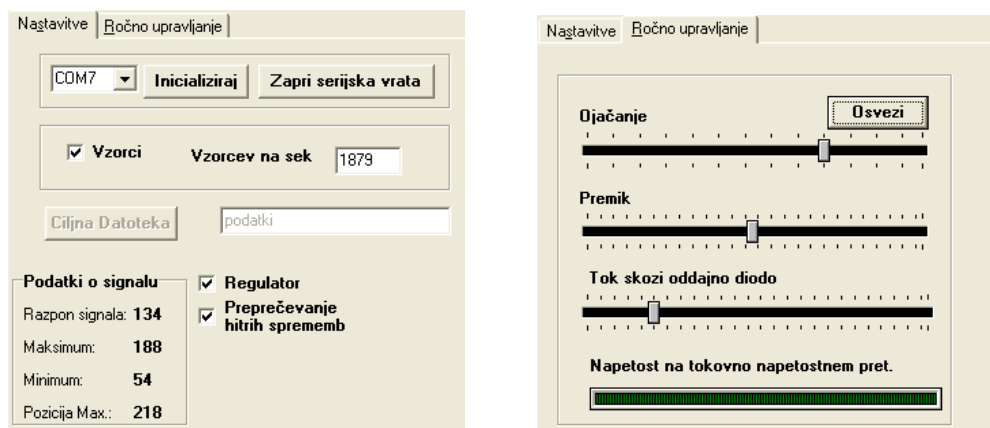
Slika 5: Zbirna plošča

Izbira ima pomembno vlogo, da pripravi določene attribute, ki so specifični za posamezen način delovanja. Če je izbran način vzorčenja, se izbriše pomnilnik, ki skrbi za izrisovanje podatkov na dinamičen graf. Poleg tega se sam izgled uporabniškega vmesnika razlikuje med različnima načinoma delovanja. Tako je treba nekatere kontrole, kot so gumbi, grafi in skupine kontrol skriti, nekatere druge pa prikazati. Tako v primeru vzorčenja ne vidimo grafa v srednjem delu, ki ga uporabljamo pri analizi, ker le ta ponuja določene prednosti pri predstavljanju podatkov, kot so povečevanje, shranjevanje in izpisovanje, se pa slabo obnese pri cikličnem izrisovanju podatkov, saj nima vgrajenega pomikalnega registra. Na njegovem mestu se zato izriše graf, ki ponazarja podatke o srčnem utripu in njegovih spremembah.

Poleg grafov je v načinu vzorčenja pomembna kontrola z zavihki. Tu se nastavijo vsi atributi, ki so ključni pri vzorčenju. V zavihku "Nastavitve" so gumbi in kontrole za nastavitve komunikacijskega vmesnika, prikazovalnik o preneseni količini podatkov v sekundi ter polje, kjer spremenimo ime datoteke, v katero se zapisujejo podatki. V tem zavihku sta tudi: polje za vklop/izklop regulatorja signala in polje za vklop/izklop preprečevanja zapisa večjih skokov signala, ki jih vnašajo motnje. Poleg teh je prisoten še informacijski del, kjer se izpisujejo numerične vrednosti signala kot so: razpon signala, maksimalna in minimalna vrednost ter relativna pozicija izračunanega maksimuma v oddaljenosti od

začetka obdelovalnega intervala dolžine 400-ih vzorcev, na katerem se izračunava aproksimacija vrha signala.

V zavihku "ročno upravljanje" lahko nastavljamo parametre same naprave, kot so ojačenje, premik in moč osvetljevanja oddajne diode na senzorju.



Slika 6: Kontrola z zavihki

V načinu vzorčenja se izriše tudi kontrola, ki prikazuje zasedenost izravnalnika in kontrolni gumbi : START, STOP, DA in NE.

V načinu analize se mora skupina grafov na sredini nadomestiti z grafom, ki ga lahko razširimo čez vse vidno polje. Izbríše se kontrola z zavihki, ker ne vsebuje nobenih gumbov in nastavitev, ki bi bili v povezavi z analizo. Izrisati se morata tudi dve dodatni kontroli. To sta drsnika. Eden ima nalogo, da z njim določimo začetno točko od katere želimo prebrati podatke iz datoteke in jih izrisati. Z drugim drsnikom nastavljamo količino podatkov, ki jih želimo izpisati na zaslon.

2.3.2 Postopek vzorčenja

Preden pričnemo s samim zajemanjem podatkov, je potrebno najprej izvesti inicializacijo komunikacijskega vmesnika. V kontroli z zavihki moramo izbrati pravilno serijsko vtičnico, na katero je priključena naprava, nato pa s pritiskom na gumb "Inicializacija" sprožimo postopek inicializacije. Ta proces prevzame dinamična knjižnica s klicem TurboPower Async Professional komponente, ki v ozadju postori za vse, kar je potrebno za serijsko komunikacijo.

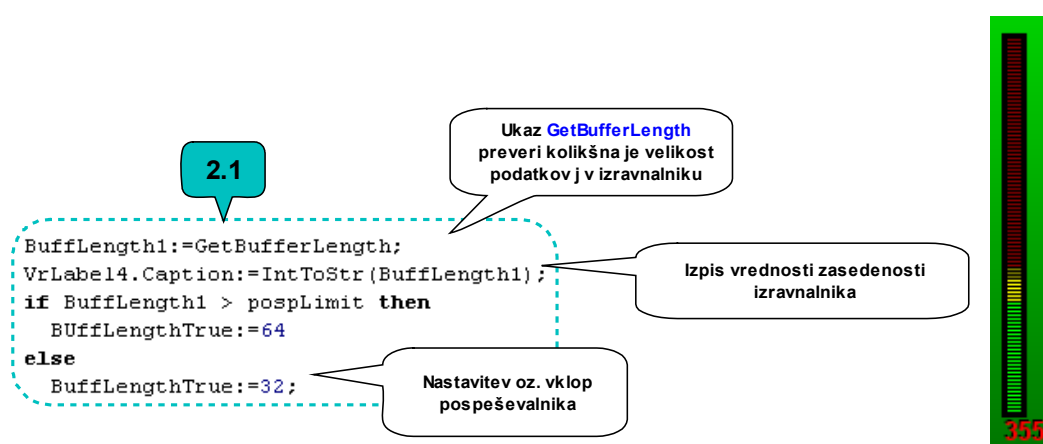
Zajemanje podatkov brez predhodne inicializacije ni omogočeno, zato se v primeru pritiska na gumb start izpiše sporočilo o potrebni izvršitvi inicializacije. Ko je ta postopek končan, se s pritiskom na gumb "start" požene del algoritma, ki sproži časovnika 1 in 2. Implementacija dveh časovnikov je realizirana zato, ker potrebujemo za izvajanje programa dva časovna intervala. Časovnik 1 se tako proži na vsake 2 ms, medtem ko se časovnik 2 proži na vsakih 300 ms.

2.3.3 Časovnik 1

Ko se sproži časovnik 1, se izvede glavni del programa za zajemanje in obdelavo podatkov. Ta je razdeljen na več podsklopov zaradi boljše predstavitve.

2.3.4 Preverjanje prekoračene mejne vrednosti izravnalnika

Ta del programa ima nalogo, da zazna morebitno zasičenje vmesnega izravnalnika, torej tistega, v katerega se zapisujejo podatki, ki prispejo v računalnik in zanje skrbi dinamična knjižnica. Kot je razvidno s slike 7, je bistvo le razlika v vrednosti spremenljivke "BuffLengthTrue". Ta vrednost je 32, če izravnalnik ne prestopi mejne vrednosti, ki je določena s spremenljivko "pospLimit"; v nasprotnem primeru je vrednost enaka 64.



Slika 7: Vklop pospeševalnika branja iz izravnalnika in grafična predstavitev zasedenosti izravnalnika

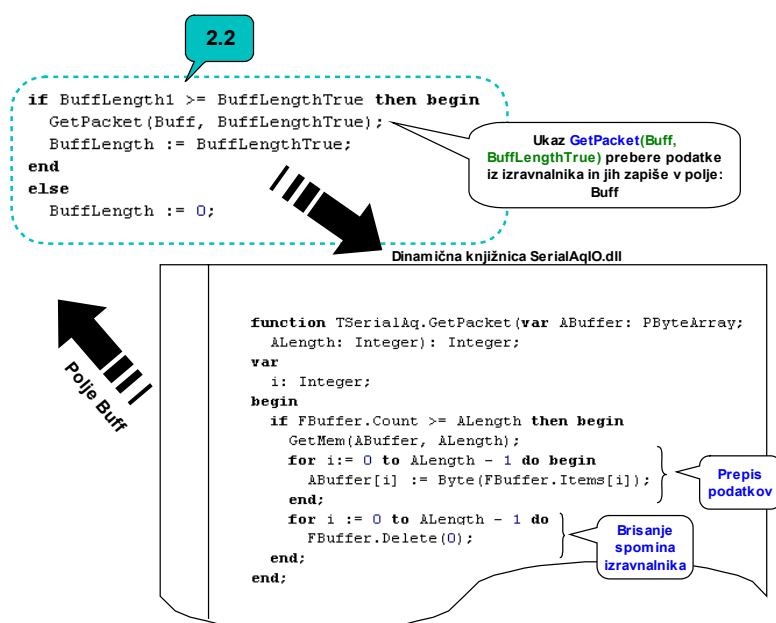
Vrednost spremenljivke "pospLimit" je naravnana na vrednost 400, kar pomeni da je do 400 vzorcev zaostanka pri branju še sprejemljivo. Sama zasedenost izravnalnika se dinamično izpisuje v oknu kot numerična predstavitev za vsak

cikel časovnika 1. Grafična predstavitev je realizirana s pomočjo grafičnega stolpca, ki prikazuje meje z barvami. Ta predstavitev se osvežuje s časovnim intervalom, ki je določen s časovnikom 2. Ker je ta interval večji, se vse trenutne spremembe ne odražajo direktno, temveč z zakasnitvijo.

Potreba po implementaciji pospeševalnika izhaja iz možnosti, da program za zajemanje deluje tudi, če imamo v sistemu druge programe, ki občasno zahtevajo delo procesorja. Tako se večja verjetnost izgube podatkov, poleg tega se v primeru zasičenja izravnalnika pospeši izris podatkov na dinamičnem grafu in deluje v tem načinu, dokler nivo zasedenosti presega mejo normalnega delovanja.

2.3.5 Zapis podatkov izravnalnika v delovno polje

Naslednji del programa je odgovoren za zapis podatkov v delovno polje "Buff". Ta prepis podatkov sproži ukaz "GetPacket", kjer se izvede program iz dinamične knjižnice, kot rezultat pa dobimo nove vrednosti v polju "Buff". Na sliki 8 lahko vidimo strukturo algoritma, ki ga izvaja dinamična knjižnica. Podatki se prepisujejo zaporedno, količina podatkov pa je določena s samim klicem funkcije "GetPacket". V normalnem delovanju prenesemo 32 podatkov, če pa je aktiviran omenjen pospeševalnik, se prenese 64 novih podatkov. V drugem delu algoritma dinamične knjižnice se sprosti pomnilnik izravnalnika za toliko vzorcev, kot smo jih prebrali.



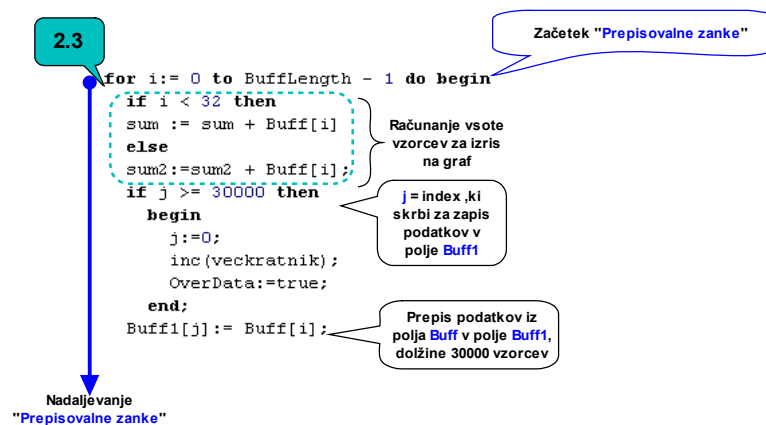
Slika 8: Povezava glavnega programa in dinamične knjižnice (DLL)

V odločitveni zanki se določi tudi vrednost spremenljivke "BuffLength", ki je ključna pri izvajanju nadaljnega dela algoritma. Omenimo še, da zgornji ukaz "GetPacket" hitreje prepíše večje število vzorcev, kot pa če bi večkrat sprožili ta ukaz z manjšim številom vzorcev. Zaradi tega je bilo moč realizirati pospeševalnik, ki izkorišča ravno to lastnost.

Ker nekateri deli algoritma potrebujejo večje število podatkov za obdelavo naenkrat, je potrebno podatke iz polja "Buff", dolžine 32 ali 64 vzorcev, zapisati še v druga polja, ki pa imajo večje dimenzije in različne tipe podatkov. Ta postopek ponovno teče v zanki imenovani "Prepisovalna zanka", kjer se index polja "Buff " povečuje za 1, ob tem pa se poleg samega prepisovanja v druga polja izvajajo tudi drugi podsklopi, kot na primer: določanje maksimalne vrednosti, aproksimacija podatkov v okolici maksimuma, izračunavanje natančne periode utripa, izračuni povprečnih vrednosti utripa srca in regulacija vhodnega signala.

2.3.6 Priprava podatkov za izris na graf ON-LINE

Prvi del "prepisovalne zanke" je namenjen pripravi podatkov za izpis na dinamični graf. Ker je izpis vsakega podatka na graf procesorsko preveč obremenjujoče, se na graf izpiše povprečje 32 vzorcev. Za samo povprečje potrebujemo vsoto vzorcev. To se izvaja ravno v tem delu zanke. Seveda je treba upoštevati, da v primeru pospešenega branja podatkov, ko obdelujemo po 64 vzorcev naenkrat, algoritem poskrbi, da se vsota vzorcev v polju "Buff" od 33 do 64 mesta izračunava v novo spremenljivko "sum2". Tako imamo ločena podatka o vsotah, ki ju nato na koncu algoritma časovnika 1 uporabimo za izračun povprečnih vrednosti, ki jih nato zapišemo v dinamični graf.

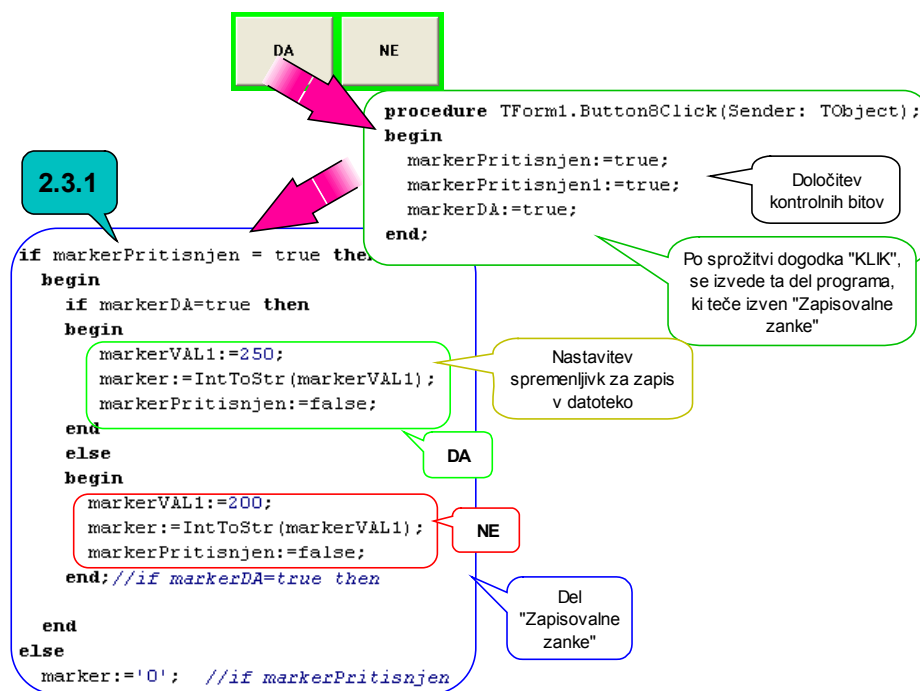


Slika 9: Priprava podatkov za izris na grafu

2.3.7 Priprava podatkov o markerju

Markerji imajo nalogo, da na zahtevo uporabnika beležijo pozicije na časovni osi signala. Potreba po tem izhaja iz tega, da si mora poligrafist med postopkom izpraševanja beležiti trenutke, pri katerih je vprašani odgovoril. Sam program omogoča razločevanje markerjev in sicer za odgovor "DA" in za odgovor "NE". Zahtevo po beleženju markerja sproži uporabnik s pritiskom na enega izmed gumbov z napisom "DA" in "NE". Pri tem se zgodi dogodek klika na gumb, ki samo nastavi kontrolni bit "MarkerPritisnjen", glede na to kateri od dveh markerjev je bil izbran, pa se nastavi še kontrolni bit "MarkerDA" na "True", če je izbran gumb "DA" in "False", če je izbran gumb "NE".

Ta del postopka beleženja markerjev se izvede izven zanke, ki jo določa časovnik 1. Zaradi tega ta marker ni nikjer umeščen na časovni osi, kakor tudi ni zabeležen v datoteki. Dejansko se marker umesti na časovno os šele pri prehodu dela programa v časovniku 1, na mestu kjer se preverja vrednost spremenljivke "MarkerPritisnjen". Če je ta vrednost "True" potem program nastavi spremenljivko "marker", ki vsebuje informacijo za zapis v datoteko. Če je bil pritisnjen gumb "DA", se v spremenljivko "marker" zapiše vrednost 250, pri gumbu "NE" pa vrednost 200.



Slika 10: Potek zapisa pozicije markerjev

Dejanski zapis v datoteko poteka na koncu zapisovalne zanke, kjer se v datoteko zapišejo vsi podatki naenkrat. Po teh spremembah se nastavi še kontrolni bit "MarkerPritisnjen" na vrednost "False", tako se prepreči programu ponovni vstop v ta del, dokler ponovno ni pritisnjen kateri gumb za določanje markerjev. Sama zahteva po beleženju markerja časovno ni usklajena z dejansko umestitvijo na časovno os, vendar zaradi velike frekvence vzorčenja to ne predstavlja nobenih pomanjkljivosti.

Vizuelno se trenutki, ki so določeni z markerji, izrisujejo na grafu za predstavitev spremembe utripa srca. Tu se marker izriše ob določitvi nove vrednosti utripa in se nato pomika s celotnim grafom proti levi. Ponazoritev markerjev na spodnjem dinamičnem grafu se je izkazala za neprimerno, saj se je močno povečala zahteva po procesorski moči, kateri uporabljeni procesor ni bil kos.

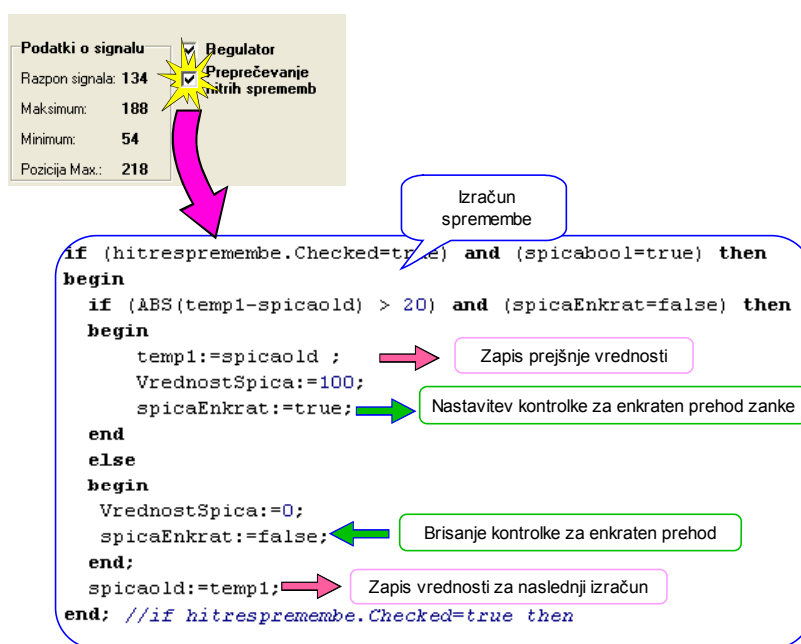
2.3.8 Deli algoritma, ki preprečujejo napake

Signal, s katerim imamo opraviti pri tej meritvi, je včasih zelo nepredvidljiv. Tako se lahko pojavijo različna nihanja tako v periodi, kot po amplitudi. Da bi program deloval pravilno tudi v takšnih primerih, je bilo potrebno vnesti določene preventivne elemente, ki poskušajo odpraviti naslednje motnje:

- hitre spremembe signala oz. "konice" signala,
- nesmiselne izračunane periode,
- napake ob neuspehi določitvi vrha signala ,
- podaljšane periode.

Hitre spremembe oz. tako imenovane "konice" signala, nastopajo kot sunkoviti skoki signala samo v enem vzorcu. Algoritem preverja spremembe med zaporednimi vzorci, pri čemer se predhodna vrednost signala beleži v spremenljivki "spicaOLD". Če sprememba presega vrednost 20, se ta vrednost vzorca ne zabeleži, ampak se zabeleži predhodna vrednost.

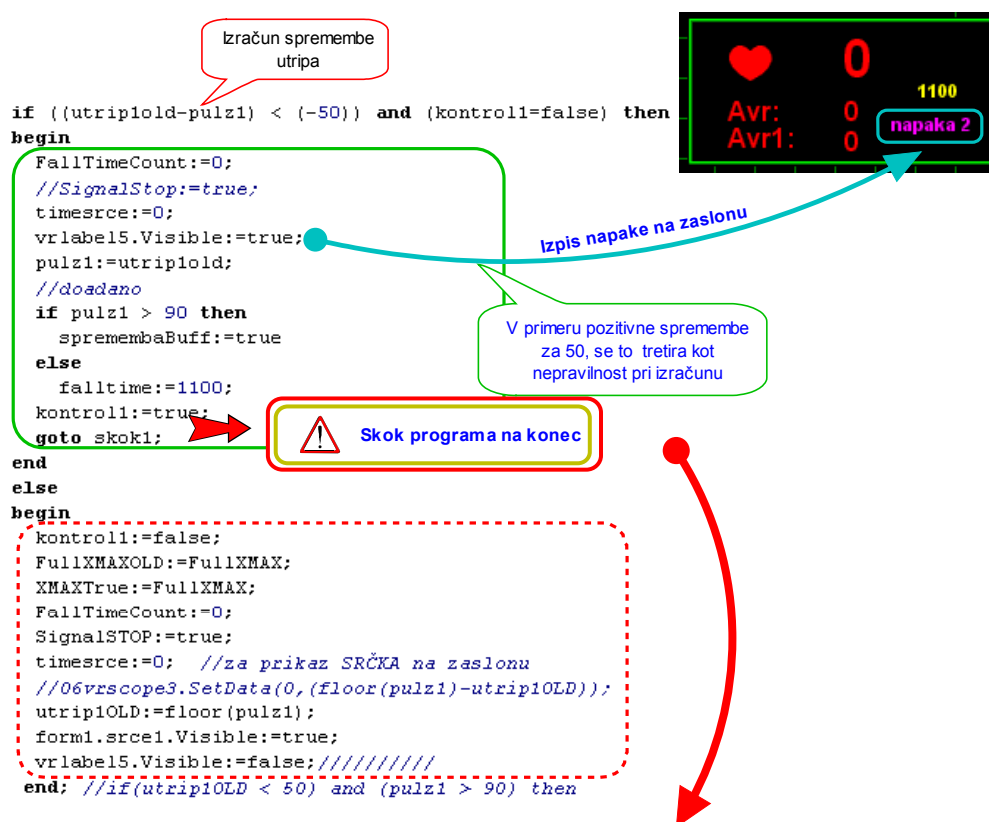
Vrednost 20 smo določili empirično iz analize prvih bokov signala. Ugotovili smo, da lahko signal v primeru, ko je le-ta raztegnjen preko 80 % možnega razpona, pri hitrejši frekvenci srca, doseže tudi spremembo do 15 vrednosti bita z najmanjšo utežjo med vzorcema. Temu smo dodal še varnostno mejo 5, tako da zanesljivo ne pride do brisanja vzorcev v primeru hitro rastočega originalnega signala. Skokov oziroma "konic", ki so manjše od 20 vrednosti bita z najmanjšo utežjo, program ne zazna. Sam vklop ali izklop preprečevanja hitrih sprememb ročno izberemo s klikom na potrditveno polje v kontroli z zavihki "Nastavitve". To izbiro lahko spreminjamo tudi med samim vzorčenjem signala.



