

Mag. Danjan ZAZULA
 TGO Cerenje
 Celjska 5a
 63320 VNŠENJE

SAOPŠTENJE

MIKROPROCESORSKI EKG ANALIZATOR

ECG ANALYSING BY MICROPROCESSOR

VSEBINA - Članek opisuje uporabo mikro računalnika v sistemu za avtomatično analizo elektrkardiogramov. Poleg nakažane aparature rešitve so bili izdelani programi za vzorčenje vhodnih bioelektričnih signalov, formiranje časovnega poprečja dobljenih vzorcev, Haarovo transformacijo, ugotavljanje značilnih diagnostičnih parametrov elektrokardiograma in izpis rezultatov. Podrobneje sta opisani metodi za izločanje ekstrasistol in Haarovo transformacijo, ki se izvrši znotraj osnovnega vzorčnega vektorja in ne potrebuje dodatnih pomnilniških lokacij.

ABSTRACT - The paper considers the use of microcomputer in the system for automatic analysis of electrocardiograms. The microcomputer hardware is shown and software for sampling of input bioelectrical signals, their time average forming, Haar transformation, estimation of significant diagnostic parameters of electrocardiograms and printout of results has been elaborated. The methods for elimination of extrasystols and Haar transformation, which is executed inside the basic array of samples without additional memory locations needed, are described in details.

1. UVOD

Posnetke bioelektrične aktivnosti srca zdravniki že dolgo uporabljajo pri odkrivanju in zdravljenju srčnih obolenj. Elektrokardiogram, predvsem skalarni, je zato doobna raziskan, ugotovljene pa so tudi korelacije med bolezenskimi stanji srčne mišice in živčnih spletov, ki neposredno aktivirajo mišice, ter spremembami značilnih oblik posnetih bioelektričnih aktivnosti. Žal pa ima zdravnik specialist, ki analizira elektrokardiogram, na razpolago le skope pripomočke, ko mora iz relativno majhne

slike določiti značilne parametre. Rezultati so močno odvisni od kvalitete posnetkov, natančnosti ter izurjenosti in drugih subjektivnih lastnosti zdravnika. Če se hočemo izogniti vsem tem vplivom, moramo prepustiti razpoznavanje objektivni in natančni avtomatski napravi - analizatorju, ki bo na osnovi vstavljenih algoritmov odbral značilne podatke o snemanem signalu.

Pri razpoznavanju oblik signalov s pomočjo univerzalnih, direktnih algoritmov se moramo zateči v okrilje matematičnih rešitev, ki so osnovane na spoznanjih linearne algebre ter statističnih metod z verjetnostnim računom. V prvotnem prostoru oblik je razpoznavanje dokaj neprikladno in zamudno. Bremeni nas množica podatkov, ki so lahko v dobršni meri med seboj odvisni. Če izločimo te vzajemne povezave med njimi, dobimo matematično "čistejšo" sliko, kar omogoča enostavnejšo klasifikacijo. Težimo torej k neki transformaciji, ki prevede prvoten signal na reducirano število neodvisnih podatkov. Gre za preslikavo iz prostora oblik v manjdimenzionalni prostor podatkov. Takšno preslikavo je moč izvršiti z eno od unitarnih transformacij. Zanimive so predvsem transformacije, ki so tako rekoč doma v digitalnem okolju, saj so primerne za računalniške aplikacije.

2. AVTOMATIČNO RAZPOZNAVANJE OBLIK ELEKTROKARDIOGRAMA

Prek posebnih, občutljivih elektrod, ki so na določen način nameščene na pacientovo telo, zaznavamo spremembe električnih potencialov, ki so posledica depolarizacij in repolarizacij srčne mišice. Zaradi avtomatičnega poteka analize dobljenega signala je ugodno, da izberemo enega od kombiniranih odvodov - načinov namestitve elektrod. V [1] in [2] so bili razviti analizni postopki, ki predvidevajo posnetek oblike, kakršno posreduje tako imenovani CM5 odvod /slika 1/.

