

XXVI JUGOSLOVENSKA KONFERENCIJA ETAN-a, SUBOTICA, 7 — 11. JUNA 1982. GODINE

F Solina⁺, L Gyergyek, F Jager, M Vezjak, F Mihelič, D Zazula⁺
 Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, Ljubljana
 + TGO Gorenje, Celjska 5a, Titovo Velenje

PREPOZNAVA MOTENJ SRČNEGA RITMA
 Z RAČUNALNIKOM

ARRHYTHMIA DETECTION BY DIGITAL
 COMPUTER

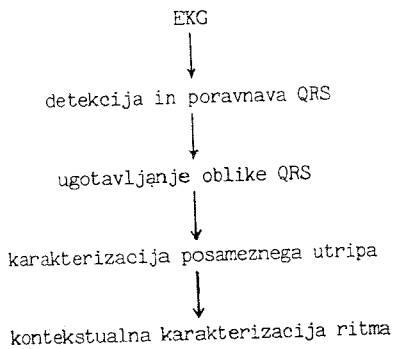
POVZETEK: Sistem za računalniško prepoznavo motenj srčnega ritma mora prihajajoče QRS komplekse razvrstiti na normalne in take z nenormalno obliko. Razvili smo algoritem, ki primerja shranjeni normalni QRS kompleks s prihajajočimi tako, da sešteva amplitudne razlike v posameznih točkah. Algoritem se prilagaja pri mešanemu šumu in nihanju ničelnega nivoja s prilagodljivo ovojnico, ki odloči ali se naj amplitudna razlika v določeni točki prišteje skupni vsoti ali ne. Širina ovejnice se prilagaja varianci ploščine normalnih QRS kompleksov.

ABSTRACT: The basic task of any arrhythmia detection system is the classification of incoming QRS complexes into a number of distinct normal and abnormal morphologies. An algorithm based on comparing incoming QRS complexes with a stored normal QRS complex (template) was developed. To compensate for noise and baseline wander absolute differences are compared to an adaptive threshold band used as the envelope of comparison prior to the addition to the difference area. The envelope width is adapted according to the area variance of normal QRS complexes.

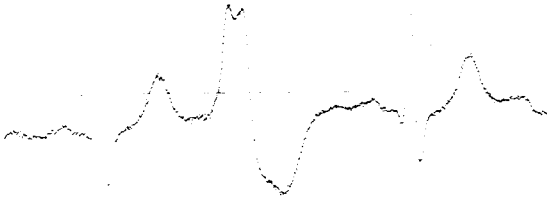
UVOD

Računalniki so se v elektrokardiologiji že udomačili in uveljavili. Ne uporabljajo se le v raziskovalne namene, ampak so postali tudi v klinični praksi običajen pripomoček pri zbiranju podatkov, njihovi obdelavi in ovrednotenju. Računalniška prepoznavo motenj srčnega ritma se je začela v primerjavi z računalniško analizo diagnostičnega elektrokardiograma nekoliko kasneje, saj so zahteve in težave večje. Obdelava mora namreč potekati v realnem času ali še hitreje, zaradi narave snemanja je šum v posnetkih večji in ga je težje nadzorovati, število podatkov je ogromno in morfološke razlike v EKG posnetkih so med