Slika 11: Preprečevanje hitrih sprememb signala

Ko je prehitra sprememba signala zaznana, se nastavi tudi kontrolna spremenljivka "spicaEnkrat" na vrednost "True". S tem je določeno, da se izbriše samo en vzorec, saj se pri naslednjem prehodu skozi zanko ta vrednost ponovno nastavi na vrednost "false".

Nesmiselne izračunane periode signala nastopijo, ko pride do večjih nihanj v periodi signala in to v primeru, ko je perioda daljša (utrip manjši). Ker iz fizioloških razlogov ni mogoče, da bi se npr. utrip iz petdesetih utripov na minuto v trenutku povzpел na preko sto utripov na minuto, so to primeri izračunanih period, ki zanesljivo niso verodostojni.

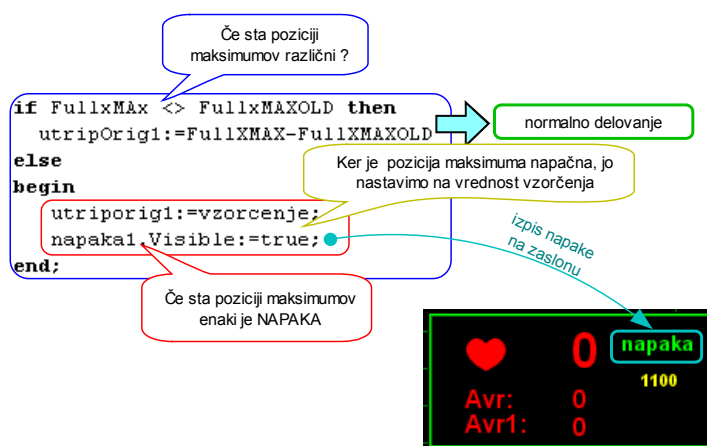


Slika 12: Algoritem za preprečevanje nesmiselnih izračunanih period signala

Ko je zaznana tovrstna napaka, se na zaslonu v oknu, kjer se izpisujejo vrednosti o utripu, izpiše opozorilo "napaka 2". V tem delu se tudi preverja ali je utrip presegel vrednost 90, ki določa spremembo po zakasnitvenem intervalu. Pri 90 utripih na minuto sta vrhova signala pri našem vzorčenju za 1333 vzorcev narazen. Za uspešno določitev maksimalne vrednosti se mora zakasnitveni interval končati na levi strani naslednjega boka, zato se mora dolžina

zakasnitvenega intervala zmanjšati, v primeru da utrip preseže vrednost 90. Normalno je zakasnitveni interval nastavljen na 1100 vzorcev, kar pomeni, da bi se tudi pri 108-ih utripih še vedno končal na levi strani maksimalne vrednosti naslednjega boka. Tistih 18 utripov na minuto predstavlja rezervo, da ne pride do napak, pri morebitnih velikih motnjah v signalu. Nastavi se tudi kontrolna spremenljivka "kontrol1" na vrednost "true". S tem je kontrolirano, da zanka ne pride v ta del dvakrat zaporedoma, saj se pri naslednjem prehodu ponovno ponastavi na vrednost "false". Zadnji ukaz je "goto skok1", ki prestavi kazalec programa na konec algoritma, s tem pa prepreči zapis vrednosti pozicije vrha v datoteko. Tako smo o tem preskoku izračunanega vrha signala obveščeni vizualno, v datoteki pa ni nobenih podatkov o tej anomaliji.

Napake ob neuspehi določitvi vrha signala nastopijo, kadar signal ne zajema izrazitih hrbtov, s pomočjo katerih izračunava periodo. To se lahko zgodi, če senzor ni dobro pritrjen na prst, zaradi česar ne zajemamo ustreznih sprememb v signalu.

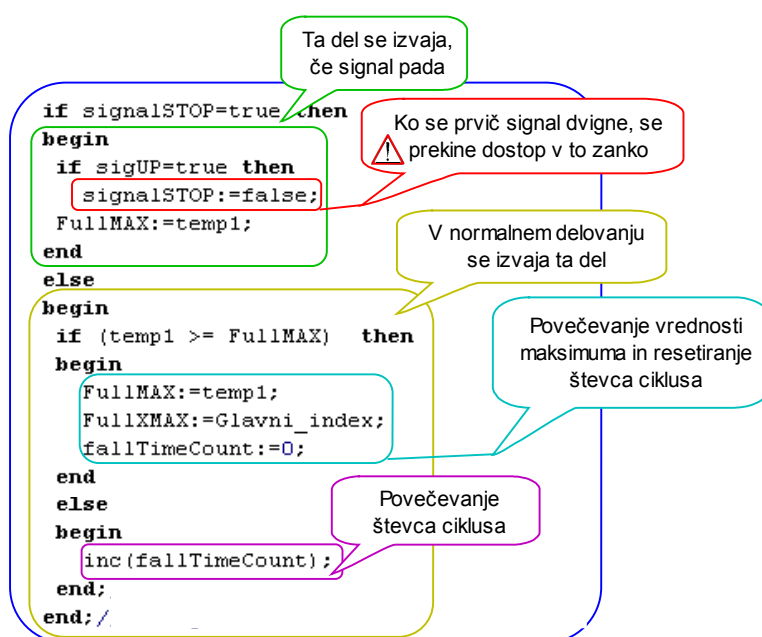


Slika 13: Napake ob neuspehi določitvi vrha signala

V primeru, da po izteku zakasnitvenega intervala ni določene pozicije novega maksimuma, se kot relativna sprememba med dvema maksimumoma zapiše kar vrednost vzorčenja. To ponastavljanje relativne spremembe ni verodostojno. Implementirana je iz dejstva, da razlika med maksimumoma ne sme biti enaka nič. Uporabnik je o prisotnosti takšne napake obveščen z napisom "napaka" v okvirčku s podatki o utripu. Tovrstna napaka se lahko pojavi tudi, kadar signal

nenehno pada in se tako izgublja informacija. V primeru, da se signal popravi, je potrebno nekaj časa za sinhronizacijo s signalom.

Podaljšane periode lahko vnašajo določene probleme pri določitvi vrha signala. Kadar je perioda dolga, signal počasi pada tako, da se interval, ki teče od zadnje maksimalne vrednosti zaključi na mestu, kjer signal še vedno pada. To ne predstavlja nobenega problema za trenutni izračun pozicije vrha, pač pa za nadaljne izračune, saj se ponovno vključi ciklus ponovne določitve maksimalne vrednosti. Ker signal pada, je prvi vzorec največji, zato pa bi bila ta začetna točka za določitev nove pozicije vrha signala napačna.



Slika 14: Preprečevanje napak pri daljših periodah

V primeru, da signal še vedno pada, se ob vsaki zaključitvi ciklusa določitve vrha signala nastavi spremenljivka "signalSTOP" na vrednost "true", ki omogoči vstop v del algoritma, ki je prikazan na sliki 14. Preden opišemo ta del, moramo omeniti, kako algoritem prepozna, če signal pada ali raste.

Signal preverjamo na dveh mestih, in sicer trenutno vrednost signala z vrednostjo, ki se nahaja 150 mest pred trenutno, v primeru da je spremenljivka "FallTime" enaka 1100, in 90 mest pred trenutno vrednostjo v primeru, da je "FallTime" enak 700. Da je potrebno preverjati vrednosti signala med 150-im oziroma 90-im in trenutnim vzorcem izhaja iz tega, da je signalu prišteta

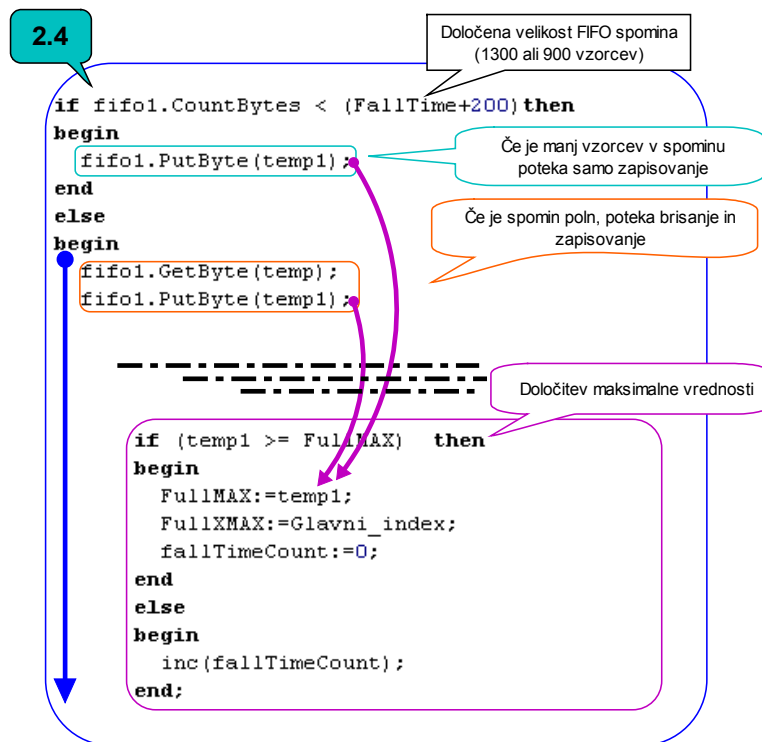
nihačota motnja. Zato moramo preverjati vrednosti na daljšem intervalu, saj le tako testiramo signal nad nivojem maksimalne vrednosti motnje. Predhodne vrednosti preberemo iz pomikalnega pomnilnika FIFO 1. Branje teh mest je naravnano tako, da upošteva tudi morebitne spremembe količine vzorcev v tem pomnilniku, če se le-ta samo polni.

Algoritem se vrti v tej zanki tako dolgo, dokler ne pride prvič do spremembe spremenljivke "sigUP" na vrednost "true". Takrat se izvede del, kjer se nastavi kontrolna spremenljivka "signalSTOP" na vrednost "False", ki prepreči ponovni vstop v to zanko, dokler se ne zaključi cikel pozicioniranja vrha. Osveži se tudi vrednost spremenljivke "FullMAX" s trenutno vrednostjo signala, ki predstavlja začetno vrednost določitve maksimuma v naslednjem ciklusu. Kadar zgoraj omenjena zanka ni aktivna, se izvaja del, ki preverja ali je trenutna vrednost signala večja ali enaka od prejšnje vrednosti in v tem primeru izbriše števec intervala ciklusa, v nasprotnem primeru pa le-tega poveča za ena.

2.3.9 Določanje maksimalne vrednosti signala

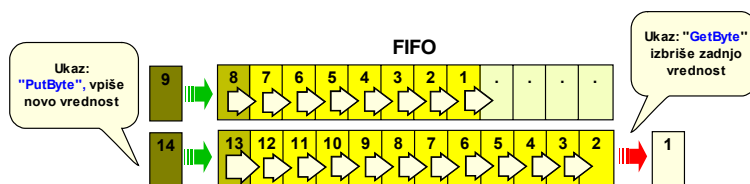
Ta del algoritma išče maksimalne vrednosti na predhodno določenem intervalu. Poudariti moramo, da sama pozicija maksimuma ne določa vrha signala, s katerim bi lahko preračunali periodo srčnega utripa, ampak samo njegovo približno pozicijo, ki se zaradi močnih motenj navadno razlikuje od dejanske vrednosti. Določitev maksimuma je časovno zakasnjena, saj je algoritem zasnovan tako, da mora po zadnji najvišji amplitudi preteči določen čas. Šele to nam da dovolj zanesljivo informacijo o tem, da je maksimum verodostojen. Ta zakasnitev je določena s spremenljivko "FallTime" in je naravnana na vrednost 1100 oziroma 700, če utrip presega vrednost 90 utripov na minuto.

V nadaljnjem bo razloženo samo delovanje pri vrednosti 1100, ker je program popolnoma identičen kot pri vrednosti 700. Po zadnji najvišji spremembi amplitude mora tako biti testiranih še 1100 vzorcev in vsi morajo imeti manjšo amplitudo. Ker je nadaljnji del algoritma namenjen dejanski določitvi vrha signala s pomočjo aproksimacije podatkov po metodi najmanjših kvadratov, se morajo podatki zapisovati v vmesni pomnilnik, ki deluje v načinu FIFO (First-In-First-Out).



Slika 15: Potek določitve maksimalne vrednosti

Ta pomnilnik je del SDL Component Suite knjižnice, z njegovo uporabo pa je omogočen lažji dostop do preteklih vzorcev, saj poznamo njihovo natančno pozicijo, poleg tega so vsi podatki v polju zapisani zaporedno. Ta pomnilnik nam olajša delo pri branju podatkov, saj sam skrbi, da se indeksi polja pravilno pomikajo. Tako nam ni potrebno testirati morebitnega prekoračenja indeksa preko meje polja, kar poenostavi program. Kljub temu pa moramo v algoritmu posebej klicati ukaz, ki doda nov podatek v pomnilnik, obenem tudi izbriše zadnji podatek iz njega.

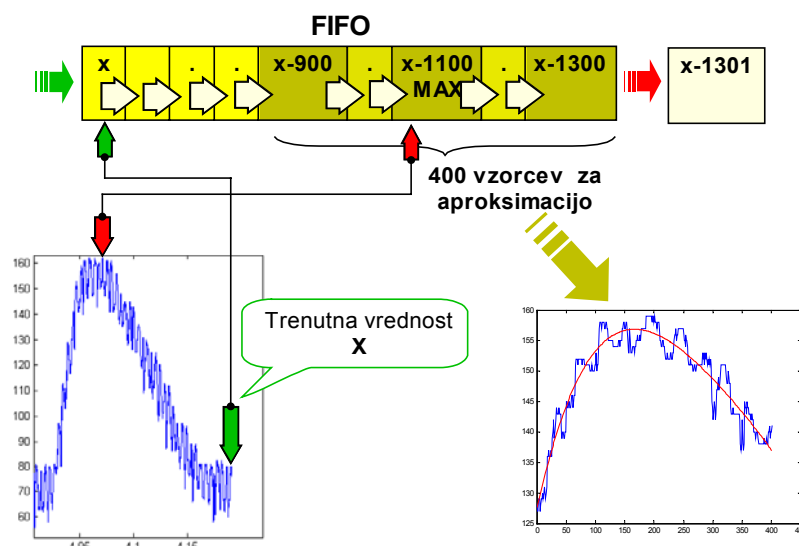


Slika 16: Delovanje pomikalnega pomnilnika (FIFO)

Velikost pomnilnika je določena z vrednostjo spremenljivke "FallTime" plus 200 vzorcev, torej v našem primeru 1300 mest. Teh 200 dodatnih vzorcev smo prišteli, ker se aproksimacija podatkov za izračun dejanskega vrha izračunava za

400 vzorcev v okolici zadnjega izračunanega masksimuma, torej za 200 vzorcev pred maksimumom in 199 za njim. Lokacija maksimuma je znana in sicer je za 1100 (oziroma 700) vzorcev pomaknjena nazaj od trenutnega indeksa podatka, ki je v obdelavi. Tako je zadnjih 400 vzorcev v pomnilniku tipa FIFO tistih, na katerih moramo narediti aproksimacijo.

Podoben algoritem teče tudi za določitev minimuma. Edina razlika je v tem, da tukaj išče program najmanjšo amplitudo na intervalu 2100 vzorcev, saj je to interval v katerem signal zajame najmanjšo vrednost tudi pri daljših periodah. Tukaj tudi ni uporabljen izbris števca. To posplošitev smo si lahko privoščili, ker ne rabimo točne lokacije minimuma, temveč nas zanima samo najnižja vrednost prejšnjih 2100 vzorcev. Podatek o minimumu je pomemben pri regulatorju signala.



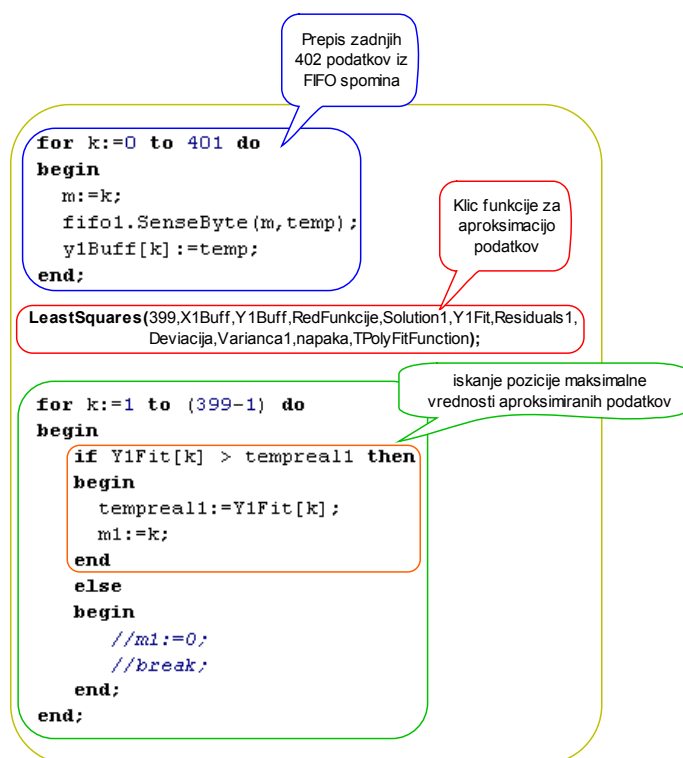
Slika 17: Ponazoritev branja iz pomikalnega pomnilnika (FIFO), v primeru ko je "FallTime" enak 1100

Ko je lokacija maksimuma določena, program sproži del zanke, ki je aktiven samo, kadar pride do maksimuma, ob vsakem drugem prehodu skozi zanko pa se ta del preskoči. To zopet pripomore k zmanjšanju procesorske obremenitve.

2.4 Izračun periode signala:

Za izračun natančne periode signala je potrebna natančna določitev vrha. Ker signal sam po sebi ni čist, saj je prisoten tako šum kvantizacije kot tudi motnje, moramo izvesti aproksimacijo podatkov v okolici maksimuma. Motnja, ki se

prišteva signalu, izhaja iz naprave za zajemanje. Prvi del algoritma je namenjen prepisu zadnjih 400 podatkov iz FIFO pomnilnika v polje "Y1Buff". Ta prepis teče v ponavljajoči zanki, kjer se najprej prebere vrednost iz pomikalnega pomnilnika, s čimer se tudi podatek izbriše iz njega, nato pa se zapiše v polje na pozicijo, ki jo določa zaporedni indeks zanke. Ko so novi podatki zapisani, se izvede funkcija "LeastSquares", ki izračuna aproksimacijo teh podatkov. Samo delovanje te funkcije je bolj kompleksno, zato je opisana kasneje v ločenem poglavju. Sama struktura klica funkcije je razvidna na sliki 18.



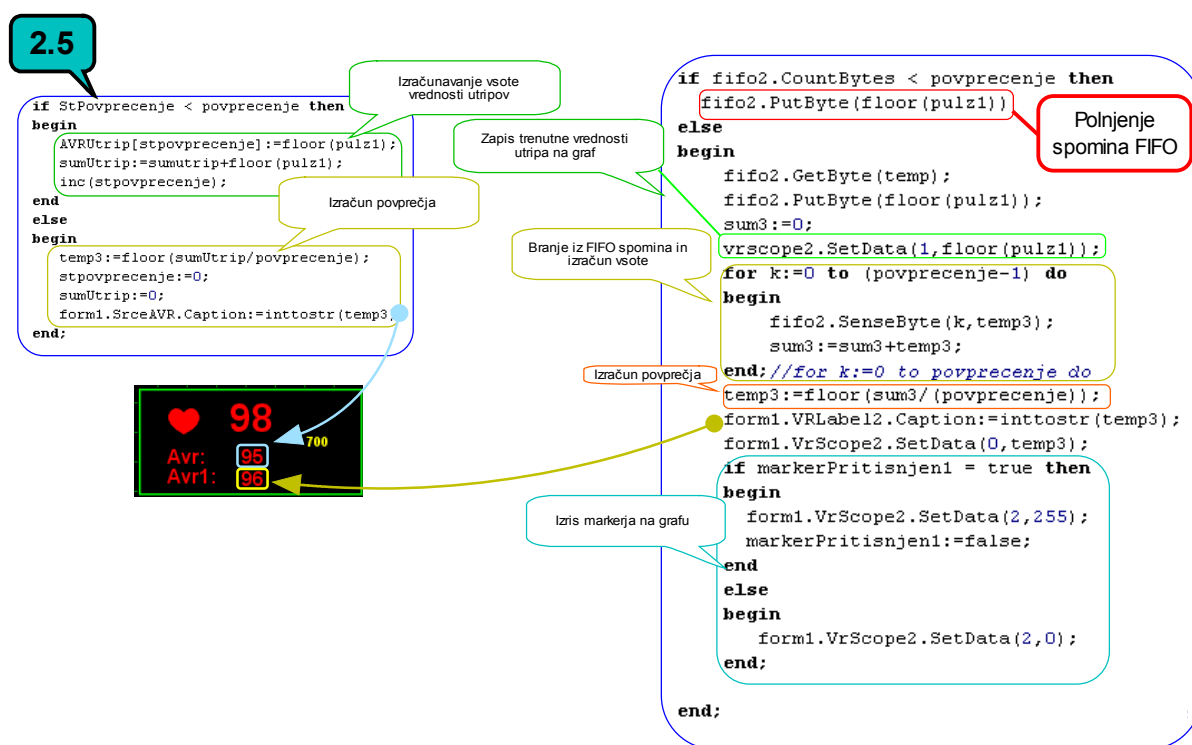
Slika 18: Prepis podatkov iz FIFO pomnilnika in določitev pozicije maksimalne vrednosti aproksimiranih podatkov

Rezultati aproksimirane funkcije so zapisani v polju "Y1Fit". Najpomembnejši del pri klicu funkcije "LeastSquares" je določitev stopnje polinoma, ki ga aproksimiramo. Iz analize, katere se bomo dotaknili v enih izmed naslednjih poglavjih, smo ugotovili, da je najprimernejši četrti red polinoma. Pri takšni nastavitvi dobimo lepo pripeto funkcijo, ki kaže potek originalnega signala brez motenj. Ta funkcija ima teme, kjer lahko enostavno določimo pozicijo maksimuma. Iskanje maksimuma ponovno teče v ponavljajoči zanki, vse dokler naslednji vzorec ni od trenutnega manjši po vrednosti. V vsakem koraku se tudi preračuna dejanska vrednost pozicije maksimuma na celotni časovni osi zajetega signala.

Iz periode se preračuna še pulz glede na število utripov na minuto. Ta vrednost se izpiše na zaslon, prav tako pa se bitje srca simbolično prikazuje kot utripanje simbola v obliki srca.

2.4.1 Izračun povprečnih vrednosti utripa srca

Algoritem ima del, kjer se izračunava povprečje zadnjih štirih utripov dinamično in del, kjer se izračunava povprečje za vsake štiri utripe. Za prvo povprečenje velja, da se izračunava pri vsakem novem utripu, razen pri prvih štirih, ker za te še nima dovolj podatkov za izračun povprečja. Te vrednosti se dinamično izpisujejo na pomožni graf, skupaj s trenutnimi vrednostmi utripa, ki so poravnane na časovni osi, tako da so informacije neposredno primerljive na grafu. Pri drugem tipu izračuna povprečja se izračuna povprečje na vsake štiri vzorce. Najboljše vizualne informacije o spremembi utripa daje graf, ki prikazuje dinamično spremembo povprečja.