Pri snemanju elektrokardiograma se neizbežno pojavljajo razne motnje. Na eni strani so to mioelektrične napetosti, ki jih proizvajajo bolnikove mišice, na drugi strani pa šumi, ki nastajajo zaradi slabih kontaktov elektrod in njihovega premikanja, ter inducirane napetosti iz okoliškega prostora. Rezultirajoči signal, katerega glavna sestavina je seveda posnetek srčne aktivnosti, je treba pred vstopom v analizator primerno filtrirati.

Filtriranje se opravi na dva načina: z analognimi filtri na vhođu v analizator [5] in s poprečenjem po periodah ter tekočim poprečenjem že vzorčenega signala [1]. Tako prečiščen signal pa že zagotavlja zadovoljivo analizo [4].

Avtomatizirano razpoznavanje elektrokardiograma zahteva digitalno obliko signala, saj je osnovano na določenih aritmetičnih operacijah. V ta namen je treba vhodni analogni signal digitalizirati, to se pravi vzorčiti, in mu prirediti številske vrednosti. Odločilnega pomena je frekvenca vzorčenja, ki je neposredno povezana z najvišjo frekvenco, vsebovano v vzorčenem signalu. Po mednarodnih priporočilih naj vzorčevalna frekvenca ne bi bila nižja od 500 Hz. Glede na [1] in [2] sem izbral frekvenco 800 Hz.

Med zaporedjem srčnih utripov se večkrat pojavijo takšni, ki se po amplitudi ali celo oblikah razlikujejo od ostalih. Praviloma nastopajo opazno prej, kot bi jih pričakovali, torej ne sovpadajo z osnovno frekvenco bitja srca. Takšne sistole imenujemo ekstrasistole. Pred analizo jih je treba izločiti, saj bi v poprečen signal vnesle pomike, ki bi zabrisali resnično stanje in onemogočili pravilno klasifikacijo.

V [1] je opisan princip razpoznavanja ekstrasistol na osnovi vnaprej izbranega, ročno postavljenega etalonskega vzorca. Tak postopek zahteva mnogo posredovanja, priprav na meritev ter obvezno prisotnost kardiologa-specialista, ki izbere etalon. Sam sem se raje odločil za način, ki je v osnovi podoben etalonskemu, vendar ne zahteva predhodnega določevanja in vnašanja primerjalnega vzorca. Za primerjavo namreč izkoristim kar poprečni vzorec, ki je formiran do obravnavanega trenutka. Ako se pravkar snemani kompleks QRS občutno razlikuje od dosedanjega poprečja, ga izločim iz meritve. Seveda je možno, da se v prvem poskusu vtihotapi ekstrasistola, ki je ne morem razpoznati, ker še nimam primerjalnega vzorca. Vendar se da pri prvem odstopanju iz amplitud vzorcev domnati, kaj je ekstrasistola in kaj normalna sistola. Naj velja za poprečni vzorec:

$$f^{\#}(t) = \{f_1, f_2, \dots, f_K, \dots, f_L, \dots, f_N\},$$

kjer je f_1 vzorec na začetku intervala, ki vsebuje kompleks QRS, f_L pa na njegovem koncu. Hkrati imam tudi testirani niz vzorcev:

$$f_1^{\#}(t) = \{f_{11}, f_{12}, \dots, f_{1K}, \dots, f_{1L}, \dots, f_{1N}\}.$$

Podobnost obeh zaporedij ugotovim s pomočjo Hammingove razdalje:

$$D = \sum_{j=k}^L \left\| 1 \cdot f_{ij}^* - f_j^* \right\| ,$$

kjer je $l=1,2, \dots, M$ in je enak številu dotlejšnjih vzorcev, ki formirajo poprečje. Kot mejo signifikantnosti vzamem prag δ , ki je eksperimentalno izbran. Zadar velja, da je $D \leq \delta$, razpoznam normalno sistolo, pri $D > \delta$ pa ekstrasistolo.

Vhodni podatki, ki jih dobimo z vzorčenjem filtriranega signala, so popisani z diskretno funkcijo f_N^* , kjer predstavlja N število vzorcev. f_N^* je treba prevesti v takšno obliko, ki omogoča najpreprostejši analizi algoritem. V ta namen je bila v [2] izbrana Haarova transformacija.