zdravimi preizkovanci velike. Pregled rezultatov dosedanjega dela in postopkov na področju računalniške prepoznavne motenj srčnega ritma je opisal Thomas s sod. (1). Avtomatična prepoznavna srčnega ritma se uporablja pri spremljanju osnovnih življenjskih funkcij ogroženih bolnikov (monitoring), pri avtomatski obdelavi obremenitvenih in drugih testov in pri analizi dolgih ambulantnih posnetkov (Holter monitoring). Računalnik, ki spremlja EKG na oddelkih za intenzivno nego ogroženih bolnikov sproži alarm, če nastopijo nevarne motnje srčnega ritma. Odkar sumijo, da se pred življenjsko nevarno fibrilacijo prekatov pogosteje pojavljajo prezgodnji ventrikularni utripi (2), jih računalnik šteje in sporoča kako se spreminja njihovo število v časovni enoti. Pri obremenitvenem testu je število ekstrasistol, ki se pojavijo pri večjem fizičnem naporu, prav tako pomembno za diagnozo. Poleg tega program ekstrasistole ne sme prišteti k povprečni periodi, saj pri obremenitvenem testu program zaradi pogostih motenj diagnostične parametre meri na povprečni systoli (3). Povprečju prišteta ekstrasistola bi rezultate povsem pokvarila. Snemanje elektrokardiogramov na preizkovancah med njihovo vsakdanjo aktivnostjo je uvedel Holter (4). Ogromno število podatkov na posnetkih dolgih do 24 ur prav kliče k avtomatski analizi in urejanju podatkov. Osnovna naloga sistema za avtomatično prepoznavo ritma (slika 1.) je v vsakem primeru ločevanje prihajajočih QRS skupin po obliki na "normalne" in take, ki imajo drugačno obliko (slika 2.).



Slika 1: Sistem za avtomatsko prepoznavo ritma



Slika 2: Primer ventrikularne ekstrasistole

Z analizo oblike EKG signala dobimo tiste podatke, ki jih rabimo za klasifikacijo posameznega utripa. Podatki o obliki in času nastopa vsakega posameznega utripa pa je osnova za kontekstualno analizo ritma. Za določanje oblike QRS skupine so opisani številni načini, ki vsi slonijo na dveh osnovnih metodah (5), znanih iz teorije razpoznavanja vzorcev.

Prva metoda sloni na merjenju določenih značilnosti posameznega QRS kompleksa v časovnem prostoru. Nekaj najpogostejših so širina QRS, amplituda R vala, amplituda R-S, polariteta in ploščine pod krivuljo. Te značilnosti slonijo deloma na izkustvih ročnega odčitavanja elektrokardiograma in so v analizo ritma (Oliver, Nolle, Cox, 5,6) prišli iz računalniške analize diagnostičnih elektrokardiogramov (Bonner, 7).

Druga metoda je bolj neposredna. Vsak nov QRS kompleks se primerja s prej shranjenim normalnim. Obliki obeh krivulj lahko primerjamo s križno korelacijo (Feldman, 8) ali kakšno bolj preprosto metodo za ugotavljanje podobnosti med krivuljami. Metoda je manj občutljiva na šum in spremembe amplitud normalnih QRS kompleksov. Ker zahteva več računanja, je najprej prevladovala prva metoda. Z bolj zmogljivimi računalniki pa ta prednost zgublja pomen in korelacijske metode postajajo vse bolj priljubljene, saj so primerjave njihovo prednost tudi dokazale (9,10).

NAMEN DELA

Z razpoznavanjem oblike QRS kompleksa se je naša skupina spopadla pri razvoju mikroprocesorskega analizatorja EKG za obremenitveni test (11,12,13). Analizator javlja med drugimi rezultati testa tudi število ekstrasistol. Zato je

bilo potrebno razviti tak algoritem, ki točno razmeji normalne in nenormalne QRS komplekse in ne izloči le vse morebitne ekstrasistole, saj za samo povprečje ni nobene škode, če kakšen normalen kompleks tudi izpade. Natančno razmejitve zelo oteži šum in veliko nihanje ničelnega nivoja, ki je posledica dela večjih mišičnih skupin. Zaradi mikroprocesorske izvedbe mora biti v algoritmu čim manj množenja.

METODE DELA

Elektrokardiogrami, ki smo jih uporabili za razvoj in testiranje algoritmov so bili posneti v Bolnici za revmatske bolezni in rehabilitacijo v Krapinskih toplicah in na Fiziološkem inštitutu Medicinske fakultete v Ljubljani. Posneti so bili na magnetofon z FM modulacijo, vzorčenje signala s 500 Hz in razvoj algoritmov pa je potekal na računalniku PDP 11/34 na fakulteti za elektrotehniko. Programi za vzorčenje, filtriranje, QRS detekcijo, povprečenje in razvojna oprema z računalniško grafiko so bolj podrobno opisani drugje (13,14,15,16). Šele po končanem razvoju algoritmov na velikem računalniku je sledil prenos na mikroprocesor.