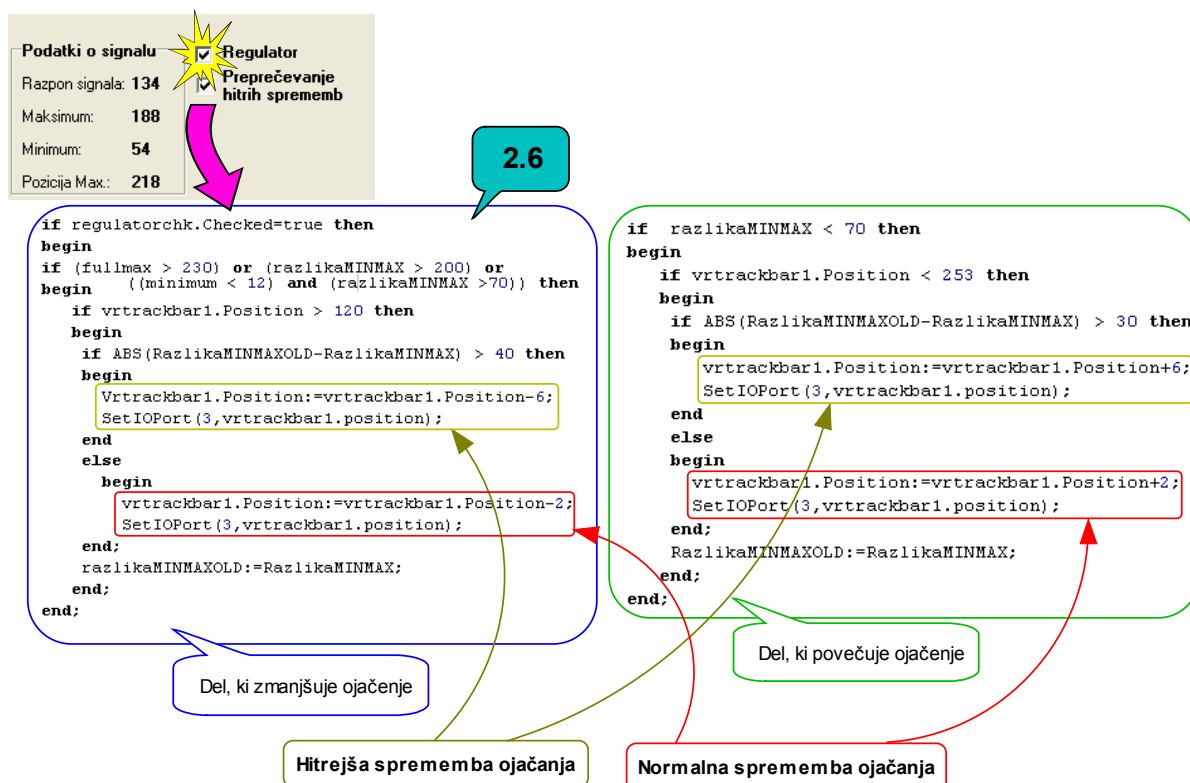
Slika 19: Izračun povprečnih vrednosti utripov

Uporabnik lahko tako spremlja trenutna nihanja utripa, kot tudi počasno naraščanje ali upadanje le-tega. Pri dinamičnem povprečenju je ponovno uporabljen pomikalni izravnalnik tipa FIFO, ki pa ima kapaciteto samo štirih polj.

Uporaba tega pomnilnika ponovno pripomore k boljšemu časovnemu izkoristku. Omenimo še, da v tem primeru pri branju iz pomikalnega izravnalnika uporabimo ukaz "SenseByte", ker ta ukaz prebere vrednost podatka v izravnalniku, ne da bi pri tem izbrisal vrednosti, ki jih rabimo še za nadaljne preračune. Samo dodajanje in brisanje podatkov v pomikalni izravnalnik je realizirano posebej.

2.4.2 Regulator signala

Zajemanje podatkov na sami napravi je podvrženo različnim dejavnikom, ki močno vplivajo na rezultate. Če je senzor pritrjen na prst s premajhno silo, je amplituda signala manjša, v nasprotnem primeru pa je večja. Samo nihanje krvnega tlaka je tudi odvisno od vsakega posameznika. Na signal vplivajo tudi premiki roke, ki s tem po amplitudni vrednosti presega delovno območje. Zaradi tega je potrebno nastavljati parametre na napravi kot so: ojačenje, premik in tok skozi svetilno diodo. Vse te veličine se lahko nastavi ročno v kontroli z zavihki "ročno upravljanje". Program ima nastavljene začetne vrednosti tako, kot se je izkazalo v poskusnih primerih za primerno, lahko pa se ti parametri nastavijo še naknadno med samim vzorčenjem, brez večjih popačitev na zajetem signalu.



Slika 20: Regulator amplitude signala

Posebno vlogo ima potrditveno polje "regulator", s katerim vključimo regulacijo ojačenja. Premik signala in tok skozi osvetlitveno diodo sta v regulatorju izvzeta. Regulator je proporcionalen, tako da se ne odziva na hitre spremembe, temveč na razpon signala po amplitudi. Ker regulator ni diferencirni, ne more kompenzirati hitrih sprememb v signalu, kot so to na primer premiki roke. Diferencirno regulacijo je na tem sistemu težko izvesti, ker že v osnovi ni bil razvit za takšno regulacijo. Problemi so predvsem pri komunikaciji, saj se podatki v računalnik prenašajo v paketih, tako da je neko število vzorcev že v izravnalniku računalnika, na katere nimamo več vpliva. Seveda so tukaj prisotne tudi zakasnitve samega prenosa, za kar pa vemo, da lahko vnašajo v regulacijsko zanko nestabilnost. Dinamično regulacijo bi bilo mogoče realizirati najbolj učinkovito na sami napravi.

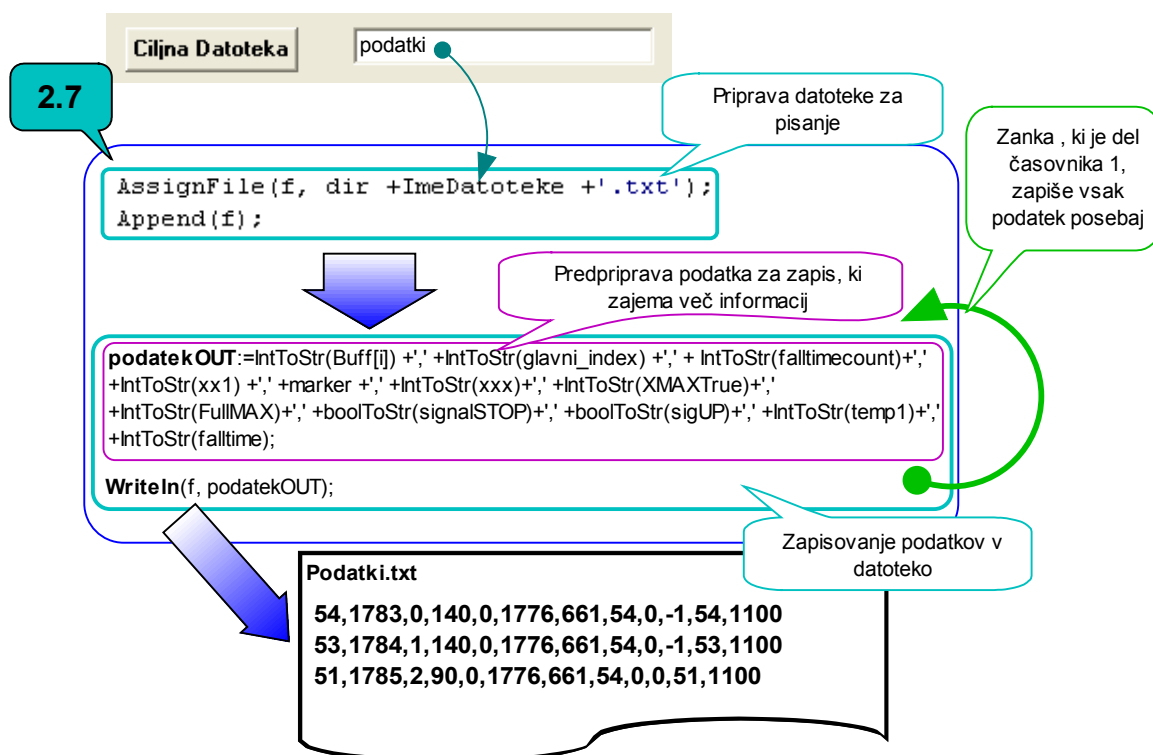
Regulator, s katerim imamo opraviti, ima nalogo, da skuša prilagoditi ojačenje glede na zgoraj omenjene parametre. Regulator deluje tako, da zmanjšuje nastavitev ojačenja za vrednost 2, vse dokler maksimalna vrednost vzorčenega signala presega 230, je razpon signala večji od 200, ali če je vrednost minimuma manjša od 12, obenem pa je razpon signala večja od 70. V primeru, da je sprememba razpona signala za več kot 40, se ojačenje zmanjša za večjo vrednost, in sicer za 6. Sprememba ojačenja poteka ob vsaki določitvi maksimuma signala. Regulator zvišuje vrednost ojačenja, kadar je razpon signala manjši od 70 in sicer za 2; v primeru, da je sprememba razpona signala večja od 30 pa za 6. Regulator dobro opravi svojo nalogo pri spremembah signala, ki so fiziološkega izvora. V telesu navadno ne prihaja do trenutnega upada krvnega tlaka.

Izbira spremembe ojačenja za dve enoti je pogojena z dejstvom, da bi v primeru prevelike spremembe v nastavitvi ojačenja, prišlo do nihanja v regulirani veličini, oz. bi lahko govorili o regulaciji s prevelikim prenihajem. Seveda pa takšna regulacija ne more dovolj hitro ojačiti signal, če na primer zadržimo sapo. Ker je količina iztisnjene krvi iz srca odvisna od dihanja, pride pri zadržanju sape do hitrega upada krvnega tlaka, ki ga regulator nato poskuša ojačiti. Kljub temu se je izkazalo, da je v tem primeru še vedno dovolj izrazit vrh signala, s katerim izračunavamo frekvenco utripa. Nastavitve ojačenja in ostalih parametrov lahko

v vsakem trenutku ponastavimo ročno, četudi je vklopljena avtomatska regulacija.

2.4.3 Zapis v datoteko

Vsak dober program mora omogočati tudi zapis podatkov na trdi disk, tako da imamo kasnejši dostop do predhodno opravljenih opazovanj. V našem primeru, ko obdelava podatkov teče z veliko hitrostjo, so potrebni določeni ukrepi, ki optimizirajo porabo procesorskega časa. Tudi samo zapisovanje na trdi disk ni ravno hitra operacija, kot na primer zapis v bralno-pisalni pomnilnik (RAM). Če bi vsak podatek v datoteki zapisovali posamezno, bi bila potrata časa prevelika, kar bi lahko pripeljalo do tega, da bi procesor izkoriščal 100% svoje razpoložljivosti in program ne bi deloval pravilno. Pri zapisu podatkov v datoteko smo tako uporabili način pred priprave podatkov za zapis v datoteko. Podatki se zapisujejo v tekstovno datoteko. Ime datoteke določimo pred samo sprožitvijo vzorčenja v kontroli z zavihki "Nastavitve".



Slika 21: Zapis podatkov v datoteko

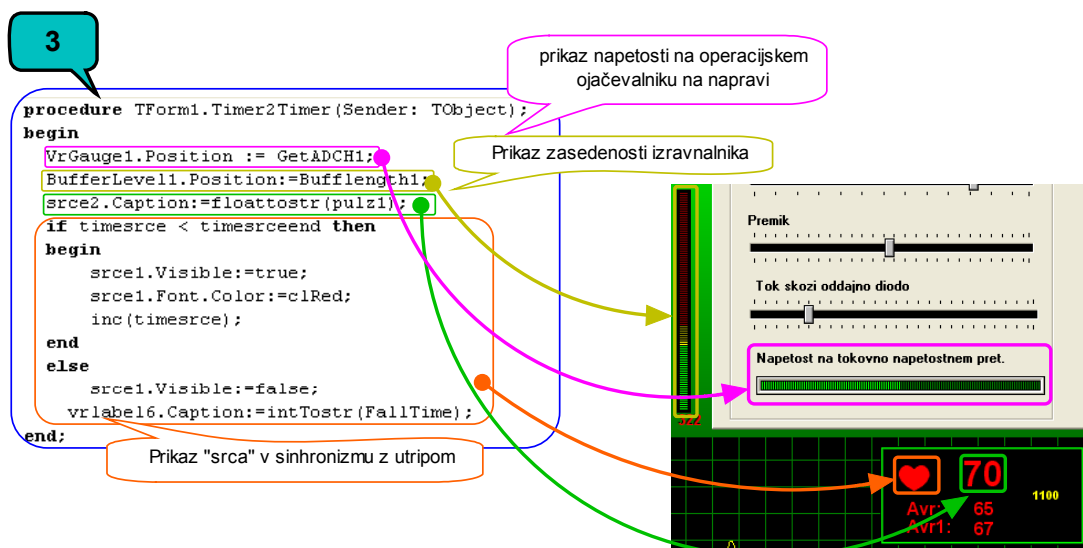
Med vzorčenjem sprememba imena datoteke ni omogočena. Datoteka se nahaja na trdem disku v mapi, kjer je nameščen program. Ko sprožimo proces

vzorčenja, najprej ustvarimo datoteko, oziroma jo odpremo in izbrišemo, v kolikor datoteka z istim imenom že obstaja. Ko je datoteka odprta, je vse pripravljeno za zapis podatkov v njo. Podatke ki zapisujemo v datoteko morajo biti tipa "string".

Za vsako vrstico datoteke ustvarimo podatek tipa "string", ki zajema več različnih podatkov, ki so ločeni z vejicami. Podatki, ki se zapišejo v datoteko, so razvrščeni v naslednjem vrstnem redu: vrednost signala, zaporedna številka podatka, števec intervala zakasnitve pri določanju maksimalne vrednosti, vrednost o padanju ali naraščanju signala, marker, pozicija kjer je zaključen cikel določanja maksimalne vrednosti, pozicija aproksimiranega maksimuma, vrednost maksimalne vrednosti, kontrola za preprečevanje podaljšanih period (binarno), vrednost naraščanja ali padanja signala (binarno), vrednosti signala brez motečih "konic" in velikost intervala za določitev maksimalne vrednosti. Ta niz nato zapišemo v datoteko, kot novo vrstico. Po zapisu se datoteka ne zapre, ampak ostaja odprta za nadaljne zapise. Datoteka se zapre šele s pritiskom na gumb "Stop".

2.4.4 Časovnik 2

Poleg časovnika 1, kjer teče glavni del programa z osveževanjem vsake 2 ms, je prisoten tudi časovnik 2, ki ima čas osveževanja nastavljen na 300 ms. Naloga slednjega je, da sproži osvežitve določenih vizualnih komponent, kot so: prikazovalnik zasedenosti izravnalnika, numerični prikaz utripa, prikaz napetosti na operacijskem ojačevalniku v napravi za zajem in izris simbola srca, ki je sinhroniziran z utripom. Uvedba novega časovnika pripomore k večjem izkoristku procesorske moči za glavni del programa, saj za izris ne potrebujemo tako hitrega osveževanja. Algoritem je prikazan na spodnji sliki.



Slika 22: Časovnik 2, za osvežitev vizualnih komponent

2.5 Aproksimacija podatkov po metodi najmanjših kvadratov

Kot smo že omenili, moramo za natančno določitev vrha signala del podatkov aproksimirati. V našem primeru je uporabljena metoda najmanjših kvadratov, pri čemer je za nabor prilagoditvenih funkcij izbrana množica ortogonalnih Čebiševih polinomov. Taka izbira ima naslednje prednosti v primerjavi s potenčnimi funkcijami [4]:

- normalni sistem, zapisan z ortogonalnimi polinomi ima diagonalno obliko in je enostavno rešljiv, medtem ko je normalni sistem, izražen s potencami, pogosto slabo pogojen,
- kadar z natančnostjo izračunanega aproksimacijskega polinoma stopnje k nismo zadovoljni, mu lahko enostavno dodamo naslednji člen.

Pri metodi najmanjših kvadratov zahtevamo, da je vsota kvadratov odmikov krivulje od aproksimacijskih točk minimalna v danih omejitvah

2.5.1 Matematična definicija

[5, stran 745-750] Aproksimiramo funkcijo $f(x)$, na intervalu $[a, b]$ s funkcijo $g(x)$ tako, da je izraz

$$F = \int_a^b \omega(x) [f(x) - g(x)]^2 dx, \quad (1.0)$$

ki je odvisen od parametrov funkcije $g(x)$, minimalen. Funkcijo $\omega(x)$ imenujemo utež. Utež je strogo pozitivna funkcija $\omega(x) > 0$ na integracijskem intervalu. Vzeli bomo, da se funkcija $g(x)$ izraža v obliki linearne kombinacije:

$$g(x) = \sum_{i=0}^n a_i g_i(x), \quad (1.1)$$

kjer so funkcije $g_0(x), g_1(x), \dots, g_n(x)$ linearno neodvisne. Iz potrebnega pogoja za nastop ekstrema za funkcijo F

$$\frac{\partial F}{\partial a_i} = 0 \quad (i = 0, 1, \dots, n), \quad (1.2)$$

ki je relativni minimum (1.0), dobimo tako imenovani normalni sistem enačb

$$\sum_{i=0}^n a_i (g_i, g_k) = (f, g_k) \quad (k = 0, 1, \dots, n), \quad (1.3)$$

za koeficiente linearne kombinacije a_i . Pri tem smo z

$$(g_i, g_k) = \int_a^b \omega(x) g_i(x) g_k(x) dx \quad \text{in} \quad (1.4a)$$

$$(f, g_k) = \int_a^b \omega(x) f(x) g_k(x) dx \quad (i, k = 0, 1, \dots, n) \quad (1.4b)$$

označili skalarni produkt funkcij.

Sistem normalnih enačb je enolično rešljiv, ker so funkcije $g_0(x), g_1(x), \dots, g_n(x)$ linearno neodvisne. Matrika koeficientov sistema (1.3) je simetrična. Za reševanje takega sistema je primerna metoda Choleskega. Koeficiente a_i lahko izračunamo neposredno, brez reševanja sistema enačb, kadar so funkcije v linearni kombinaciji paroma ortogonalne. To pomeni

$$(g_i, g_k) = 0 \quad \text{za } i \neq k \quad (1.5)$$

Sistem funkcij je ortonormiran, kadar velja:

$$(g_i, g_k) = \begin{cases} 0 & \text{za } i \neq k \\ 1 & \text{za } i = k \end{cases} \quad (i, k=0, 1, \dots, n). \quad (1.6)$$

Če funkcije v linearni kombinaciji tvorijo ortonormiran sistem (1.6), se rešitev normalne enačbe (1.3) poenostavi:

$$a_i = (f, g_i) \quad (i = 0, 1, \dots, n). \quad (1.7)$$

To je velika prednost ortonormiranega sistema funkcij, zato sisteme linearno neodvisnih funkcij, ki jih uporabljamo v nastavkih, ortonormiramo. Iz potenčnih funkcij $g_i(x) = x^i$ ($i=0, 1, \dots, n$) dobimo glede na izbor utežne funkcije in integracijskega intervala naslednje ortonormirane sisteme polinomov:

[a, b]	$\omega(x)$	Ortogonalni polinomi
[-1, 1]	1	Legendrovi polinomi $P_n(x)$
[-1, 1]	$\frac{1}{\sqrt{1-x^2}}$	Polinomi Čebiševa $T_n(x)$
[0, ∞)	e^{-x}	Laguerrovi polinomi $L_n(x)$
$(-\infty, \infty)$	$e^{-x^2/2}$	Hermitovi polinomi $H_n(x)$

Vsak končni interval [a,b] lahko s substitucijo

$$x = \frac{b+a}{2} + \frac{b-a}{2}t \quad (x \in [a, b], t \in [-1, 1]) \quad (1.8)$$

prevedemo na interval [-1, 1], za katerega imamo že pripravljen sistem ortogonalnih funkcij.

2.5.2 Aproximacija Čebiševa

Izrek Čebiševa

Aproximacija Čebiševa ali tudi enakomerna aproximacija minimizira največji odmik. Na intervalu $a \leq x \leq b$ aproksimiramo funkcijo $f(x)$ s funkcijo $g(x) = g(x; a_0, a_1, \dots, a_n)$ tako, da bo največja vrednost odmika s primernim izborom parametrov $a_i (i = 0, 1, \dots, n)$ minimalna:

$$\max_{a \leq x \leq b} |f(x) - g(x; a_0, a_1, \dots, a_n)| = \Phi(a_0, a_1, \dots, a_n). \quad (1.9)$$

Označimo maksimalni odmik funkcije $f(x)$ od funkcije $g(x)$ na intervalu $[a, b]$ z $D(f, g)$. Izrek Čebiševa pravi: za nek določen nabor parametrov funkcija $g(x)$ enakomerno aproksimira funkcijo $f(x)$ na intervalu $[a, b]$, če razlika $f(x) - g(x)$ zavzame vrednost $\pm D(f, g)$ z izmeničnimi spremembami znaka vsaj $n+2$ krat na intervalu $[a, b]$. Polinom enakomerne aproximacije je en sam.

Če na intervalu $[-1, 1]$ aproksimiramo po Čebiševu funkcijo $f(x) = x^n$ s polinomom $g(x)$ stopnje $\leq n-1$ in razliko $f(x) - g(x)$ normiramo, dobimo polinom Čebiševa $T_n(x)$. Razliko normiramo tako, da jo pomnožimo s takšnim faktorjem, da je njena maksimalna vrednost enaka 1. Razlika $f(x) - g(x)$ zavzame ekstremne vrednosti $\pm D(f, g)$ na robu in v natanko $n-1$ točkah v notranjosti intervala, ki ustrezajo ekstremnim vrednostim polinoma $T_n(x)$.

Najpomembnejše lastnosti polinomov Čebiševa:

Predstavitev:

$$T_n(x) = \cos(n \arccos x)$$

$$T_n(x) = \frac{1}{2} \left[\left(x + \sqrt{x^2 - 1} \right)^n + \left(x - \sqrt{x^2 - 1} \right)^n \right]$$

$$T_n(x) = \begin{cases} \cos nt, & x = \cos t \quad |x| < 1 \\ \cosh nt, & x = \cosh t \quad |x| > 1 \end{cases} \quad (n=1, 2, \dots)$$

Ničle $T_n(x)$:

$$x_\mu = \cos \frac{(2\mu-1)\pi}{2n} \quad (\mu = 1, 2, \dots, n).$$

Ekstremne točke $T_n(x)$ za $x \in [-1, 1]$:

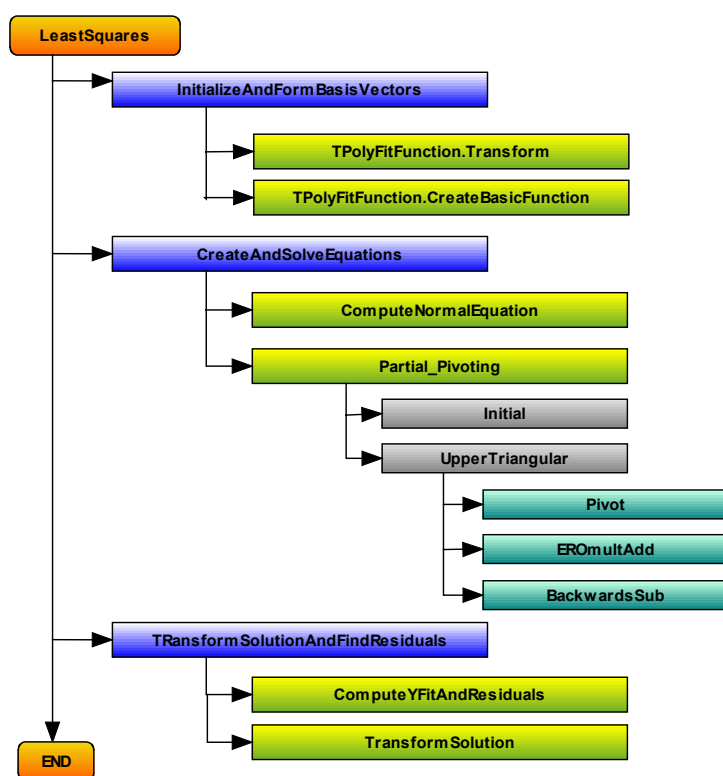
$$x_\nu = \cos \frac{\nu\pi}{n} \quad (\nu = 0, 1, 2, \dots, n)$$

Rekurzijska formula:

$$T_{n+1} = 2xT_n(x) - T_{n-1}(x) \quad (n = 1, 2, \dots; T_0(x) = 1, T_1(x) = x).$$

2.6 Algoritem aproksimacije

Algoritem za aproksimacijo podatkov smo pridobili kot odprto kodo v paketu komponent za Delphi z imenom DataMaster 2003. Sam algoritem zajema več različic aproksimacij z različnimi funkcijami kot so: Čebiševi polinomi, Fourierjeva vrsta, eksponentna in logaritemska funkcija. Algoritem sestoji iz več delov, ki si zaporedno sledijo, kot je prikazano na sliki 23.



Slika 23: Diagram poteka funkcije "LeastSquares"

2.6.1 InitializeAndFormBasisVectors

Ta procedura inicializira spremenljivke "Solution" in "Error" na vrednost nič, preveri pa tudi morebitne napake v podatkih. To izvajata podrejeni proceduri "TpolyFitFunction.Transform" in "TpolyFitFunction.CreateBasicFunction".

2.6.1.1 TpolyFitFunction.Transform

Ta procedura porazdeli podatke iz "XData" linearno na interval $[-1, 1]$ in jih zapiše v polje "WData". Prepišejo se tudi podatki iz polja "YData" v polje "ZData", vendar nespremenjeni.

2.6.1.2 TpolyFitFunction.CreateBasicFunction

Ta procedura ustvari matriko baznih vektorjev, ti vektorji so Čebiševi polinomi. Elementi te matrike so $\text{Basis}[i, j] = T[j]$, kjer je $T[j]$ j-ti bazni vektor preračunan pri vrednosti "WData[i]".