Posnetek srčne aktivnosti lahko razdelimo na več podintervalov, ki so medsebojno neodvisni in jih analiziramo ločeno. Z uporabo Haarove transformacije pa dobimo zaradi njene lokalne občutljivosti preslikan vzorčni vektor, ki je zelo primeren za takšno obravnavo po odsekih. Lokalna občutljivost se kaže v tem, da so preslikani elementi kompozitum le nekaterih, ne pa vseh prvotnih komponent.

Če hočemo transformirati po Haaru, se moramo držati pravila:

$$[a_N^*] = [E] \cdot [f_N^*] .$$

Pri tem je $[H]$ Haarova transformacijska matrika

$$[H] = \left\{ \mathcal{H}([\log_2(i-1)] + 1, i-2^{\log_2(i-1)}]; (j-1)/N \right\} ,$$

kjer so \mathcal{H} Haarove ortogonalne funkcije, $[\log_2(i-1)]$ celi del števila $\log_2(i-1)$, i in j pa sta indeksa vrstic in stolpcev v matriki $[H]$; $i = 2, 3, \dots, N$, $j = 1, 2, 3, \dots, N$; za $i = 1$ sta prva dva argumenta funkcij \mathcal{H} enaka 0. $[a_N^*]$ je Haarov transform za $[f_N^*]$.

Ko je dobljen Haarov transform filtriranega in vzorčenega signala, je treba uporabiti razpoznavne algoritme, ki so opisani v [2]. V glavnem gre za odločanje na podlagi postavljenih dezijskih funkcij $d_w(\{a_N^*\})$, ki so odvisne od praga w . Želimo, da je le-ta optimalen, določimo pa ga s pomočjo apriornih verjetnosti, ki jih izračunamo iz obsežnejše populacije elektrokardiogramov.

Za grobo orientacijo se po analizi elektrokardiograma izvede diagnosticiranje po Lesterju. Pri Lesterjevi diagnozi se upoštevajo ž analizirani parametri, dobimo pa oceno, ali je sprejeti elektrokardiogram normalen, patološki ali ta na meji med

obema.

3. APARATURNA OPREMA MIKRORAČUNALNIŠKEGA EKG ANALIZATORJA

Analizator je zasnovan s pomočjo mikroprocesorje družine M6800. Blokovno shemo aparature prikazuje slika 2.

- FILT ... analogni aktivni filter. Pri izločevanju motenj iz bioelektričnega srčnega signala gre za relativno nizke frekvence. Izbira pasivnega filtra torej ne pride v poštev, poleg tega pa je aktivni filter uporabljen za delno ojačenje vhodnega signala.
- A/D ... analogno digitalni pretvornik. Na vhod A/D pretvornika prihaja analogno filtriran signal, iz katerega so izločene vse motnje s frekvencami, višjimi od najvišje frekvence snemanega signala. Predvidevan desetbitni paralelni izhod v obliki dvojiškega komplementa, kar je najugodnejše za nadaljnjo obdelavo. Natančnost je tako že zaradi digitalizacije sicer omejena na $\pm 0,5\%$, vendar pomeni skoraj tridesetkratno izboljšavo glede na ročno analiziranje. Analogni vhod mora biti prilagojen tako, da posnetek z najvišjo amplitudo ostaja v predpisanem območju.
- MPU ... mikroprocesorska osrednja enota, ki opravlja vse aritmetično-logične operacije in usmerja vhodni ter izhodni tok podatkov. Izbral sem paralelno osembitno osrednjo enoto MC6800, ki lahko naslovi 65536 pomnilniških mest, razpozna pa 72 zbirniških ukazov, ki rezultirajo največ v 197 različnih strojnih kodih.
- EPROM ... programirani bralni pomnilniki, v katerih so vpisani vsi programi, potrebni za celotno pripravo in analizo vhodnih podatkov ter izpis rezultatov. Ti programi zasedejo 3821 bytov, zapis komentarjev k rezultatom pa 923 bytov. Zadošča torej pet bralnih pomnilnikov po 1 K bytov. Pri tem spravimo zapis komentarjev v poseben pomnilnik. Taka rešitev je ugodna zato, ker je treba za komentarje v drugem jeziku /sedaj so slovenski/ le generirati ustrezno vsebino novega pomnilnika in ga vstaviti na mesto prejšnjega.
- RAM ... vpisno-bralni pomnilniki, ki vsebujejo vzorce popreče-

nega vhodnega signala, njihov Haarov transform in rezultate analize. Z upoštevanjem lokacij, potrebnih za sklad, mora biti na razpolago 1480 bytov. Dobim jih s povezavo 12-RAM elementov po 128 bytov statičnega spomina.

- ODL ... odločitveno vezje aktivira glede na stanje vhodov, ki so priključeni na linije naslovnega in upravno-kontrolnega vodila, enega od izhodov. Izhodi odločitvenega vezja so spojeni s CS priključki /izbira elementa/ bralnih ter vpisno-bralnih pomnilnikov in vhodno-izhodnih enot. Taka povezava zagotavlja optimalno razporeditev pomnilniških kapacitet znotraj razpoložljive množice naslovov ter omogoča enoumno naslavljanje.
- PIA ... vhodno-izhodni pretvornik, prek katerega teče upravljanje tiskalnika in izstopajo izhodni podatki.
- TISK ... tiskalnik za izpis rezultatov analize. Predviden je v izvedbi, ki ima že vgrajeno vso potrebno prilagoditveno in krmilno logiko.
- RES ... tipka, s katero spravimo prek reset priključka na osrednji mikroprocesorski enoti analizator v začetno stanje. Enako se zgodi ob vsakem ponovnem vklopu naprave avtomatično /resetno vezje/.
- KAL ... tipka, s katero poženemo izvajanje programa, ki določi številsko vrednost na vhod prihajajočih kalibracijskih impulzov. Šele po uspešnem kalibriranju je možno spraviti v tek program za sestavljanje časovnega vektorja elektrokardiogramskih vzorcev. Pritisk na tipko KAL pomeni nemaskirano prekinitev delovanja osrednje mikroprocesorske enote.

4. PROGRAMSKA OPREMA

Programi, ki omogočajo delovanje mikroprocesorskega EKG analizatorja, sem napisal v zbirnem jeziku za sistem M6800 [3]. Zaradi prostorske omejitve navajam le splošni diagram poteka /slika 3/ ter kratek opis najvažnejših programskih enot.

Kalibracijski program

Rezultati, izpisani s tiskalnikom, morajo biti opremljeni

s časovnimi in napetostnimi enotami. Časovno merilo je določeno z vzorčevalno frekvenco, ki je nespremenljiva in znana. Drugače pa je z napetostmi vzorca: signal iste napetosti bo pri enem EKG sistemu doživel drugačno ojačenje kot pri drugem. Zaradi tega so klasične EKG aparature, na katere bo predvidoma priključen analizator, opremljene z etalonskim izvorom napetosti, ki oddaja vlak impulzov z vrednostjo 1 mV. Te impulze sprejema tudi EKG analizator, jih vzorči in njihovo številsko vrednost shrani za poznejše normiranje.

Program za formiranje povprečnega časovnega vektorja in izločevanje ekstrasistol

Po uspešni kalibraciji se program še naprej odvija v realnem času. Vsi izračuni in ocenitve se izvršijo v času med jemanjem dveh vzorcev.

Vzorčenje poteka s frekvenco 800 Hz, ki je generirana programsko z nizom instrukcij, med katere so vštete tudi vse tiste, ki aritmetično in logično obdelajo vzorec. Vzorci ciklično polnijo del spomina po algoritmu, ki je opisan v [1]. Nenehno pa testiram, ali se je na vhodu pojavila točka, kjer ima kompleks QRS maksimalni nagib. Uporabim jo kot izhodišče, okoli katerega nanižam vseh 256 vzorcev posamezne sistole.

Če je snemani utrip prvi v zaporedju, ga po odkritju kompleksa QRS samo prenesem v območje, ki je rezervirano za tvorbo povprečnega časovnega vektorja. Pri vseh nadaljnjih sistolah pa najprej ugotavljam odstopanje merjenega kompleksa QRS od tistega, ki je v poprečju. Ako je odstopanje večje od predpisanega praga, gre za ekstrasistolo, katere vrednosti ne dodajam k poprečju.