Vektorji so:

$$T[1] = 1$$

$$T[2] = x$$

$$T[3] = 2x * x - 1$$

$$T[4] = (4x * x - 3) * x$$

...

itd.

Ti vektorji so podani rekurzivno:

$$T[1] = 1, T[2] = x$$

$$T[j] = 2x * T[j - 1] - T[j - 2]$$

2.6.2 CreateAndSolveEquation

Ta procedura določi in reši normalen sistem enačb. Ta sistem je predstavljen v matrični notaciji kot "Coefficients – Solution = Constants". Ta matrična enačba je rešena s pomočjo Gaussove eliminacije z delnim pivotiranjem. Če ni nobene rešitve, algoritem vrne napako "Error 3". Ta del ima ponovno sledeče podrejene procedure: "ComputeNormalEquation" in "Parial_pivoting".

2.6.2.1 ComputeNormalEquation

Ta procedura določi normalni sistem enačb v obliki $Ax=B$, kjer je A matrika "Coefficients", b je vektor "Constants" in x je rešitev po metodi najmanjših

kvadratov. Normalne enačbe so izpeljane iz baznih funkcij in pogoja za najmanjše kvadrate. Algoritem za njihovo določitev je sledeči:

$$Coefficients[i, j] = \sum_{K=1}^{NumPoints} Basis[k, i] - Basis[k, j]$$

$$Constants[i] = \sum_{k=1}^{NumPoints} YData[k] - Basis[k, i]$$

2.6.2.2 Partial_pivoting

Ta procedura rešuje normalni sistem enačb s pomočjo pivotiranja. Zajema sledeče podrejene procedure: "Initial" in "UpperTriangular".

2.6.2.2.1 Initial

Ta procedura preverja napake v dimenzijah matrik. Vrne tudi trivialno rešitev, če je dimenzija enaka 1.

2.6.2.2.2 UpperTriangular

Ta procedura naredi matriko "Coefficients" zgornje-trikotno. Če je kateri element na glavni diagonali zgornje-trikotne matrike enak 0, je matrika "Coefficients" singularna, kar pomeni da ni enolično določene rešitve, zato algoritem vrne napako "Error 2". Za to določitev so klicane še dodatne procedure: "Pivot", "EROMultAdd" in "BackwardsSub"

2.6.3 TransformSolutionAndFindResiduals

Ta procedura izračunava vrednosti aproksimacije. Produkti te procedure so tudi vrednosti standardne deviacije in variance. Tukaj so klicane procedure "ComputeYFitAndResiduals" in "TransformSolution".

2.6.3.1 ComputeYFitAndResiduals

Ta procedura izračuna aproksimacijo s podatki v polju "WData". Izračuni med aproksimacijo in dejanskimi vrednostmi so zapisani v spremenljivki "Residuals"

$$Standardna\ deviacija = \sqrt{\sum (YData[i] - YFit[i])^2 / (NumPoints - NumTerms - 2)}$$

2.6.3.2 TransformSolution

Rešitev po metodi najmanjših kvadratov je bolj uporabna v obliki polinomov po potencah, kot pa po Čebiševih polinomih. Ta transformacija poteka v tem delu algoritma.

3 Analiza

Pri analizi smo skušali določiti meje, v katerih celotni merilni sistem daje verodostojne rezultate. Ugotovili smo, da je veliko vplivnih dejavnikov, ki v signal vnašajo motnje. Prisotnih je več vrst motenj in sicer: motnje, ki nastajajo v samem vezju, in motnje, ki izhajajo iz fizioloških sprememb v telesu. V prvo skupino spadajo:

- moteč signal frekvence 50 Hz,
- občasne hitre spremembe (t.i. "špice" signala),
- vpliv regulatorja na signal,
- ostale motnje.

V drugi skupini so:

- spremembe amplitude v odvisnosti od sile med senzorjem in prstom,
- spremembe periode pri zadržanju diha,
- ostale motnje fiziološkega značaja telesa.

Sama analiza zajema tudi primerjavo zajetih signalov pri ljudeh različnih starosti, prav tako pa so zabeleženi primeri, v katerih algoritem neuspešno določi periode.

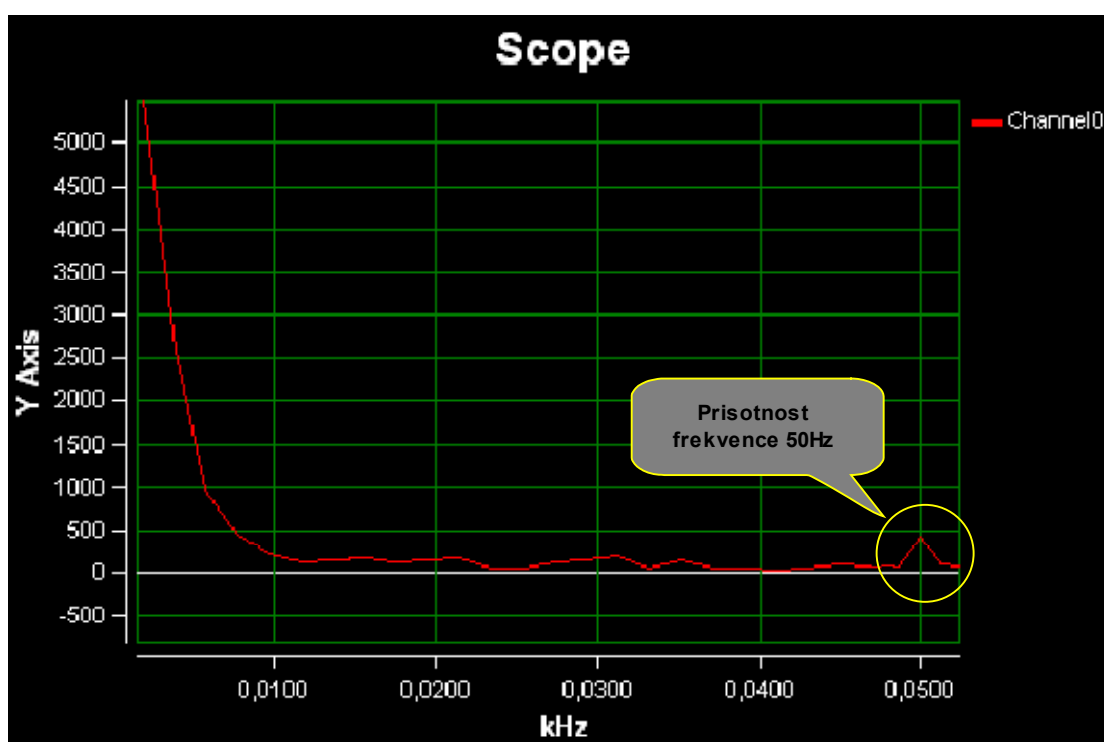
3.1 Motnje vezja

Prototipna naprava za zajem podatkov je sestavljena iz elektronskih komponent, ki so nameščene na testni plošči. Zaradi relativno stare testne plošče so nekateri kontakti umazani, s tem pa je njihova prevodnost manjša. Vsak oslavljen kontakt vnaša v vezje določeno anomalijo v delovanju. Ker so elementi samo pritrjeni z vzmetenjem in niso spajkani, so občutljivi na tresljaje in premike. Pogostokrat se zgodi, da zaradi tega ni komunikacijskega signala, problemi se pojavljajo na podatkovnih linijah bralno-pisalnega pomnilnika (RAM), kot tudi pri sami analogno-digitalni pretvorbi.

3.1.1 Moteč signal frekvence 50 Hz

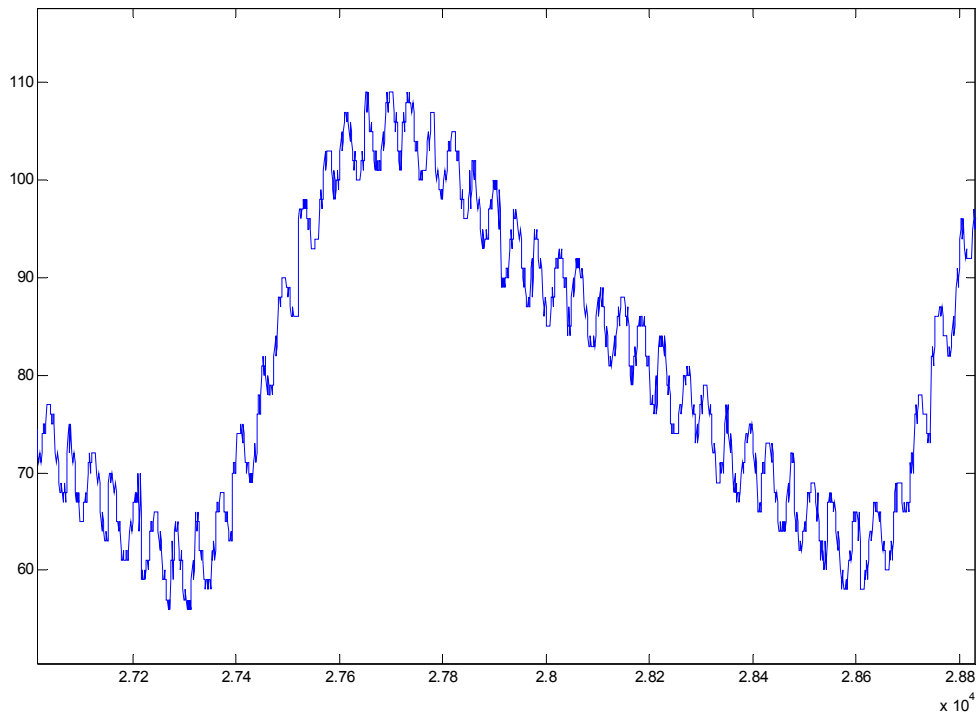
Zaradi parazitnih kapacitivnosti med napajalnimi in signalnimi linijami, ali pa z morebitnimi induktivnimi sklopitvami napajalne in signalne linije se v signal prišteva motnja. Ta motnja ostaja prisotna vse do analogno-digitalne pretvorbe,

zato se njen vpliv prenese v računalnik. Frekvenca te motnje je 50 Hz, kar pomeni, da se nekako v naš merilni sistem prikrade frekvenca iz omrežja. Ker je na samem vezju prisotno nizko prepustno sito z mejno frekvenco nekaj Hz, bi ta motnja morala biti odpravljena. To izhaja iz dejstva, da sito ne deluje neskončno dobro, lahko pa se tudi preko parazitnih kapacitivnosti motnja prišteva za sitom in zato tega ne more eliminirati. Da bi lahko določili frekvenco te motnje smo napisali algoritem, ki izračuna fourierjevo analizo signala in jo izriše na grafu. Ker je fourierjeva analiza neustrezna pri predstavitvi podatkov pri poligrafu, je ta del algoritma v programu izvzet. Na spodnji sliki je vidno, da je prisotna frekvenca 50 Hz.



Slika 24: Fourierjeva analiza signala, prisotnost moteče frekvence 50 Hz

Na Sliki 25 je prikazan digitaliziran zajet signal in prisotnost šuma in motenj.



Slika 25: Prisotnost šuma v signalu

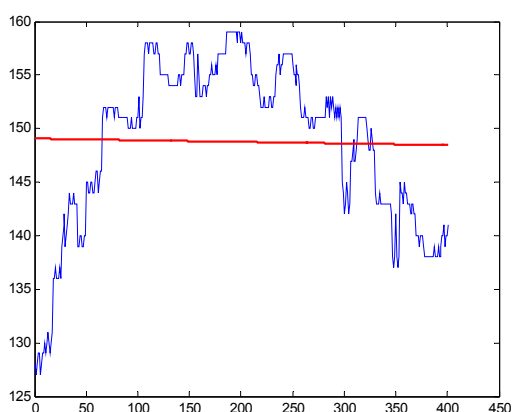
Same meritve so pokazale, da ta šum po vrednosti v splošnem ni zanemarljiv temveč predstavlja kar visok procent celotnega signala. Sama vrednost motečega signala se spreminja naključno, lahko pa v najslabšem primeru doseže vrednost preko 20. Glede na to, da so podatki v območju od 0-255 pomeni, da 7,8% signala predstavlja šum. Dejanski izračun je še nekoliko bolj zaskrbljujoč ob predpostavki, da signal ni nikoli razporejen v mejah od 0-255, temveč je razpon, ki ga določa regulator, od 70 pa do 230. Pri tem izračunu je v signalu 28.5% oziroma 8.6% šuma. Vrednost šuma je proporcionalna z ojačanjem: s povečanim ojačenjem je večja tudi vrednost šuma. Vplive te motnje algoritem uspešno izniči z aproksimacijo podatkov v okolici lokalne maksimalne vrednosti signala s polinomom nižje stopnje.

3.1.2 Pravilna določitev stopnje aproksimacijskega polinoma in vrste aproksimacije

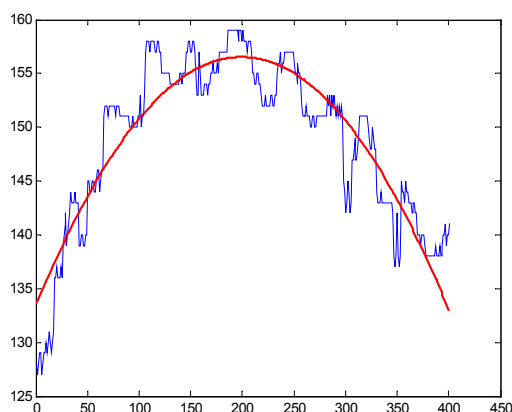
Implementacija odprte kode, ki je del komponente Data Master 2003, omogoča več vrst aproksimacij podatkov. Tako lahko podatke aproksimiramo na sledeče načine:

Aproksimacija	Funkcija, na kateri se išče rešitev po metodi najmanjših kvadratov
Čebiševi polinomi	$f(x) = \sum_{i=1}^n (a[i] * T_i[x])$
Trigonometrične funkcije (Fourierjeva vrsta)	$f(x) = a[0] + \sum_{i=1}^{n/2} (a[i] - \cos(ix) + a[i+1] - \sin(ix))$
Potenčna funkcija	$f(x) = A * X^B$
Eksponentna funkcija	$f(x) = A * e^{bx}$ $\ln(f(x)) = \ln(A) + B * X$

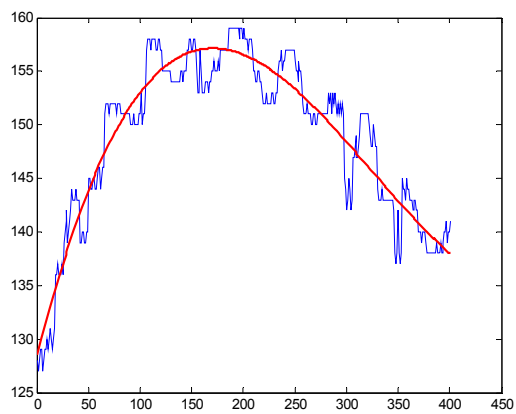
Izkazalo se je, da je v našem primeru najprimernejša metoda s Čebiševimi polinomi. Postavilo se je vprašanje, katera stopnja polinoma je najprimernejša. Aproksimirana funkcija namreč izniči moteči signal in ostala hitra nihanja, poleg tega pa mora biti izrazit vrh s samo enim maksimumom. Meritve smo izvajali na istem vhodnem signalu, spreminjali smo le stopnjo Čebiševih polinomov.



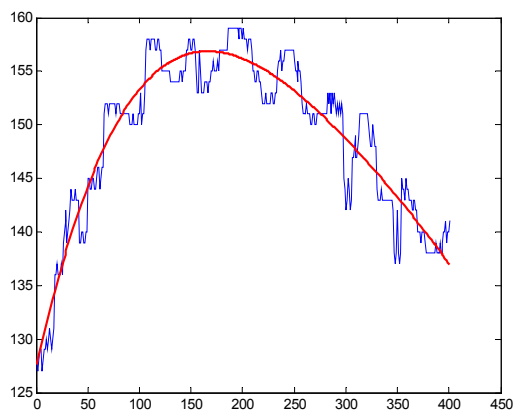
1.red



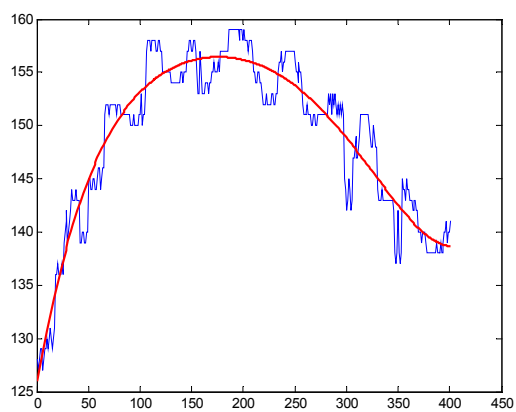
2. red



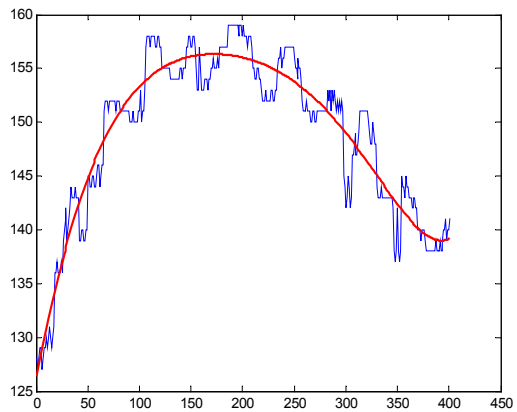
3. red



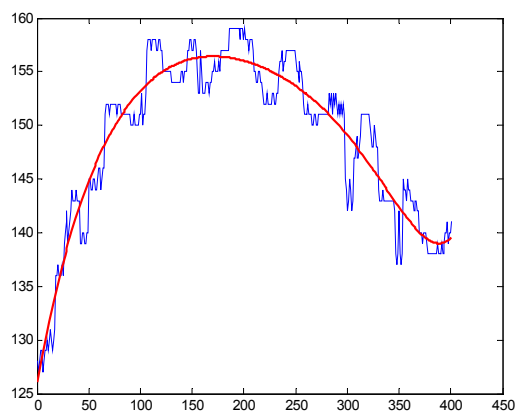
4. red



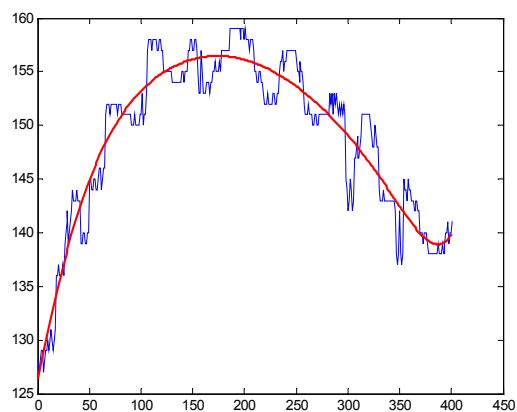
5. red



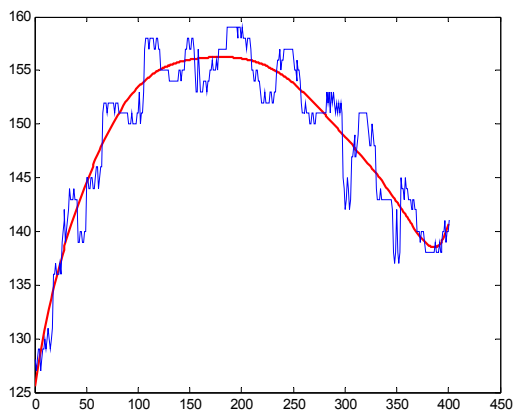
6. red



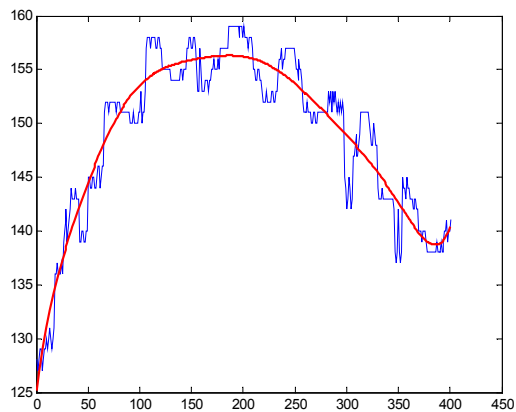
7. red



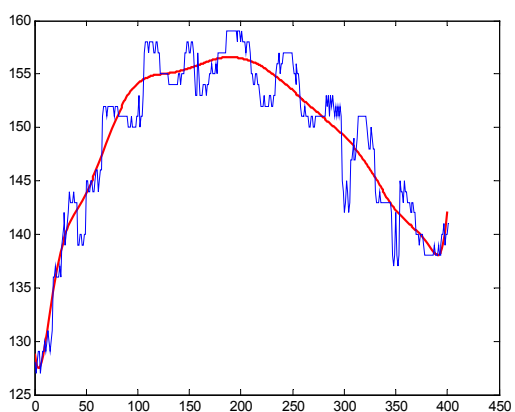
8. red



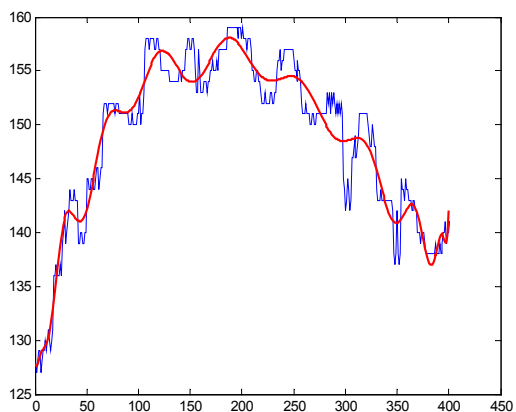
9. red



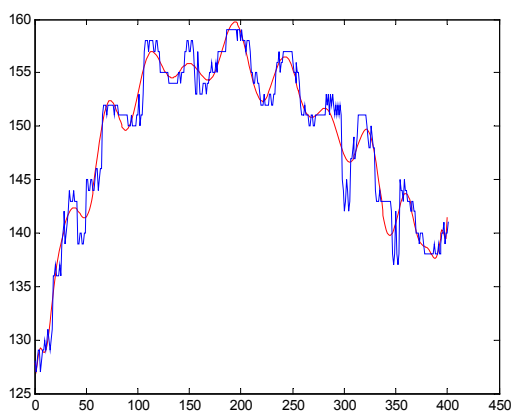
10. red



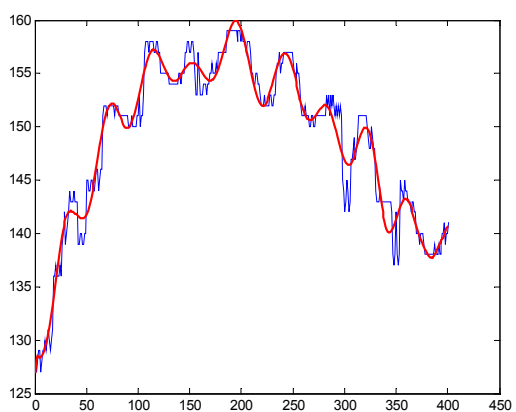
14. red



24. red



29. red



31. red

Slika 26: Aproksimacije različnih redov

Te meritve so pokazale, da je uporaba višjih stopenj Čebiševih polinomov za naš problem popolnoma neustrezna. Prav tako je razvidno, da najnižje stopnje tudi

ne ustrezajo pogojem. V primeru 1. reda že na oko vidimo, da je aproksimacija neustrezna, saj aproksimira podatke kot premico. V primeru 2. reda, je izrazito določen vrh, saj praktično določamo parabolo glede na dane podatke. Da je aproksimacijska funkcija parabola, izhaja iz same definicije Čebiševskega polinoma 2. reda:

$$T_2(x) = 2x^2 - 1$$

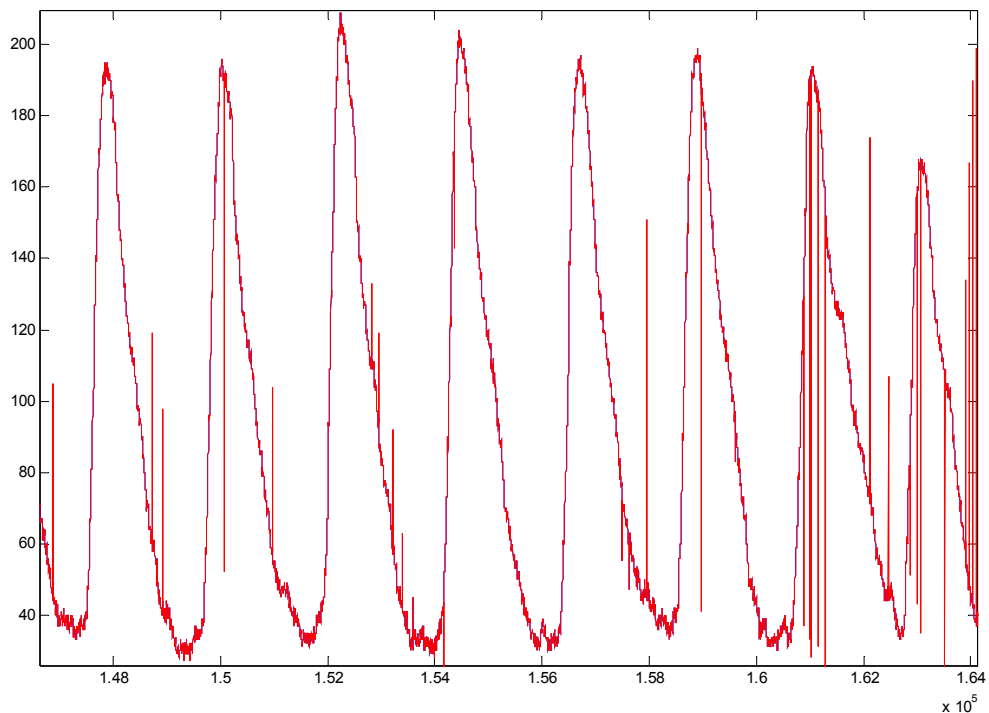
Kljub temu, da ima ta aproksimacija izrazit vrh, ima tudi lastnost, da je parabola simetrična glede na polovico intervala števila podatkov. Tako je vrh vedno na polovici tega intervala, kar pa v našem primeru ni zadostno, saj se dejanski vrh podatkov nahaja na drugi lokaciji.