Program za Haarovo transformacijo

Pri tako imenovani hitri Haarovi transformaciji je potrebnih precej pomnilniških kapacitet za izračunavanje in hranjenje vmesnih rezultatov. Z določenim preoblikovanjem same transformacije pa sem dosegel, da pretvorba poteka znotraj spomina, ki je prihranjen za vhodne podatke. Vhodni vektor sem transformiral torej v samega sebe. Algoritem je predstavljen za 16 vzorcev $N = 16/$ s sliko 4. Polna črta pomeni seštevanje, črtkana pa množenje z 2 in nato odštevanje. Edina slabost tega algoritma je, da ne dobim Haarovih komponent urejenih sekvencialno, ampak so razpršene po nekem binarnem zakonu. Če narreč hočem doseči Haarove transforme

z indeksom, ki nakazuje njihovo pozicijo v transformiranem prostoru, ga moram pretvoriti v kazalec, ki kaže ustrezno pozicijo komponente v preslikanem vektorju.

Naj bo i indeks, s katerim želim dobiti komponento $X(i)$, $N = 2^n$ pa število elementov v vektorju. Če z j označim odmik od dna vektorja, velja:

$$j = \begin{cases} 2(2i-1)(n-1-\lfloor \log_2 i \rfloor) - N, & 0 < i \leq N/2, \\ 2i - N + 1, & i > N/2, \end{cases}$$

pri čemer pomeni $\lfloor \log_2 i \rfloor$ le celi del števila $\log_2 i$.

Pretvorba indeksa v pozicijo se da programsko preprosto rešiti, saj zahteva le 8 dodatnih instrukcij, kar pomeni 12 bytov spomina, traja pa v najslabšem primeru le 46 μ s pri osnovni frekvenci 1 MHz.

Programi za analizo in izpis podatkov

Odkrivanje signifikantnih točk elektrokardiograma s pomočjo Haarove transformacije temelji v glavnem na iskanju ekstremov znotraj množic Haarovih komponent določenega reda [2]. Amplitude posameznih valov je treba iskati v časovnem prostoru.

Aritmetično najzahtevnejše je določanje nagiba zveznice ST. V bistvu gre za izračunavanje nagiba optimalne premice [1]. V vseh programih je uporabljena aritmetika s fiksno vejico; spremenljivke so v večini primerov 16-bitne, le deloma 24-bitne.

Pred tiskanjem prevedem rezultate iz binarne v 7-bitno BCD obliko. Podprogram za tiskanje izpisuje vzporedno vektor komentarjev, ki so spravljani v posebnem programiranem bralnem pomnilniku, in vektor rezultatov, spravljanih na določenih vpisno-bralnih pomnilniških lokacijah.

Glede na rezultate, ki sem jih dobil s simulacijo opisanih programov na računalniškem sistemu IEM/370 model 135, ugotavljam, da analiza elektrokardiograma z mikroprocesorjem traja približno 540 ms, če izvzamemo oblikovanje poprečnega časovnega vektorja /predvidenih 32 sistol/ in izpisovanje rezultatov.

5. ZAKLJUČEK

Ročna analiza elektrokardiogramov, zasnovana na iskanju značilnih parametrov in predelov signala, postane z rutino prej

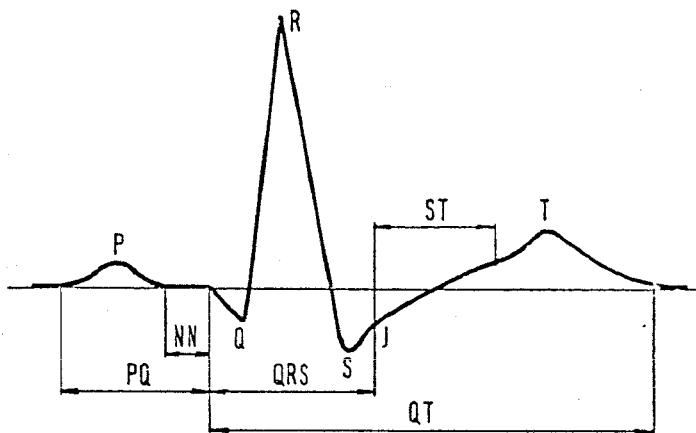
obremenitev kot kreativno delo. Zdravnikova primarna naloga je, da na osnovi dobljenih signifikantnosti elektrokardiograma odkrije simptome morebitnih bolezni, postavi pravilno diagnozo in predpiše ustrezno terapijo. Forej mu je lahko v veliko pomoč programiran avtomat, ki po izbranih algoritmih najde potrebne parametre natančneje in mnogo hitreje kot človek.

Mikroprocesorski EKG analizator v obliki, ki sem jo opisal, je predvaden kot dodatek k standardnim snemalnim EKG aparaturam. Vendar lahko z manjšimi aparaturnimi spremembami dosežemo, da deluje kot avtonomna naprava. Tako napravo pa je možno uporabljati tudi za masovne, preventivne srčne preglede, ki z naraščanjem števila srčnih obolenj že postajajo nujnost.

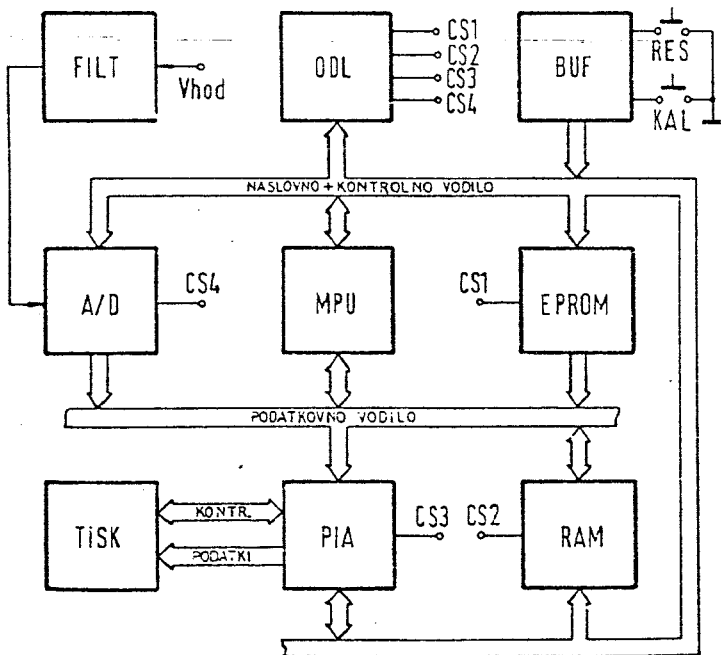
In ne nazadnje nudi bliskovit razvoj mikroprocesorskih komponent tudi na področju avtomatične analize elektrokardiogramov neslutene možnosti. Na pohodu je vektorska kardiografija, ki daje glede na skalarne posnetke mnogo dodatnih, koristnih informacij, vedno pomembnejše so naprave za nadzor bolnikov v intenzivni negi, pravzaprav pa tudi zamisli o domačem, hišnem diagnostičnem centru niso več samo domena futurologov. Vse to so aplikacije, ki sicer vsaka zase prinašajo kopico specifičnih problemov, vendar pa se zametki zanje pojavljajo že v mikroprocesorskem analizatorju elektrokardiogramov.