Če pogledamo, kakšna je aproksimacija 3. reda, vidimo, da že daje zadovoljive rezultate, tako za zahtevo po izrazitem vrhu, kot po eliminaciji motenj in sledenju vrednostim signala. Bolj ko se povečuje red Čebiševskih polinomov, bolj se podatki poizkušajo prilagoditi hitrim spremembam v signalu. Če pogledamo graf, ki prikazuje 31. red polinoma, je aproksimacija lepa slika vrha signala, h kateremu je prištet moteč signal manjše amplitude.

Za določitev vrha signala smo izbrali 4. red Čebiševskega polinoma. Naj omenimo, da je 31. red največji red, ki ga algoritem še lahko izračunava. To izhaja predvsem iz dejstva, da je za vsako višjo stopnjo polinoma potrebno povečati dinamično polje, za količino obdelovalnih podatkov. Pravzaprav govorimo o več dimenzionalnih matrikah, katerih prostostna stopnja je v našem primeru omejena na 31. Z uporabo manjše stopnje smo pridobili tudi pri procesorski obremenitvi, saj algoritem obdeluje manjšo količino podatkov.

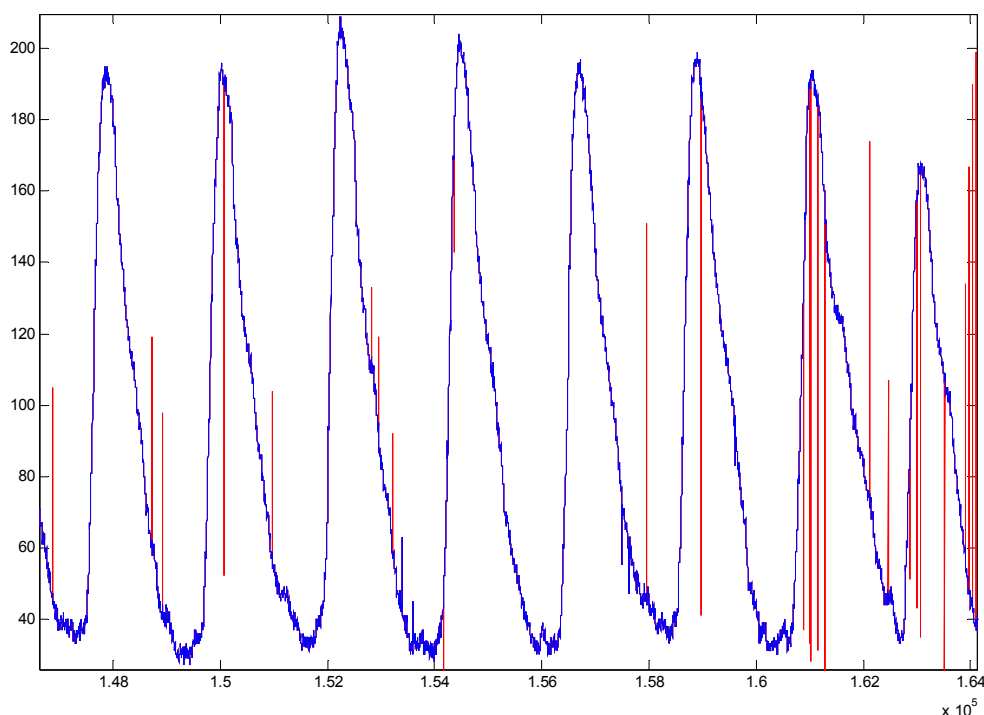
3.1.3 Občasne hitre spremembe

Digitalizirani podatki, ki prispejo v računalnik, včasih vsebujejo nenavadno hitre spremembe signala. To so tako imenovane "konice" signala.



Slika 27: Signal, kjer so prisotne hitre spremembe ("konice")

Na zgornji sliki je razvidna prisotnost nenadnih sprememb signala samo za en vzorec, nadaljnji zajeti vzorci sledijo signalu in so verodostojni. Ker so te hitre spremembe prisotne samo v enem vzorcu, jih lahko s pomočjo algoritma zaznamo in izničimo. Sam algoritem deluje tako, da izračunava odvod oziroma spremembo dveh zaporednih vrednosti. Če vrednost odvoda presega vrednost 20 potem algoritem v delovno polje podatkov zapiše prejšnjo vrednost signala. Na spodnji sliki je signal modre barve tisti, ki ga algoritem nadalje obravnava v obdelavi, z rdečo barvo pa so obarvane tiste hitre spremembe, ki jih je algoritem uspešno odstranil. Videti je, da kljub temu prihaja do primerov, ko ta motnja ni uspešno odstranjena.

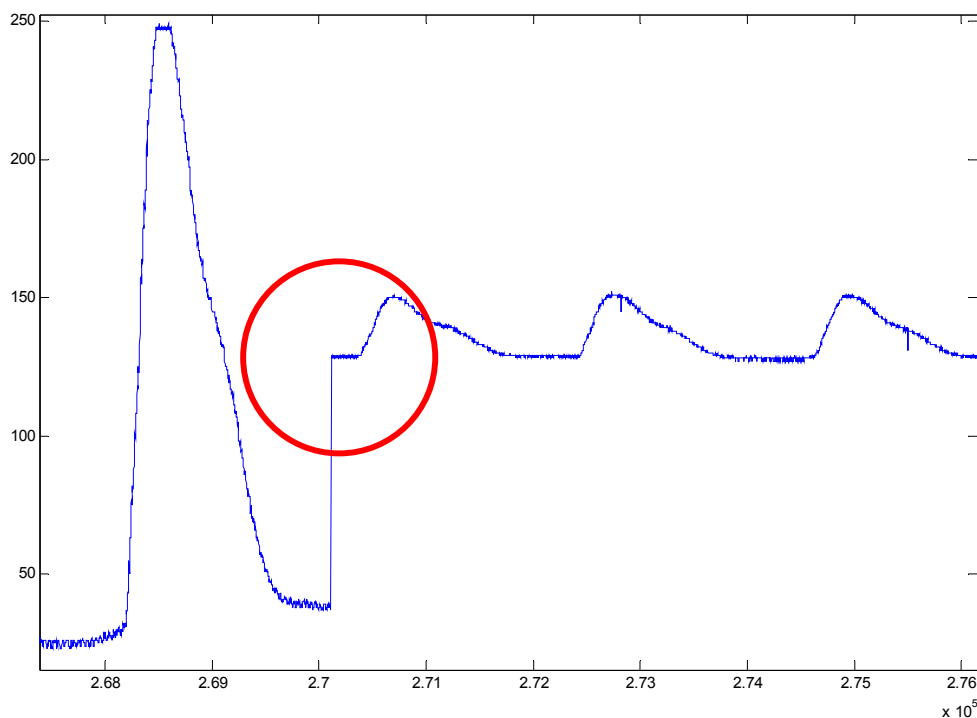


Slika 28: Signal brez hitrih sprememb vrednosti, rdeči deli so eliminirani

Algoritem ni sposoben razločiti med trenutno hitro spremembo in hitro rastočim signalom. Meje vrednosti odvoda nismo mogli določiti nižje od 20, saj smo opazili, da lahko signal, ki se razprostira preko celotnega območja (0-255), narašča na levi strani boka signala tudi za 17. Temu smo dodali še nekaj rezerve in nastavili mejo na 20. Vrednosti, katerih odvod je manjši od 20, na mestih kot je vidno na sliki 28, ne predstavlja velikih težav pri določanju periode signala. Morebitne napake bi se pojavile, če bi ta sprememba bila prisotna pri kakšnem vrhu signala, saj bi ta vrednost morebiti spremenila pravilen potek aproksimacije in bi bila s tem perioda neustrezna. Na žalost algoritem ne zaznava takšnih napak, zato tudi ne signalizira uporabniku prisotnosti te napake.

3.1.4 Vplivi regulatorja na signal

Algoritem vsebuje regulator, ki uravnava signal tako, da je ta v nekih predpisanih mejah. Zaradi zakasnitev in stopenjskega delovanja prihaja do skokov in prekinitev signala. Najbolj očitne so spremembe, kadar regulator uporablja večje ojačenje, saj takrat pride do velikih sprememb v amplitudi.



Slika 29: Hiter skok signala, zaradi delovanja regulatorja z večjim ojačenjem

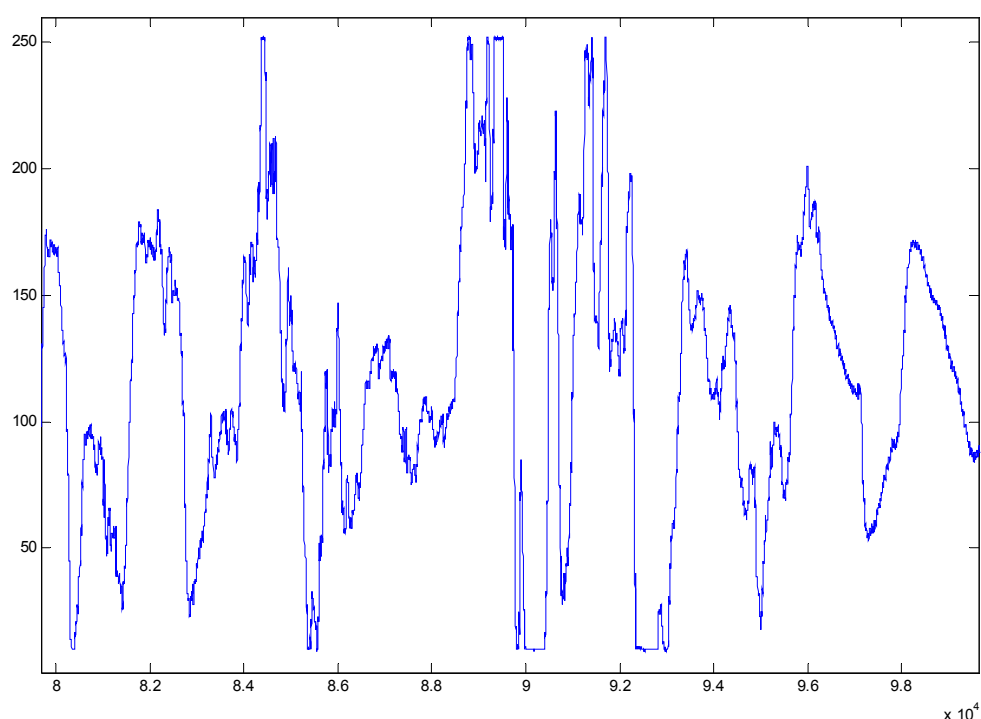
V kolikor nastopi sprememba regulatorja na mestu, kot je to videti na zgornji sliki, torej ob najnižji vrednosti, je sama določitev periode signala še vedno točna. Regulator spreminja svoje nastavitve ob izteku intervala za določanje maksimalne vrednosti tako, da je v večini primerov ravno to na mestu, kjer je signal najmanjši. Neugodne razmere pri tej motnji bi se pojavile v primeru, da bi regulator spremenil svoje nastavitve v bližini vrha. Takrat bi prišlo do sprememb, ki bi pokvarile izrazit bok signala, zaradi česar bi bila aproksimacija napačna. Primeri teh napak so sledeči:

- vmesni izravnalnik je prepoln, tako da je zakasnitev večja. Ker se spremembe nastavitvev regulatorja neposredno odražajo na zajemanju signala, sam zapis v delovno polje pa je za velikost podatkov v izravnalniku zakasnen, se lahko zgodi, da je sprememba regulatorja ravno na vrhu signala, kar je neugodno
- perioda signala se približuje vrednosti intervala za določitev maksimalne vrednosti. Ta interval ima dve možni vrednosti in sicer 1100 za daljše periode in 700 za krajše periode. Bolj ko se perioda signala približuje

vrednosti intervala, bližje je morebitna sprememba regulatorja samemu vrhu, kar je neugodno.

3.1.5 Ostale motnje

V to skupino spadajo motnje, ki se pojavijo zaradi problemov s kontakti na testni plošči, ko ne dobimo nobenega signala iz sprejemne diode senzorja, ali pa je senzor neustrezno pritrjen. Primer teh motenj je viden na spodnji sliki.



Slika 30: Motnje zaradi slabih kontaktov

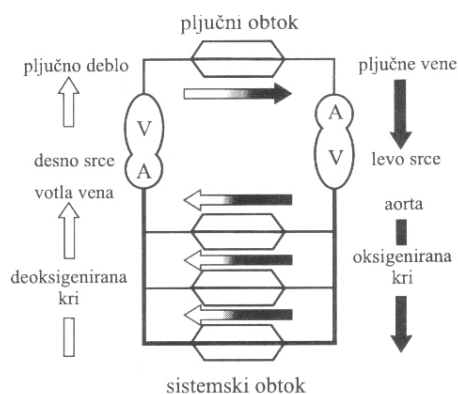
3.2 Motnje zaradi fizioloških in drugih sprememb v telesu

V tem okviru so te motnje tretirane kot spremembe v periodi ali amplitudi signala, ki nastanejo zaradi hotene ali nehotene fiziološke ali druge spremembe v telesu. Ker ta sistem predstavlja del skupnega raziskovalnega projekta gradnje poligrafa, smo skušali prikazati in razložiti primere, kjer bi se poprej omenjene spremembe odražale na samem poligrafu.

Poligrafist pri spraševanju poskuša s spremljanjem fizioloških sprememb v telesu vprašanega določiti, ali je njegov odgovor resničen ali ne. V kolikor bi bile spremembe prisotne, tako pri pravilnem kot pri napačnem odgovoru, poligrafist ne bi mogel z gotovostjo trditi ali se je vprašani zlagal ali ne. Obstajajo primeri, ko kljub avtonomni telesni regulaciji človek lahko v določeni meri vpliva na fiziološke spremembe v telesu. Ena od možnosti je zadržanje diha, obstajajo pa tudi druge možnosti, ki se jih poslužujejo tisti, ki poskušajo uspešno prestati poligrafski test tudi z laganjem, in sicer: z grizenjem jezika, ščipanjem in zbadanjem. V našem primeru se je izkazalo, da lahko ustvarimo motnjo tudi s premikom roke, ali povečanim pritiskom na senzor. Preden se podamo v samo analizo zgoraj omenjenih motenj, bomo opisali fiziologijo srca in krvnih obtočil ter dihanja.

3.2.1 Fiziologija srca in krvnih obtočil

[3, stran: 19-25] Preprost model krvnih obtočil sestavljajo: mišična črpalka (srce) in dva funkcionalno različna odseka žilja, sistemski in pljučni krvni obtok. Če levo in desno stran srca obravnavamo kot dve ločeni črpalki, potem vidimo, da sta sistemski in pljučni krvni obtok vezana zaporedno, drug za drugim, v krogu. Nasprotno velja, da so organi in tkiva s svojim žiljem v sistemski krvni obtok praviloma vpeti kot vzporedno vezane zanke.



Slika 31: Glavni elementi krvnih obtočil

Takšna organizacija krvnih obtočil ima velik fiziološki pomen. Pretok skozi žilo ali organ (enačba 2.0) je namreč premosorazmeren upor (R) proti toku krvi.

$$Q = \Delta P / R \quad (\text{enačba 2.0})$$

Q: pretok (l min^{-1}), ΔP : gradient tlaka (mm Hg), R: upor (mm Hg min l^{-1})

Vzporedna vezava organov omogoča ločeno uravnavanje pretoka s spreminjanjem upora v žilah posameznih organov, pri tem pa – zaradi hkratnega uravnavanja sistemskega arterijskega tlaka – pretok skozi ostale, predvsem ključne organe (npr. možgane), ni moten.

Pretok krvi skozi sistemski obtok je odvisen predvsem od delovanja levega prekata, ki iztiska kri v aorto. Iz aorte se odcepljajo velike arterije, ki vodijo kri v posamezne predele telesa in organe. Velike arterije se nato razvijejo v manjše arterije, te pa nato v arteriole in te v kapilare. Kapilare predstavljajo kraj izmenjave plinov in hranilnih snovi med krvjo in intersticijsko tekočino. Iz kapilar se kri vrača po venulah in venah v zgornjo in spodnjo votlo veno in od tu v desni preddvor. Kri skozi pljučni obtok poganja desni prekat, ki se polni iz desnega preddvora, in iztiska kri v pljučno deblo, od tod pa v pljučne arterije, arteriole in kapilare. Med kapilarami in pljučnimi alveoli poteka izmenjava plinov z difuzijo: O_2 iz vdihanega zraka v alveolih vstopa v kri, iz krvi pa se izloča CO_2 , ki ga izdihamo. Po pljučnih venah teče kri bogata s kisikom (oksigenirana kri) v levi preddvor in od tod v levi prekat.

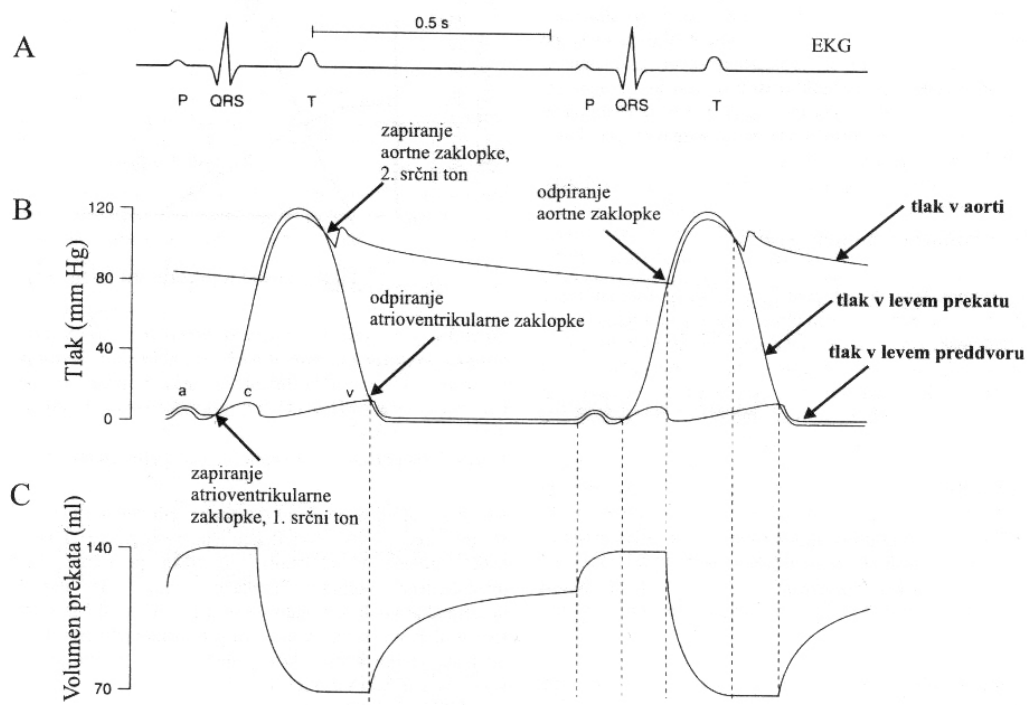
Srce je mišična črpalka, zgrajena iz dveh preddvorov in dveh prekatov. Med vsakim preddvorom in prekatom ter med prekatom in veliko arterijo je zaklopka, ki preprečuje vzratni tok krvi. Podlaga za mehanično dejavnost srca je njegova avtonomna električna aktivnost. Ta aktivnost je posledica posebnih značilnosti dela srčnega tkiva, ki je vir spontane električne aktivnosti v srcu, t.i. prevodnega sistema. Ta sistem sestavljajo skupki specializiranih celic v steni srčnih votlin (ti. Sinoatrialni in atrioventrikularni vozeli) in posebne povezave med njimi in mišičnimi celicami v steni prekatov (Hisov snop in Purkynjeva vlakna).

Sinoatrialni vozeli je tisti skupek specializiranih celic v srcu, ki s svojim ritmičnim proženjem akcijskih potencialov narekuje normalni srčni ritem, zato mu pravimo tudi ritmovnik (angl. pacemaker). Posebnost specializiranih celic sinoatrialnega vozla je, da njihov membranski potencial ne miruje. Membranski potencial teh celic ves čas spontano valuje tako, da se v njih ritmično prožijo akcijski potenciali vsakič, ko depolarizacija doseže prag. Vzrok za spontano električno aktivnost teh celic leži v prevodnih lastnostih njihove membrane. V srcu obstaja več skupkov celic, ki so sposobne spontanega ritmičnega proženja akcijskih potencialov. V zdravem srcu določa ritem tista skupina celic, ki ima največjo frekvenco

proženja, t.j. sinoatrialni vozle v steni desnega preddvora, blizu vtoka zgornje votle vene. Urejeno hitro širjenje akcijskega potenciala po vlaknih prevodnega sistema in skozi srčno mišico povzroči krčenje mišičnih celic preddvorov in prekatov v določenem zaporedju: depolarizacija preddvorov povzroči njihovo skrčenje, temu pa sledita depolarizacija in skrčenje prekatov.

3.2.1.1 Srčni cikel

Srčni cikel je sklenjeno zaporedje električnih in mehanskih dogodkov v srcu. Zato, da srce deluje kot učinkovita črpalka, se mora krčiti časovno usklajeno in s primerno frekvenco. Če vzporedno prikažemo sočasne električne in mehanske dogodke v srcu na skupnem diagramu, lahko sledimo značilnemu zaporedju dogodkov v srčnem ciklusu (slika 32).



Slika 32: A) Normalen EKG zapis, B) spremembe tlakov v levem preddvoru, levem prekatu in aorti med srčnim ciklusom in nastanek prvega in drugega srčnega tona, ter C) spremembe volumna prekata med srčnim ciklusom

Kri, ki priteče v preddvora mora najprej v prekate, od tod pa v velike arterije. Zato, da kri steče iz preddvora v prekat, mora tlak v preddvoru preseči vrednost tlaka v prekatu. To se dogaja med srčnim ciklusom vse od odprtja atrioventrikularnih zaklopk do konca aktivnega iztisa krvi iz depolariziranih preddvorov. Ko se nato val depolarizacije po prevodnem sistemu razširi v

miokard prekata (zobci QRS v EKG), se skrčita tudi ta dva predelka srca. Kmalu po začetku krčenja prekatov tlak v njih preseže vrednost tlaka v preddvorih in zaprejo se atrioventrikularne zaklopke. Zaprtje teh zaklopk povzroči turbulentni tok krvi in vibracije, ki jih na površini prsnega koša slišimo kot prvi srčni ton. To označuje začetek srčne sistole, t.j. tistega dela srčnega ciklusa, med katerim srce iztiska kri v arterije. Ta začetni del sistole, ko se zaradi krčenja prekata v njem vrednost tlaka strmo dviga, obenem pa še ni dosegel vrednosti tlaka v aorti in se iztis krvi dejansko še ni pričel, imenujemo izovolumetrična kontrakcija. Izraz pomeni skrčenje prekata, med katerim se njegov volumen ne spremeni.