6. LITERATURA

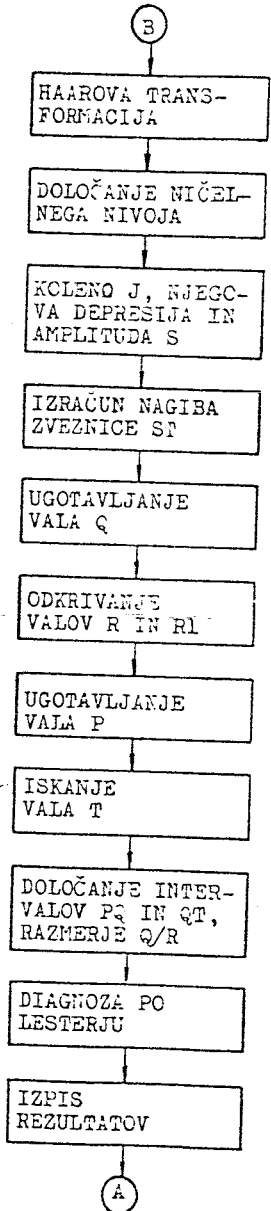
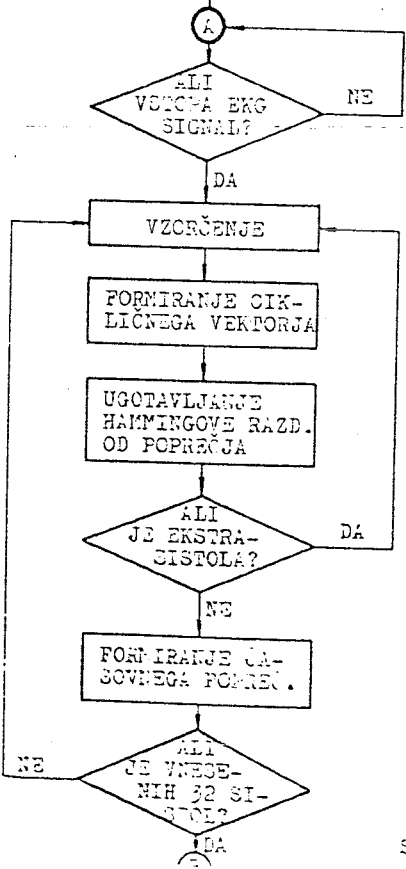
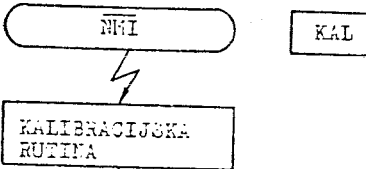
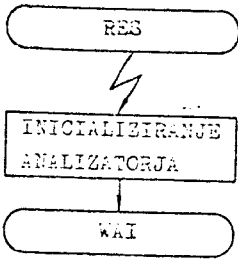
- [1] Ludvik Gyergyek idr., Procesiranje in razpoznavanje elektrokardiograma. Poročilo znanstveno-raziskovalne naloge, št. pogodbe 2-781/1490-74, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1975.
- [2] Ludvik Gyergyek idr., Procesiranje in razpoznavanje elektrokardiograma /II. faza/. Naloga Sklada Borisa Kidriča. Pogodba št. 781/643-75, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1976.
- [3] Damjan Zazula, Magistrsko delo, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1978.
- [4] Ludvik Gyergyek idr., Vrednotenje sistema za analizo in diagnosticiranje signalov EKG uri testu obremenitve. Naloga Raziskovalne skupnosti Slovenije. Pogodba št. 781-5581/77, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1978.



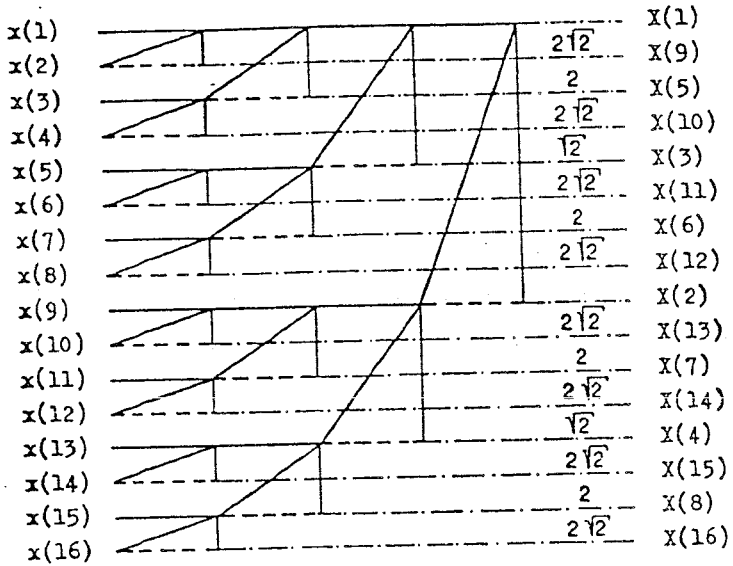
Slika 1



Slika 2



Slika 3



Slika 4