V nekem trenutku med krčenjem tlak v prekatu preseže vrednost tlaka v veliki arteriji, ki iz njega izhaja, in od tedaj kri teče med krčenjem prekata v žilo. Ko se začne relaksacija prekatov, tlak v prekatu pade pod vrednost tlaka v aorti in se zato zaprejo tudi zaklopke na velikih arterijah: aorti in pljučnem deblu. Tudi ta dogodek izzove vibracije, ki jih slišimo kot drugi srčni ton, takrat je konec sistole in začetek diastole. Na začetku diastole se prekat po iztisu postopno relaksira, tlak v njem pade pod raven tlaka v aorti, hkrati pa je večji od tlaka v preddvoru, tako aortna kot atrioventrikularna zaklopka sta zaprti. Ta del diastole, ko tlak v prekatu pada, njegov volumen pa se ne spreminja, imenujemo izovolumetrična relaksacija. Nato se odpro atrioventrikularne zaklopke in kri v diastoli iz preddvorov teče v prekate. Sistola je normalno krajša od diastole, kar pomeni, da je faza iztisa krvi iz srca v obtok krajša od faze polnjenja srca s krvjo iz obtoka. Če se poveča frekvenca bitja srca, se trajanje srčnega ciklusa skrajšuje in to predvsem s skrajševanjem diastole.

3.2.1.2 Spreminjanje tlaka v velikih žilah med srčnim ciklusom

Tlak v aorti zaradi prekinjajočega se iztisa krvi iz srca ni stalen, pač pa niha med največjo vrednostjo, ki jo doseže med sistolo (okrog 120 mm Hg), in najmanjšo, ki jo doseže ob koncu diastole (okrog 80 mm Hg). Med sistolo tlak v aorti tesno spremlja tlak v prekatu, ko pa se prične prekat relaksirati, vidimo, da tlak v aorti pada precej manj strmo kot v prekatu. Tak počasen padec tlaka je posledica elastičnih lastnosti aorte, ki ublažijo znižanje tlaka zaradi hitrega odtekanja krvi iz aorte v velike arterije. Ker pada tlak v levem prekatu hitreje kot v aorti, se

krivulji pritiskov za aorto in levi prekat ponovno sekata. V tistem trenutku se aortna zaklopka zapre, kar prepreči vzvratni tok krvi v levi prekat.

3.2.1.3 Sistemski krvni obtok – arterijski tlak

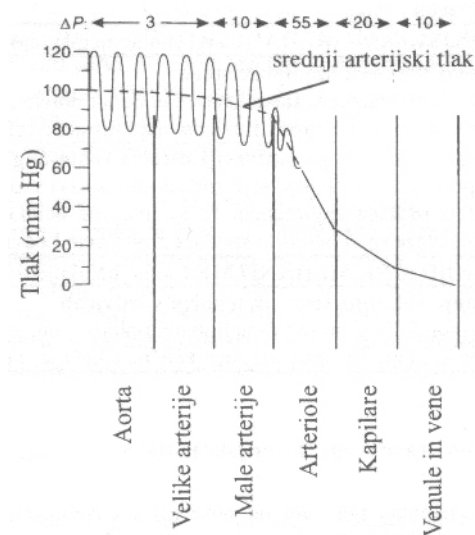
Srce s svojo črpalno dejavnostjo ustvarja razliko pritiskov med aorto in desnim preddvorom. Posledica nastale tlačne razlike je tok krvi iz aorte, skozi arterije, arteriole, kapilare, venule in vene v desni preddvor. Tlak niha med največjo vrednostjo v sistoli in najmanjšo v diastoli. Zaradi različne zgradbe posameznih odsekov krvnih obtočil je v njih različen upor, kar povzroči tudi različen padec tlaka. Največji upor toku krvi je v arteriolah sistema krvnega obtoka, zato je ta odsek žilja tudi mesto največjega padca tlaka. V velikih arterijah pa je tlak zelo podoben tistemu v aorti tako po svojih absolutnih vrednostih, kot po nihanju med sistolično in diastolično vrednostjo.

3.2.1.4 Arterijski tlak, periferni upor, pretok

Za to, da teče tekočina po cevi, je potrebno napraviti razliko tlakov med obema koncema cevi. Potrebna razlika tlakov med obema koncema cevi, po kateri teče tekočina, bo pri stalnem pretoku večja, če bo upornost cevi večja (manjši premer cevi). Prav tako bo pri stalni upornosti cevi razlika tlakov večja, če bo pretok skozi cev večji. Velikost razlike tlakov med obema koncema cevi je matematični produkt pretoka skozi cev in upora cevi:

$$\Delta P = Q \cdot R$$

(enačba 2.1)



Slika 33: Krvni tlak v sistemske krvnem obtoku. Medtem ko se srednji arterijski tlak (prekinjena črta) le malo spremeni vse do drobnih arterij, v arteriolah močno pade, ker je skupni upor v tem odseku obtočil največji. Kljub temu, da je premer kapilare manjši kot premer arteriole, je skupni presek vseh kapilar veliko večji, zaradi česar je skupni upor manjši kot v arteriolah. Vene zelo malo prispevajo k skupnemu perifernemu upor v obtočilih.

Če zgoraj navedena dejstva prenesemo na sistemski krvni obtok, je ΔP razlika tlakov (120/80 mm Hg) in desnim preddvorom (0 mm Hg), Q pa je celotni pretok skozi krvni obtok, količina krvi, ki jo v minuti srce iztisne v krvni obtok (MVS), in R_p je periferni upor. Velikost tlačne razlike je zato praktično enaka vrednosti tlaka v aorti. V normalnih razmerah bo ta enak tlaku v velikih arterijah (P). Od tod sledi temeljna zakonitost:

$$P_a = MVS \cdot R_p \quad (\text{enačba 2.2})$$

Vidimo, da je pri stalnem pretoku arterijski tlak odvisen od perifernega upora. To pomeni, da je padec tlaka na določenem odseku žilja odvisen od tega, kakšen upor proti toku krvi predstavlja določen odsek žilja. Padec arterijskega tlaka je največji na arteriolnem delu arterijskega sistema. Arteriole predstavljajo kar 55% celotnega upora toku krvi skozi žilje (periferni upor). Upornost arteriol je med drugim odvisna tudi od aktivnosti vegetativnega živčevja (npr. simpatična vazokonstrikcija zoži premer arteriol in zveča upor).

3.2.1.5 Uravnavanje arterijskega tlaka

Arterijski tlak je gonilo pretoka v sistemske krvnem obtoku. Uravnavanje arterijskega tlaka je mogoče bodisi s spreminjanjem minutnega volumna srca, ali pa s spreminjanjem perifernega upora. Periferni upor je uravnavan predvsem s spreminjanjem premera arteriol. Spremembe v minutnem volumnu srca pa so lahko posledica sprememb venskega priliva v srce ali pa črpalne funkcije srca. Mehanizmi za uravnavanje arterijskega tlaka so lahko po svojem odzivu in trajanju hitri (kratkoročni) in zagotavljajo uravnavanje arterijskega tlaka iz trenutka v trenutek, ali pa počasni (dolgoročni), ki uravnavajo arterijski tlak tekom daljšega časa.

3.2.1.6 Kratkoročno uravnavanje arterijskega tlaka

Poglavitna aferentna pot vodi od posebnih mahanoreceptorjev (baroreceptorjev), občutljivih na nateg stene žile, v podaljšano hrbtenjačo, kjer je vazomotorični center. Priliv signalov iz baroreceptorjev normalno zavira vazomotorični center. Vazomotorični center poveča dejavnost simpatičnega živčevja, ki oživčuje srce in žile. Aktivacija simpatikusa povzroči porast arterijskega tlaka na več načinov:

- kot smo že ugotovili, simpatikus s svojim pozitivnim inotropnim in kronotropnim učinkom na srce poveča črpalno dejavnost srca,
- simpatična vlakna v steni arteriol sproščajo noradrenalin, ki povzroči kontrakcijo gladkomišičnih celic v steni arteriol in s tem zoženje arteriol in povečanje perifernega upora. Zaradi kontrakcije arteriol se zmanjša hidrostatski tlak na arterijskem delu kapilar, kar povzroči povečano absorpcijo tekočine iz intersticija. Zaradi tega se kmalu poveča tudi volumen krvi, z njim pa tudi venski priliv v srce,
- simpatična vlakna v venah povzročijo povečan tonus stene ven (venokontrakcijo), ki ima majhen vpliv na periferni upor, bistveno pa se zmanjša raztegljivost ven, kar iztisne kri iz ven (normalno je v venah sistemskega obtoka okoli 60% celotnega volumna krvi) in močno poveča venski priliv v srce,
- preganglionarna simpatična vlakna spodbudijo tudi sproščanje adrenalina in noradrenalina iz sredice nadledvične žleze. Ta dva hormona imata enak učinek na krvni obtok in srce kot kemično identični mediatoriji, sproščeni iz postganglionarnega simpatičnega nitja.

V osrednjem živčevju obstaja tudi kardioinhibitorni center, ki aktivira parasimpatikus in inhibira simpatikus. Posledica je zmanjšanje hitrosti bitja srca in minutnega volumna in znižanje arterijskega tlaka. Kadar nenadoma poraste arterijski tlak, pride prek aktivacije baroreceptorjev do aktivacije kardioinhibitornega centra, kar prek vagusa pripelje do znižanja srčne frekvence. Parasimpatična inervacija žilnih sten je zelo skromna, zato je vpliv parasimpatičnega živčevja na periferni upor majhen.

Baroreceptorski refleks je pomemben za uravnavanje arterijskega tlaka iz trenutka v trenutek, npr: pri spreminjanju položaja telesa, med telesnim naporom. Na počasne, dolgotrajne spremembe arterijskega tlaka se baroreceptorji prilagodijo, tako da pri nekom, ki ima dolgotrajno zvišan arterijski tlak, njihova aktivnost ni stalno zvečana.

3.2.1.7 Srednje in dolgoročno uravnavanje arterijskega tlaka

Poglavitni mehanizem je aktivacija sistema renin-angiotenzin-aldosteron (SRAA). V ledvicah je t.i. jukstaglomerularni aparat (JGA), ki je občutljiv na spremembe tlaka v arterioli (ta se spreminja glede na sistemski arterijski tlak), in sestave urina v distalnem tubulusu. V odziv na padec tlaka v aferentni arterioli se iz JGA v kri sprosti renin, proteolitični encim. Renin v krvi iz beljakovine angiotenzinogena odcepi 10 aminokislin dolg peptid in tvori angiotenzin I. V pljučih se nahaja encim konvertaza angiotenzina, ki iz angiotenzina I. odcepi še 2 aminokislini, tako da nastane angiotenzin II.

Angiotenzin II ima številne učinke:

- z neposrednim delovanjem na gladkomišične celice v steni arteriol povzroča skrčenje arteriol, s tem pa povečanje perifernega upora in ob nespremenjenem minutnem volumnu tudi arterijskega tlaka,
- v osrednjem živčevju angiotenzin II z učinkom na vazomotorični center povzroči še posredno dodatno skrčenje arteriol prek hipotalamusa spodbuja vnos tekočin (žeja),
- v ledvicah zaradi neposredne arteriolokonstrikcije zmanjša pretok in s tem glomerulno filtracijo,

- stimulira izločanje aldosterona iz skorje nadledvične žleze. Aldosteron poveča resorpcijo Na^+ in vode v distalnih tubulih, kar poveča volumen krvi in venski priliv v srce.

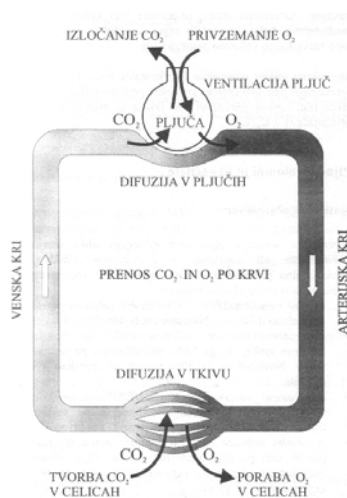
Končni skupni učinek aktivacije SRAA je povečanje arterijskega krvnega tlaka prek arteriolokonstrikcije, zadrževanja vode in soli v telesu ter spodbude za povečan vnos vode v telo, kar privede do povečanja volumna krvi, povečanja venskega priliva in povečanja minutnega volumna srca.

3.2.2 Fiziologija dihanja

Fiziologijo dihanja ne bomo opisali tako podrobno, kot smo opisali fiziologijo srca in krvnih obtočil, ampak se bomo bolj osredotočili na tisti del dihanja, ki je povezan s krvnim obtokom.

[3, stran 47-56] dihanje zagotavlja, da celice v telesu dobijo za svojo presnovo dovolj kisika (O_2) iz okolja in da organizem odda ogljikov dioksid (CO_2), ki nastane pri presnovi v celicah (slika 34). Za dihanje so ključni procesi:

- pljučna ventilacija pri kateri se izmenjuje zrak med zunanostjo in alveoli,
- difuzija, ki omogoča prenos plinov iz pljučnih alveolov v kri in iz krvi do celic v tkivih in nasprotno,
- perfuzija (pretok krvi skozi pljuča in po telesu), ki zagotavlja prenos plinov po krvi iz pljuč v tkiva kakor tudi v drugo smer.



Slika 34: Trije ključni procesi dihanja: pljučna ventilacija, difuzija plinov v pljučih in tkivih ter prenos plinov po krvi.

3.2.2.1 Izmenjava plinov v pljučih in tkivu

V alveolih, krvi in tkivih je prisotnih več plinov. Posamezni plini se med alveoli in krvjo (in med krvjo in tkivi) prenašajo z difuzijo.

Difuzijski transport je način prenosa snovi med dvema točkama zaradi razlik v koncentraciji te snovi. Proces opisuje Fickov zakon, iz katerega sledi, da je neto množina določenega plina, ki v časovni enoti pride skozi določeno plast tkiva (Q), sorazmerna površini tkiva (A) in razliki parcialnih tlakov plina (ΔP) na obeh straneh ter obratno sorazmerna debelini (l) tkiva. Odvisna pa je tudi od difuzijskega koeficienta (D).

$$Q \cong D \cdot (A/l) \cdot \Delta P \quad (\text{enačba 2.3})$$

Na stiku med dvema mešanicama plinov je težnja posameznega plina, da difundira iz ene mešanice v drugo, določena z razliko v njegovih parcialnih tlakih v obeh mešanicah (gradient parcialnih tlakov). Neto difuzija plina vedno poteka z mesta večjega parcialnega tlaka na mesto z nižjim parcialnim tlakom.

Parcialni tlak plina je tlak, ki bi ga določen plin v mešanici plinov imel, če bi volumen, ki je na voljo za celotno mešanico, zasedal sam. Vsota parcialnih tlakov vseh plinov v mešanici je vedno enaka celotnemu tlaku mešanice plinov. Parcialni tlak je odvisen od koncentracije plina, izražene kot molski delež plina v mešanici, in celotnega tlaka plinske mešanice:

$$\text{parcialni tlak} = \text{cel.tlak} \times \text{molski delež plina} \quad (\text{enačba 2.4})$$

Iz enačbe je razvidno, da parcialni tlak določenega plina lahko povečamo tako, da povečamo koncentracijo tega plina v mešanici, ali pa tako, da povečamo tlak celotne mešanice.

Difuzijski koeficient plina (D) je mera, ki nam pove, kako hitro kak plin difundira v vodi. Sorazmeren je topnosti plina v vodi in obratnosorazmeren njegovi molekulski masi:

$$D \approx \text{topnost plina v } H_2O / \sqrt{\text{mol.masa plina}} \quad (\text{enačba 2.5})$$

3.2.2.2 Prenos plinov po krvi

Večina kisika v krvi je vezanega na hemoglobin (Hb) v eritrocitih. Le nekaj malega ga je raztopljenega v plazmi. Hemoglobinska molekula je sestavljena iz štirih polipeptidnih verig. Na vsako je vezana pigmentna prostetična skupina hem, ki jo sestavlja protoporfirinski obroč s centralnim atomom železovega iona (Fe^{2+}). Kisik se na ta železov ion v hemu veže reverzibilno. Na eno molekulo Hb so torej lahko vezane štiri molekule O_2 . Hemoglobinu z vezanim O_2 rečemo oksihemoglobin (HbO_2).

Kapaciteta krvi za vezavo kisika (oksiforna kapaciteta) je skladna s koncentracijo hemoglobina. Kapaciteta krvi za vezavo kisika je zmanjšana, kadar je zmanjšana koncentracija hemoglobina v krvi (anemija). Ogljikov monoksid lahko preprečuje prenos O_2 po krvi, ker se močno veže na hemoglobin na isto mesto kot kisik in onemogoči vezavo kisika.

3.2.2.3 Pomen pCO_2 , pO_2 in pH v arterijski krvi pri uravnavanju ventilacije

Parcialni tlaki pCO_2 , pO_2 in pH v arterijski krvi so dejavniki, ki preko kemoreceptorjev in dihalnega centra uravnavajo dihanje. Med njimi je najpomembnejši arterijski pCO_2 , medtem ko ima pH arterijske krvi pomen predvsem pri respiratorni kompenzaciji motenj kislinsko-bazičnega ravnotežja v telesu. Med normalnim dihanjem pO_2 nima vpliva oziroma le malo vpliva na dihanje.

- Povečan arterijski pCO_2 spodbuja dihanje, kar vodi k zmanjšanju alveolarnega pCO_2 proti normalni vrednosti. V fiziološkem uravnavanju dihanja je to primarni mehanizem. Uravnavanje alveolarnega pCO_2 je za organizem izredno pomembno, ker vsako povečanje alveolarnega pCO_2 povečuje pCO_2 v arterijski krvi, kar vodi v acidozo.
- Znišan arterijski pH spodbuja dihanje predvsem prek perifernih kemoreceptorjev in s tem zmanjša alveolarni in arterijski pCO_2 . Puferska reakcija steče v levo in koncentracija H^+ ionov v arterijski krvi se zmanjša, pH pa se poveča proti normalni vrednosti.
- Znišan arterijski pO_2 tudi spodbuja dihanje. Vendar se to zgodi šele, ko arterijski pO_2 močno pade pod normalno vrednost 100 mm Hg; pomemben vpliv na dihanje se kaže šele pri vrednostih pO_2 , ki so

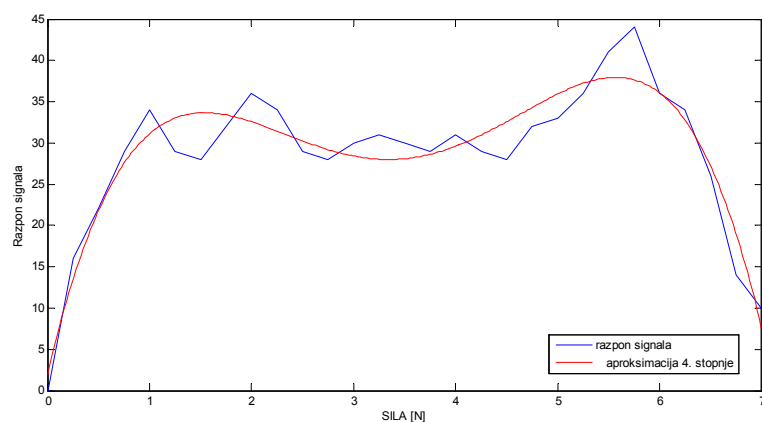
manjše od 60 mm Hg. V normalnih razmerah torej kisik ni neposredno vpleten v uravnavanje dihanja. Kljub temu ostaja arterijski pO_2 razmeroma nespremenjen.

3.2.3 Spremembe amplitude v odvisnosti od sile med senzorjem in prstom

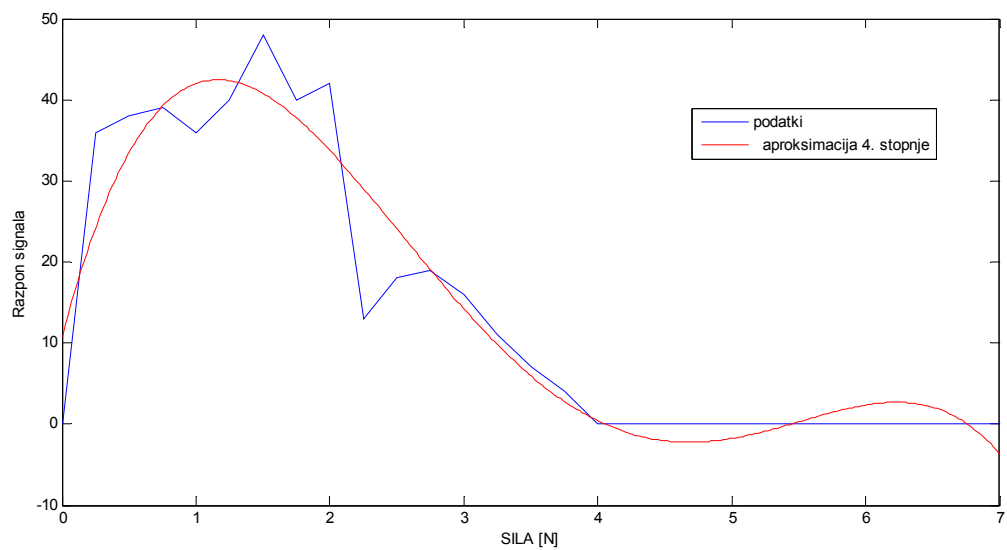
Med samim testiranjem smo ugotovili, da se vplivi sile med senzorjem in prstom močno odražajo na spremembi signala. Ker moramo senzor pritrditi na prst, smo poskusili določiti, v katerem območju sile senzor daje optimalne podatke. Da bi pridobili čim več podatkov, smo v poskus vključili več oseb različnih spolov in starosti. Poskus smo izvedli tako, da smo senzor pritrdili na tehtnico, ponastavili skalo tehtnice na 0 g, nato smo obtežili prst osebe v korakih po 25 g oziroma povečevali silo za 0,25 N, pri tem pa beležili spremembo razpona signala po amplitudi. Regulator signala je bil izklopljen, da ni prišlo do sprememb amplitude. Po amplitudi podatki različnih oseb niso primerljivi, saj so bile nastavitve ojačenja različne.

Meritve:

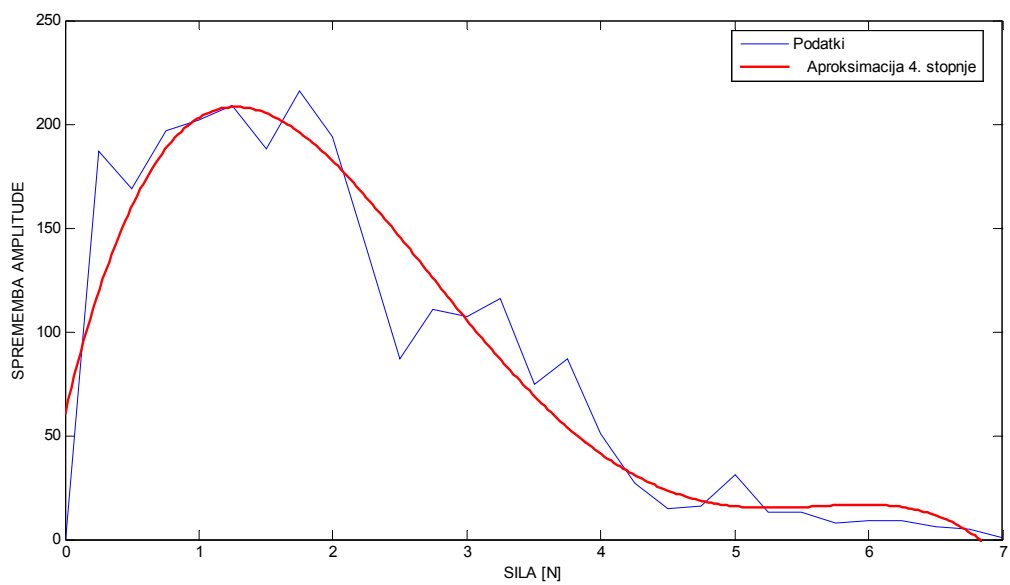
	moški 55 let			ženska 45 let			moški 26 let			ženska 26 let		
SILA [N]	MIN	MAX	RAZLIKA	MIN	MAX	RAZLIKA	MIN	MAX	RAZLIKA	MIN	MAX	RAZLIKA
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,25	118	134	16	113	149	36	16	199	183	97	165	68
0,5	116	138	22	108	146	38	51	226	175	72	158	86
0,75	112	141	29	108	147	39	50	249	199	79	154	75
1	112	146	34	108	144	36	51	249	198	87	162	75
1,25	116	145	29	113	153	40	41	249	208	62	157	95
1,5	116	144	28	101	149	48	31	220	189	105	117	12
1,75	114	146	32	111	151	40	39	249	210	105	112	7
2	112	148	36	110	152	42	56	250	194	106	109	3
2,25	112	146	34	122	135	13	74	224	150	106	108	2
2,5	116	145	29	120	138	18	74	166	92	0	0	0
2,75	116	144	28	118	137	19	73	179	106	0	0	0
3	114	144	30	118	134	16	77	181	104	0	0	0
3,25	112	143	31	122	133	11	68	188	120	0	0	0
3,5	112	142	30	126	133	7	91	166	75	0	0	0
3,75	116	145	29	127	131	4	87	173	86	0	0	0
4	112	143	31	0	0	0	96	152	56	0	0	0
4,25	116	145	29	0	0	0	105	129	24	0	0	0
4,5	116	144	28	0	0	0	107	122	15	0	0	0
4,75	114	146	32	0	0	0	106	122	16	0	0	0
5	112	145	33	0	0	0	103	134	31	0	0	0
5,25	113	149	36	0	0	0	105	118	13	0	0	0
5,5	111	152	41	0	0	0	109	122	13	0	0	0
5,75	108	152	44	0	0	0	108	116	8	0	0	0
6	112	148	36	0	0	0	108	117	9	0	0	0
6,25	114	148	34	0	0	0	108	117	9	0	0	0
6,5	114	140	26	0	0	0	109	115	6	0	0	0
6,75	120	134	14	0	0	0	107	112	5	0	0	0
7	125	135	10	0	0	0	107	108	1	0	0	0



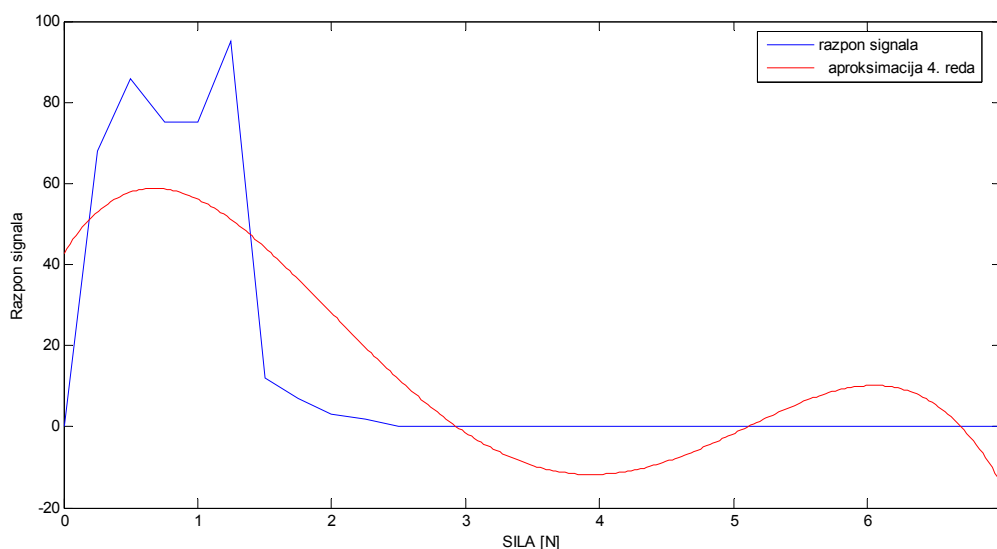
Slika 35: Graf spremembe razpona signala 55 letnega moškega v odvisnosti od sile na senzor



Slika 36: Graf spremembe razpona signala 45 letne ženske v odvisnosti od sile na senzor



Slika 37: Graf spremembe razpona signala 26 letnega moškega v odvisnosti od sile na senzor



Slika 38: Graf spremembe razpona signala 26 letne ženske v odvisnosti od sile na senzor

Iz grafov se lepo vidi, da je izrazit razpon signala pri vseh primerih v okolici 1 N. Manjše sile od te ne dajejo zadovoljivih razponov signala po amplitudi. To bi se s povečanjem ojačenja signala dalo izboljšati, vendar je pri tem poskusu ojačenje konstantno. Signali pri manjših silah od 1 N so zelo pošumljeni, tako da je natančnost določanja utripa srca vprašljiva.

Za razliko od spodnje meje, ki je pri vseh osebah v okolici iste vrednosti, se zgornja meja močno spreminja pri raznih posameznikih. Ugotovili smo, da je območje sile, ko senzor deluje zadovoljivo, pri ženskah dosti manjše kot pa pri moških. Tako je na primer pri ženskah največja sila 3,5 N pri moških pa 7N. Pomembno je tudi, da je pri ženskah potrebno že v izhodišču nastaviti ojačenje nekoliko višje kot pri moških, da dobimo približno iste odzive po amplitudi. Iz tega sklepamo, da je temu vzrok prekrvavljenost prstov. Že na videz se lahko opazi, da imajo moški debelejšše prste, tako je večje število kapilar izpostavljenih senzorju.

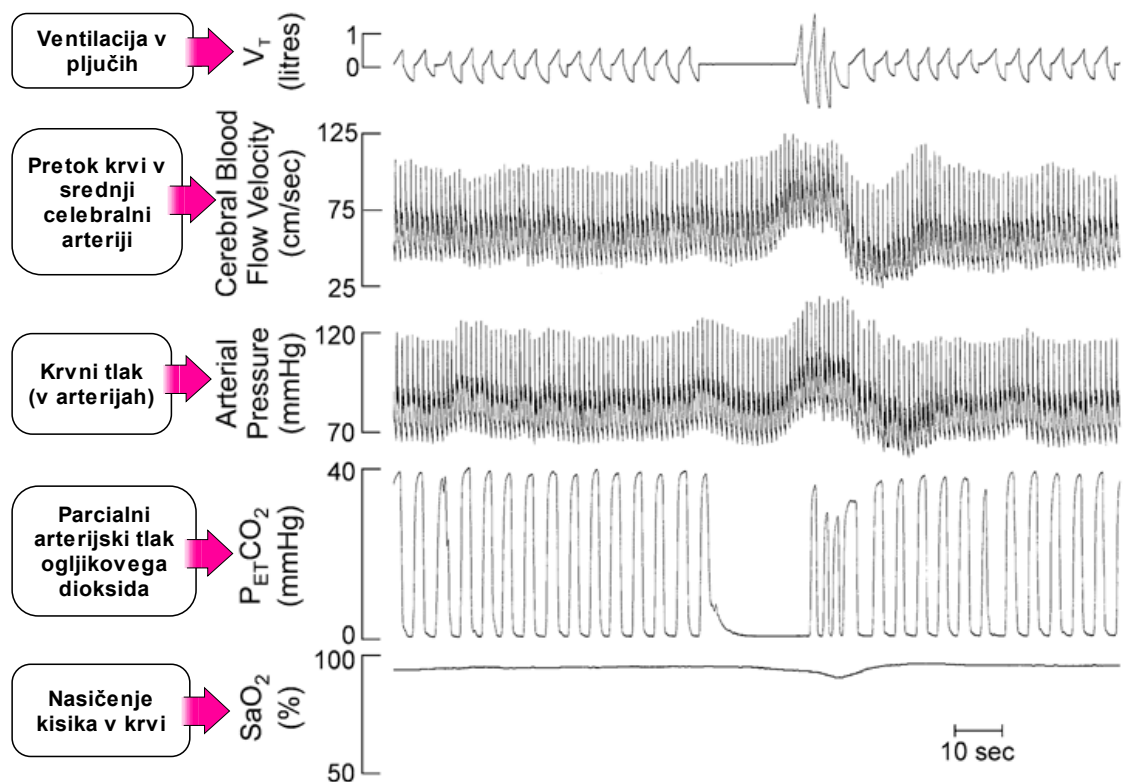
S povečevanjem sile med senzorjem in prstom se signal sčasoma oslabi. S povzročanjem sile na prst preprečujemo dotok krvi v kapilare. Ko se poveča sila na površini prsta, stiskamo kožo, ki je preprejena s kapilarami. Ker kapilare niso iz trdnih snovi, ampak iz mehkega tkiva, se prav tako stisnejo in pretok krvi je onemogočen. Senzor se odziva na spremembe odbite infrardeče svetlobe od kapilar. Ker se tlak v kapilarah ne spreminja, senzor ne zaznava nobenih

sprememb ali pa so te minimalne. Enosmerna komponenta se izniči že na sami napravi za zajemanje.

Ugotovili smo, da je območje sile pritrditve na prst, ko senzor daje dobre odzive pri ženskah od 1N do 2N, pri moških pa od 1N do 6N. Vsekakor pa ne moremo zagotovo trditi, da je sila pritrditve senzorja na prst odvisna od spola, saj je odvisna od same zgradbe kože na prstu. Do razmejitev podatkov v analizi je prišlo kvečjemu zato, ker je bil poiskus izveden na majhnem številu ljudi. Sila pritrditve senzorja na prst pa ni edina oblika sile na senzor. Silo lahko proizvedemo sami s pokrčitvijo prsta. Ker senzor ni nameščen samo na zadnji kosti prsta, temveč sega tudi preko zadnjega sklepa, s pokrčenjem prsta ustvarimo silo na senzor. Ker je amplitudni odziv odvisen od sile in se ta spreminja, se lahko zgodi, da se koristni signal popolnoma popači.

3.2.4 Spremembe periode pri zadržanju diha

Kot je bilo omenjeno pri fiziologiji dihanja, dihanje vpliva na spremembe v krvnem tlaku in utripu srca. Dihanje samo lahko kljub telesni samoregulaciji zavestno nadziramo. Tako lahko dih zadržimo, spreminjamo frekvenco dihanja in količino vdihanega zraka itd. Osredotočili smo se predvsem na zadržanje diha in s tem povezane spremembe signala srčnega utripa, ki se pojavijo. Kot referenco navajamo raziskavo Laboratorija za pulmonalno medicino, na univerzi v Wisconsinu ZDA. Njihova raziskava kaže odzive telesa pri 20 sekundnem zadržanju diha [13]. Merili so odzive: pretok zraka v pljučih, nasičenje kisika (O_2) v arterijah, arterijski parcialni tlak (pCO_2), krvni pritisk in hitrost pretoka srednje možganske arterije.



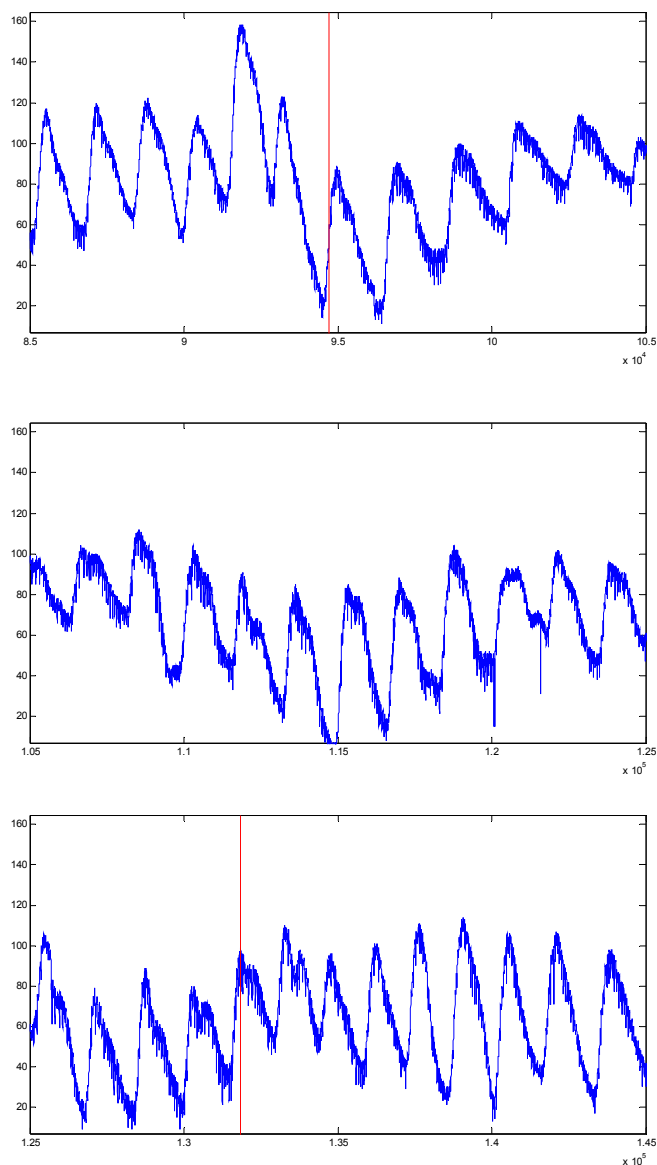
Slika 39: Fiziološki odzivi pri 20 sekundnem zadržanju diha, kot ga je zabeležila raziskava laboratorija za pulmonalno medicino, na univerzi v Winsconsnu, v ZDA

Ugotovitve zgoraj omenjenega laboratorija so sledeče.

Pretok krvi v srednji cerebralni arteriji se je povečal za 42 % nad srednjo vrednostjo med 20 sekundnim zadržanjem diha in padel za 20 %, pri pospešenem dihanju po preteku dvajsetih sekund zadržanega diha. Iz tega sledijo dvojni zaključki. Prvič: $p\text{CO}_2$ je glavni regulator spremembe pretoka krvi v srednji cerebralni arteriji in drugič: povečanje krvnega tlaka neposredno povezanega s simpatičnim živčevjem ni močno, pa klub temu pomembno povezano, z dvigom pretoka krvi skozi srednjo cerebralno arterijo. Prav tako je z raziskavo bilo ugotovljeno, da negativni intratorakalni tlak in zmanjšanje koncentracije kisika v krvi ne vplivata na spremembo pretoka v srednji možganski arteriji. Čeprav so bili cilji zgoraj omenjene raziskave širše zajeti, lahko iz tega vidimo potek spremembe krvnega tlaka pri zadržanju diha, te podatke pa tretiramo kot referenco za naše meritve.

3.3 Izvajanje poskusov

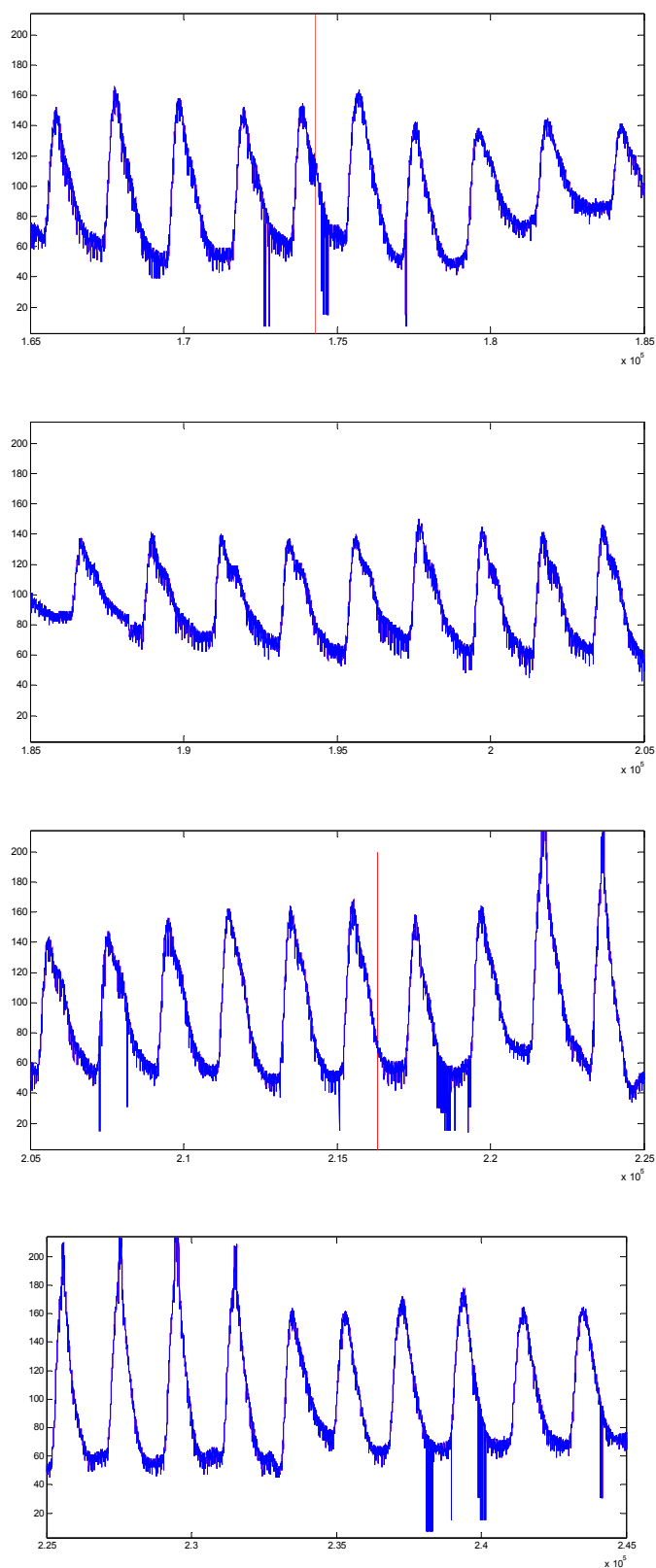
Poskus, ki smo ga izvedli pri različnih ljudeh, ima cilj prikazati raznolikost odzivov vsakega posameznika, s tem pa skušamo potrditi ali ovreči uspešnost delovanja regulacije signala in izračuna periode srčnega utripa.



Slika 40: Potek signala bitja srca, pri 18,5 sekundnem zadržanju diha, pri 45 letni ženski

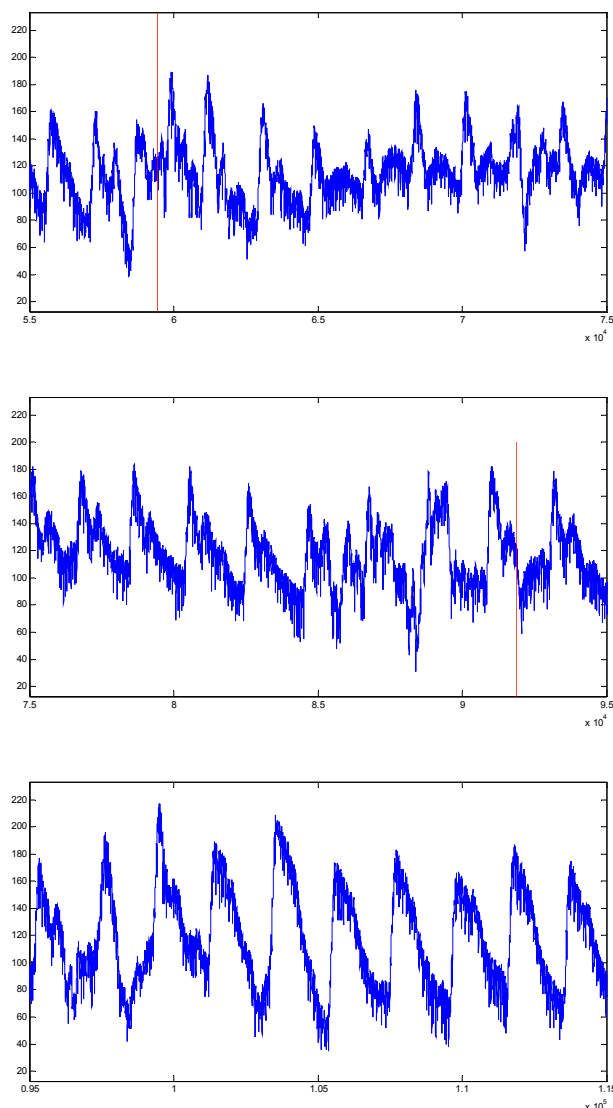
Zgornje slike prikazujejo potek spremembe signala pri 45 letni ženski. Trenutka zadržanja in sprostitve sta na grafu označena z rdečo črto. Vidi se, da se pri zadržanju diha signal po amplitudi zmanjša in srčni ritem za trenutek upade. Kaj kmalu pa telesna regulacija reagira na spremembo, tako da se srčni ritem normalizira, kakor tudi razpon signala. Tik pred izdihom lahko opazimo, da se

pojavlja povečan bok pri zapiranju aortne zaklopke (t.i. "drugi srčni ton"). Pri sprostitvi dihanja se razpon signala občutno poveča, prav tako pa so pri tem prisotna manjša nihanja srčnega ritma.



Slika 41: Potek signala bitja srca pri 21 sekundnem zadržanju diha 55 letnega moškega

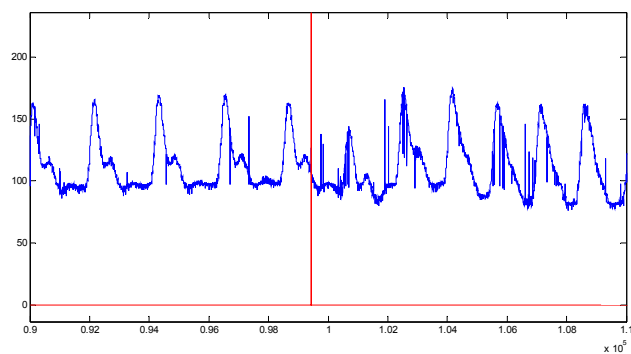
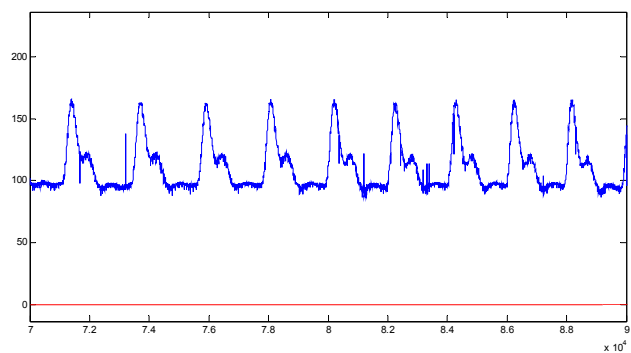
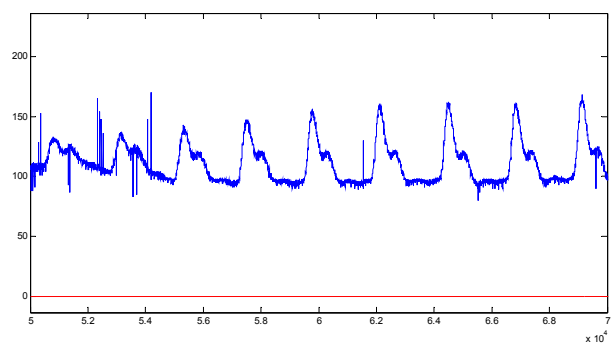
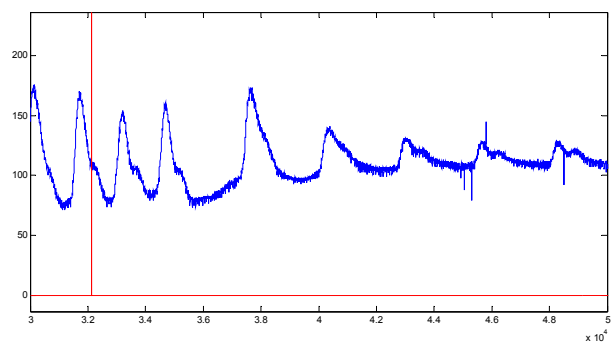
Iz poteka signala je razvidno, da je ponovno prisoten upad amplitude pri zadržanju diha. Sprememba srčnega ritma je bolj opazna, saj se perioda poveča, ritem pa se nekoliko kasneje povrne na normalno vrednost. Pri sprostitvi diha je moč opaziti veliko povečanje razpona signala, ki se kmalu normalizira, medtem ko pri srčnem ritmu ni opaženih večjih nihanj. Vidimo lahko tudi, da se v tem primeru ne pojavlja izrazit drugi bok signala (t.i. "drugi srčni ton").

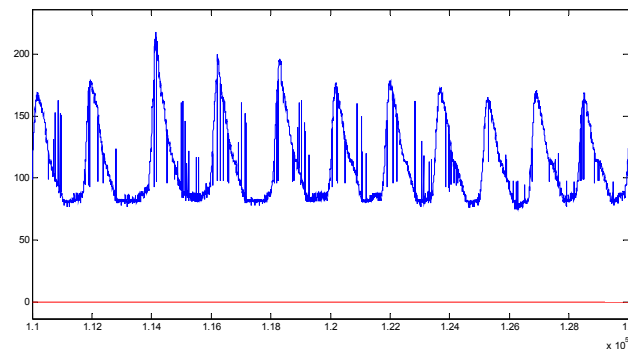


Slika 42: Potek signala bitja srca pri 16.2 sekundnem zadržanju diha pri 13 letnem otroku

Zgornji signal je zelo pošumljen, saj je ojačenje nastavljeno na visoko vrednost zaradi slabše prekrvavljenosti prsta. Kljub temu pa lahko opazimo upad amplitude pri zadržanju diha, ter manjšo spremembo v srčnem ritmu. Pri izdihu

razpon signala ponovno naraste, kot pri ostalih spremembah. Posebnost, ki jo zasledimo v tem primeru je, da je pri zadržanju diha bolj izrazit drugi bok, torej takrat, ko nastopi zapiranje aortne zaklopke (t.i. "drugi srčni ton").





Slika 43: Potek signala bitja srca pri 21 sekundnem zadržanju diha 26 letnega moškega

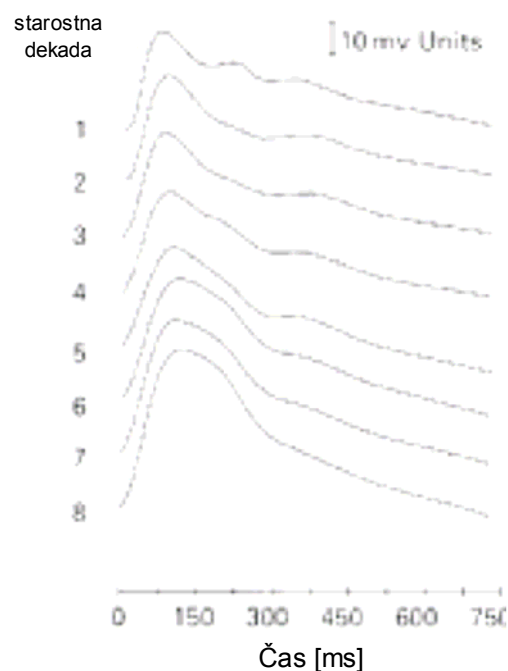
Na tem signalu se opazi močna sprememba v srčnem ritmu, saj se perioda zelo podaljša, prav tako pa je močan prehodni upad amplitude. Vidi se da se tako frekvenca, kot tudi razpon signala normalizirata, je pa v tem primeru zelo dobro viden bok, kjer prihaja do zapiranja aortne zaklopke. Pri sprostitvi dihanja se nekoliko poveča utrip in občutneje razpon signala, ki pa se ponovno normalizirata po določenem času.

3.3.1 Analiza podatkov in povezava z morebitnimi napakami pri izračunu periode

Če primerjamo grafe iz naših poskusov z grafom na sliki 39, vidimo, da je vedno prisoten upad krvnega tlaka v trenutku, ko zadržimo dih, tako kot tudi kaže raziskava univerzitetnega laboratorija. Te spremembe so glede na velikost normalnega signala zelo velike. V nekaterih primerih se lahko signal zmanjša do te mere, da ni več možno razpoznati, kje je vrh, s tem pa je onemogočen pravilen izračun frekvence srčnega utripa. Da do tega ne bi prišlo, skrbi regulator, ki poizkuša kar se da hitro povečati ojačenje signala do te mere, da je razpon signala v nekih normalnih okvirih. Drug problem pri zadržanju diha je, da se skoraj pri vseh osebah perioda bitja srca podaljša. To podaljšanje periode ni postopno, temveč nastopi v trenutku. To predstavlja za sam algoritem dodatno nalogo, ki jo mora verodostojno opraviti. Izkazalo se je, da v večini primerov algoritem lahko opravi to nalogo. Ker pa so signali zelo raznoliki, lahko najdemo primere, ko algoritem žal nenatančno določi vrh signala. Vse primere pri katerih lahko pride do napačnih izračunov, bomo omenili kasneje.

Če primerjamo signale po sprostitvi dihanja, lahko opazimo, da se povsod poveča razpon signala, kot je to razvidno tudi iz grafa, ki ga tretiramo kot referenco našim meritvam (slika 39). Spremembe razpona signala v pozitivno smer ne predstavljajo pri določitvi vrha signala nobenih težav, se pa mora v primeru prevelikega razpona ponovno vključiti v proces regulator, v tem primeru kot mehanizem, ki zmanjšuje ojačenje in s tem posledično razpon signala.

Zanimivo pri tem poskusu je bilo opazovanje spreminjanja oblike signala, predvsem potek bokov signala. Izkazalo se je, da se pri zadržanem dihu izredno dobro vidi drugi bok signala pri utripu. Če se naslonimo na vir [15], ki govori o tem, da je drugi bok bolj izrazit pri mlajših kot pri starejših osebah, lahko vidimo, da je v signalih, ki smo jih mi zabeležili, to potrjeno. Ta bok je odvisen od hitrosti zapiranja aortne zaklopke, ki je pri mlajših hitrejša, pri starejših pa počasnejša zaradi posledic staranja.



Slika 44: Prikaz spremembe signala srčnega utripa v odvisnosti od starosti

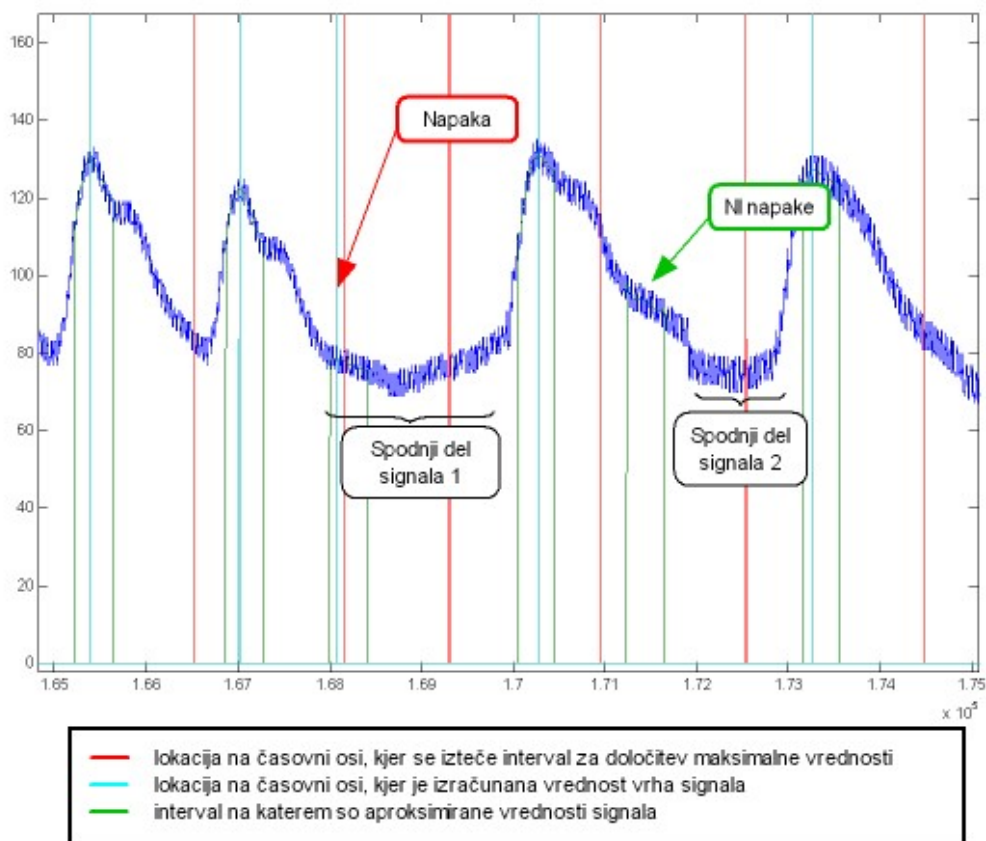
Če primerjamo rezultate v celoti, vidimo, da naši rezultati ne odstopajo močno od referenčnih signalov. Algoritem v glavnem uspešno določa frekvenco bitja srca v zgoraj omenjenih primerih, zato lahko iz vsega tega potegnemo zaključek, da je

algoritem uspešen. Seveda v primeru motenj algoritem le tem podleže in daje nepravilne rezultate. Katere so tiste motnje, ki jih algoritem ne more prepoznati, bomo opisali v naslednjem poglavju.

4 Primeri, ko algoritem določi periodo napačno

Ker imamo opravka s signali, ki po svoji naravi niso predvidljivi in so prisotne tudi motnje, se je tudi v našem primeru zgodilo, da je algoritem v določenih primerih izračunal napačno periodo utripa srca.

V primeru nenadne spremembe podaljšanja periode utripa srca, npr. pri zadržanju diha, lahko algoritem zmede dolg spodnji del signala.

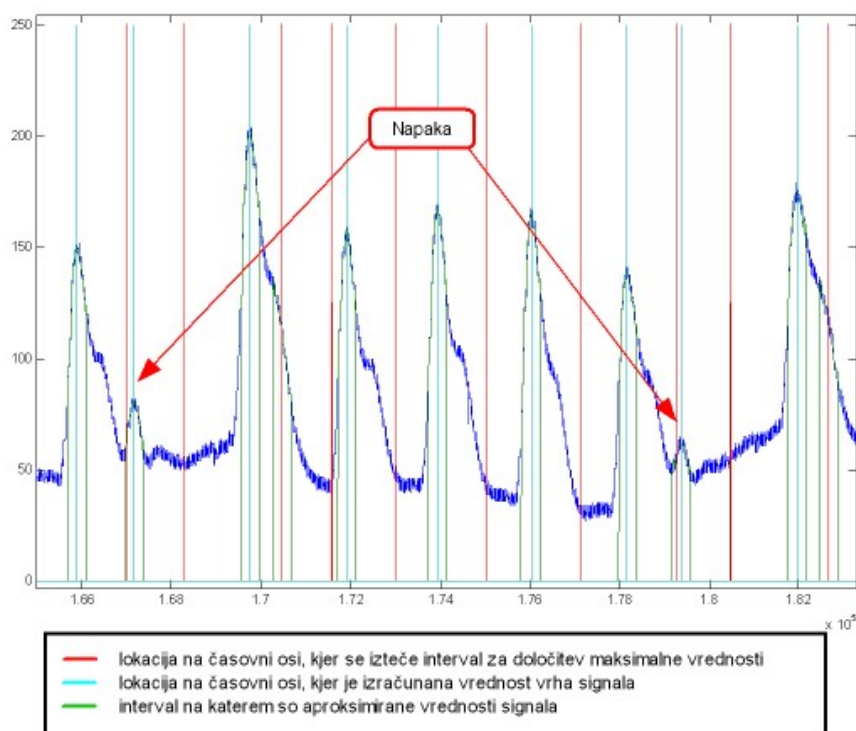


Slika 45: Napačno določena perioda (svetlo modra črta) v primeru, ko je spodnji del signala predolg ("spodnji del signala 1") in pravilno določena perioda, ko je spodnji del signala krajši, kljub večji periodi ("spodnji del signala 2")

Ker je signal na mestu (na sliki 45 označen s "spodnji del signala 1") preveč položen, ni aktivirana kontrolka, ki sporoča, da signal pada in s tem preprečuje zapis pozicije izračunanega vrha. Zaradi zelo dolgega ravinskega dela signala algoritem to obravnava kot signal z velikim šumom in kljub vsemu poizkuša določiti največjo vrednost signala, ki bi predstavljala vrh in s tem lokacijo utripa srca.

Zelene črte ponazarjajo aproksimirane podatke. Vidimo lahko, da je v drugem delu, kjer je na mestu: "spodnji del signala 2" ponovno prisoten interval zelene črte in s tem aproksimacija signala na tem intervalu, vendar pa ni svetlo modre navpične črte, ki določa lokacijo vrha signala. V tem primeru je signal dovolj padajoč in zato algoritem uspešno razpozna, da izračunana lokacija vrha ni verodostojna, zato je ne zapiše, oziroma je ne upošteva. Nevšečnost, ki se pojavi pri napačni določitvi lokacije vrha signala pri tej motnji je ta, da se zaradi višjega (napačno določenega) srčnega utripa, preklopi na manjši interval preverjanja maksimalne vrednosti. Čeprav to, kot je razvidno iz slike 45, ne vpliva na verodostojnost izračuna, pri naslednji periodi.

Drugi primer nepravilnega izračuna se lahko pojavi, če se pojavi v signalu manjši bok, ki sledi večjemu.



Slika 46: Primer napačno določene periode pri zadržanju diha, kjer nastane majhno teme, ki ga algoritem obravnava kot verodostojno teme

Sam pojav tega manjšega boka signala nismo uspeli povezati s fiziološkim pojavom v telesu. V kolikor bi ta predstavljal trenutek zapiranja aortne zaklopke, bi le tega pričakovali bližje glavnemu vrhu signala. Ker je ta vrh tako izrazit, ga program obravnava, kot da bi bil pravi, zato mu tudi določi lokacijo vrha. S tem je uporabniku posredovana napačna informacija o frekvenci srčnega utripa.

Možne so tudi napake zaradi večkratnih, zaporednih velikih sprememb v signalu (t.i. "konice"). Če nenadne spremembe velike amplitude nastopijo zaporedno, jih algoritem uspe izničiti samo polovico. Tiste, ki ostanejo, pa lahko močno popačijo lokacijo maksimalne vrednosti, ki določa približek lokacije vrha signala. Če nastopi takšna motnja v bližini maksimalne vrednosti, oziroma je od nje oddaljena za manj kot polovico intervala, na katerem se izvaja aproksimacija vrednosti signala, so izračuni še vedno natančni. Ko pa temu ni tako, nam program izračuna napačno vrednost frekvence srčnega utripa.

5 Preverjanje točnosti izračunanih frekvenc utripanja srca

Pri gradnji novih naprav moramo le-te nato tudi umeriti. Umerjanje poteka tako, da vrednosti, ki jih daje nova naprava primerjamo z vrednostmi, ki jih daje referenčna naprava. V našem primeru je referenčno napravo predstavljala zapestna ura proizvajalca Cardiosport.



Slika 47: Ročna ura Cardiosport in pravilna namestitve senzorja na prsni koš

Za merjenje srčnega utripa s pomočjo ure moramo na prsni koš namestiti pas, ki vsebuje senzor. Podatki o srčnem pulzu se nato brezžično prenašajo do zapestne ure, kjer se izpisuje število utripov na minuto z natančnostjo ± 1 utripa.

Naše umerjanje je potekalo tako, da smo na osebo istočasno namestili senzorja obeh naprav in preverjali njune vrednosti. Glede na dobljene rezultate smo ponastavili vrednost spremenljivke "vzorčenje" in sicer na vrednost 2095. Ker je naša naprava dosti bolj občutljiva, saj le-ta izračunava srčni utrip za vsako periodo posebej, smo napravo umerili glede na srednjo vrednost frekvence utripanja srca.

6 Predstavitev obstoječih digitalnih poligrafov in pripadajoča programska oprema

V tem poglavju predstavljamo poligrafe, ki so trenutno na tržišču in pripadajočo programsko opremo. Podjetja, ki so vodilna na tem področju, so:

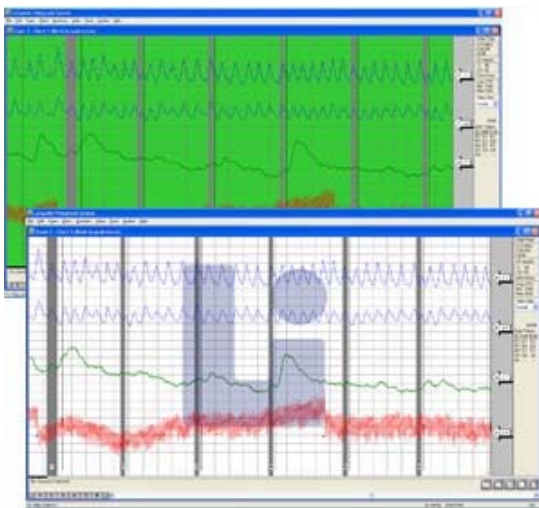
- Axciton Systems Inc,
- Lafayette Instrument,
- Limestone Technologies,
- Stoelting Co.

Vsako podjetje ima svoj razvojni oddelek tako za izdelavo naprav kot tudi programske opreme. Same naprave med različnimi proizvajalci so podobne, smo pa zasledili, da se poleg klasičnih senzorjev pri poligrafu pojavljajo tudi drugi. Tako se dodatno uporabljajo mikrofoni, kamere in senzorji premikov.



Slika 48: Poligraf podjetja Axciton Systems Inc [11]

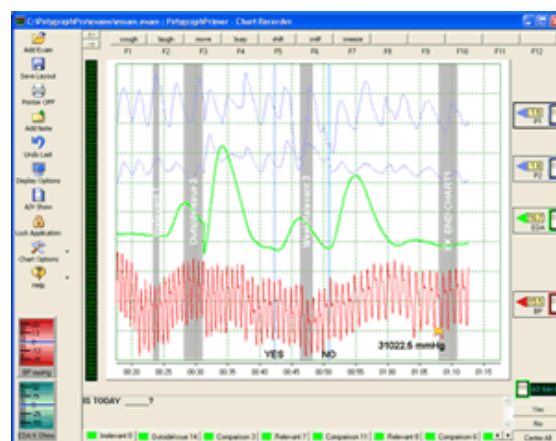
Nekateri algoritmi so sposobni določiti, ali oseba laže iz govora. To je mogoče izluščiti iz frekvenčnega spektra glasu osumljenca. Sama detekcija laži iz govora je v zadnjem času zelo popularna, saj je to en izmed načinov, ko lahko osebo testiramo brez fizičnih priključitev kakršnih koli senzorjev. Ena izmed takšnih aplikacij naj bi bila naprava za detekcijo laži, ki bi jo uporabljali varnostniki na letališčih, da bi tako odkrili morebitne teroriste. Same raziskave so pokazale, da je uspešnost takšne detekcije laži od 70 % do 90 % [17]. Iz frekvenčnega spektra govora se lahko določijo tudi druga čustva, kot so hrepenenje, strah ali ljubezen.



Slika 49: Poligraf podjetja Lafayette Instrument [9]

S pomočjo kamer lahko analizirajo spremembe obrazne mimike, sama programska oprema za zaznavo in obdelavo teh sprememb pa še ni docela razvita.

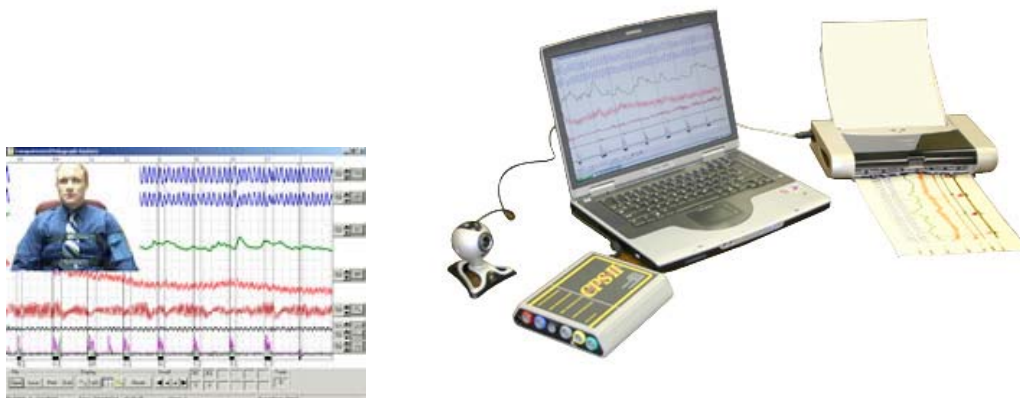
Programske opreme za poligrafske sisteme ponujajo različne uporabniške vmesnike, ki so nekoliko oblikovno različni med posameznimi podjetji. Ti vmesniki omogočajo sočasen izris vseh signalov na zaslonu v dejanskem času, kjer lahko poligrafist za vsak kanal posebej nastavlja ojačenja amplitude, začetno vrednost in skupno časovno bazo.



Slika 50: Poligraf podjetja Limestone Technologies [10]

Nekatera podjetja ponujajo tudi tako imenovano "POST-Test" programsko opremo. Ta ima nalogo, da določi, kateri so tisti odgovori obdolženca, ki so morebiti napačni. Tako je poligrafist bolj pozoren na sumljive odgovore in jih še

dodatno preuči. Določeni programi omogočajo tudi, da si poligrafist vnaprej vnese vprašanja v seznam, tako je v postopek vnešena boljša preglednost.



Slika 51: Poligraf podjetja Stoelting Co [12]

7 Sklepne ugotovitve

Narejena programska oprema izpolnjuje vse pogoje, ki smo si jih zadali kot cilje tega diplomskega dela. Uporabniku posreduje vse potrebne informacije, kot so trenutne in povprečne vrednosti srčnega utripa ter podatke prikazuje na dveh časovno spremenljivih grafih, od katerih je pomembnejši graf, ki prikazuje vrednosti utripa, kjer so nihanja le-tega opazna. Pokazala se je tudi uspešna odprava napak šuma, ki je prisoten v signalu, in dobra natančnost izračuna frekvence utripa srca, saj se je uporaba aproksimacije danih podatkov s Čebiševimi polinomi izkazala za primerno.

Seveda pa moramo biti tudi nekoliko kritični, saj smo s pomočjo poskusov, ki smo jih izvajali na ljudeh, ugotovili, da lahko pride do situacij, ko algoritem posreduje napačne rezultate. Do teh napak pride zaradi motenj v signalu, ki so lahko tehniškega ali fiziološkega značaja. Naše mnenje je, da smo s samim programiranjem uspeli izničiti kar se da največ teh motenj. V primeru da signal izgubi svojo specifično obliko, algoritem ne more dati pravih izračunov.

Kot glavni problem so se pokazali slabi kontakti, katerim je botrovalo dejstvo, da je bilo prototipno vezje zvezano na starejši izrabljeni testni plošči. Zaradi tega prihaja do nezaželenih prekinitev v komunikaciji, do problemov pri inicializaciji zunanega pomnilnika (RAM-a) na napravi, drugih šumov, itd.. Moteč signal, ki se prišteva koristnemu, tudi izhaja iz morebitnih slabih kontaktov z maso, ali pa zaradi prevelikih tokovnih zank na sami napravi. Če se obrnemo še na probleme pri programiranju, lahko rečemo, da bi program zajemal še veliko več informacijskih komponent, ki pa jih zaradi prevelike potrate procesorske razpoložljivosti žal nismo mogli uporabiti. Tako smo morali narediti kompromis med lepim izgledom in funkcionalnostjo.

Možnih izboljšav pri konstrukciji razvite programske kode je veliko. V kolikor ne bi uporabljene komponente zahtevale preveč procesorske moči, bi morda vzporedno tekli še drugi algoritmi za določanje periode in bi rezultate nato primerjali med sabo. Dobra izboljšava bi bila implementacija hitrega nizkopasovnega sita, ki bi odpravil večino šumov. Naj omenimo, da smo takšno sito skušali implementirati, vendar se je izkazalo kot prevelika potrata

procesorskega časa. Kljub vsemu lahko rečemo, da nam je uspelo narediti zanesljiv program, ki daje dobre in natančne podatke vse dokler je signal v določenih normalnih okvirih.

Viri

1. Bohte Zvonimir, Numerične metode, 4.natis, Ljubljana, Društvo matematikov, fizikov in astronomov Slovenije, 1991
2. France Mihelič, Ludvik Gyergyek, Tomaž Ebenšpanger, Signali, priročnik z zbirko rešenih nalog , 2. dopolnjena izd., Ljubljana, Fakulteta za elektrotehniko, 1996
3. Mara Bresjanac, Marjan Rupnik, Patofiziologija s temelji fiziologije, 2. popravljena in dopolnjena izd., Ljubljana, Inštitut za patološko fiziologijo, 1999
4. Bojan Orel, Osnove numerične matematike, 1. izd., Ljubljana, Fakulteta za računalništvo in informatiko, 1997
5. Matematični priročnik, N. Bronštejn ... [et al.]; [prevedli Janez Babič ... et al.], 2. predelana in dopolnjena izd., 1. natis, Ljubljana, Tehniška založba Slovenije, 1997
6. William H. Press ... [et al.], NUMERICAL recipes in C, The art of scientific computing, 2. izd., Cambridge, Cambridge University Press, 1992
7. Ljubomir Kostrevc, Uvod v programiranje v programskem okolju Delphi, Ljubljana, Pasadena, 2000
8. How lie detectors works, <http://people.howstuffworks.com/lie-detector.htm/printable>, 20. maj 2006
9. Lafayette instruments co., <http://www.lafayetteinstrument.com/polysoftware.htm>, 20. maj 2006
10. Limestone technologies, <http://www.limestonetech.com/softwarepoly.php>, 20. maj 2006
11. Axciton systems inc., <http://www.axciton.com/newprod.htm>, 20. maj 2006
12. Stoelting Co., <http://www.stoeltingco.com>, 20. maj 2006
13. Mechanisms of the cerebrovascular response to apnoea in humans, <http://jp.physoc.org/cgi/content/full/548/1/323>, 20. maj 2006
14. Zakaj lažemo, <http://www.mojuspeh.com/geeklog/article.php/20050307193902374/print>, 20. maj 2006

15. Photo-plethysmogram Morphology and Atherosclerosis,
http://www.econmed.com/pulseox/docs/photopleth_morphology.pdf, 20. maj 2006
16. American polygraph association, <http://www.polygraph.org>, 20. maj 2006
17. Lie- detector glasses offer peek at future of security,
<http://www.eetimes.com/story/OEG20040116S0050>, 20. maj 2006
18. Borland Delphi, <http://www.borland.com/us/products/delphi/index.html>,
5.junij 2006

Izjava

Izjavljam, da sem diplomsko delo izdelal samostojno pod vodstvom mentorja doc. dr. Boštjana Murovca, univ. dipl. inž. el. in somentorja prof. dr. Slavkota Kocijančiča, univ. dipl. inž. fiz. Izkazano pomoč drugih sodelavcev sem v celoti navedel v zahvali.