UGOTAVLJANJE OBLIKE QRS KOMPLEKSOV

Naj N točk $x_1, x_2, x_3, \dots, x_N$ predstavlja neznan QRS kompleks. Ta neznan kompleks primerjamo s shranjenim normalnim QRS kompleksom, ki ga prav tako predstavlja N točk $y_1, y_2, y_3, \dots, y_N$. Krivulji je treba pred primerjavo poravnati na časovni osi in ju postaviti na ničelni nivo (13).

Mera različnosti naj bo prva norma linearne algebre (17), to je srednja absolutna razlika:

$$d_1 = \frac{1}{N} (|x_1 - y_1| + |x_2 - y_2| + |x_3 - y_3| + \dots + |x_N - y_N|) \quad (E1)$$

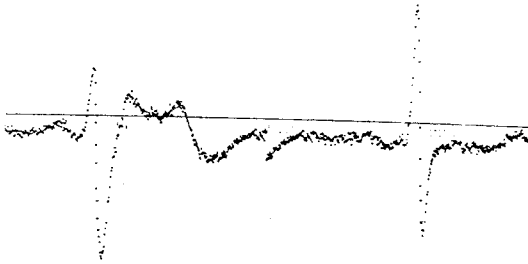
Če je $d_1 = 0$, potem sta krivulji enake oblike. Če pa je d_1 "velik" sta krivulji zelo različni. Zato lahko uvedemo naslednje odločitveno pravilo, ki sloni na absolutni ploščini shranjene QRS skupine:

$$\begin{aligned} d_1 < p &\longrightarrow \text{normalen QRS} \\ d_1 > p &\longrightarrow \text{ekstrasistola} \end{aligned} \quad (E2)$$

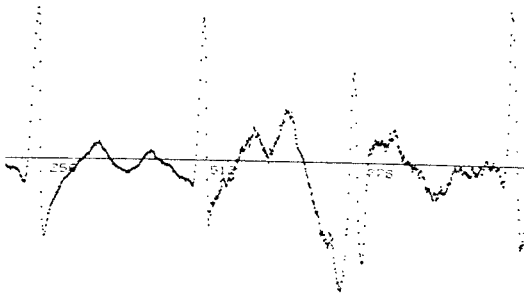
$$p = k \cdot \sum_{i=1}^N |y_i| \quad (E3)$$

Po dolgotrajnem preizkušanju z različnimi posnetki smo ugotovili, da ni moč določiti optimalnega praga p , ki bi ločil normalne QRS skupine od ekstrasistol v vseh primerih.

Da bi algoritem ločil med povprečno QRS skupino in ekstrasistolo v primeru s slike 3, mora biti p manjši kot v primeru na sliki 4, ko je obremenitev maksimalna in so razlike med normalnimi QRS skupinami velike.



Slika 3: Ekstrasistola in normalen QRS v mirovanju



Slika 4: Shranjeni povprečni QRS in normalen QRS pri močnem nihanju ničelnega nivoja

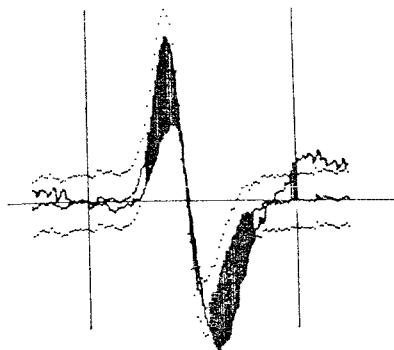
Tudi v mirovanju pride med normalnimi QRS skupinami do odstopanj zaradi nihanja ničelnega nivoja, širjenja QRS in deviacije srčne osi. Vsota teh majhnih razlik lahko znese veliko, čeprav nič ne pomenijo. Zato algoritem sešteje le tiste absolutne razlike, ki so večje od nekega praga (slika 5) in ki deluje kot ovojnica shranjenega QRS kompleksa:

$$d_1^i = \sum_{i=1}^N |x_i - y_1| \quad i : |x_i - y_1| > a \quad (E4)$$

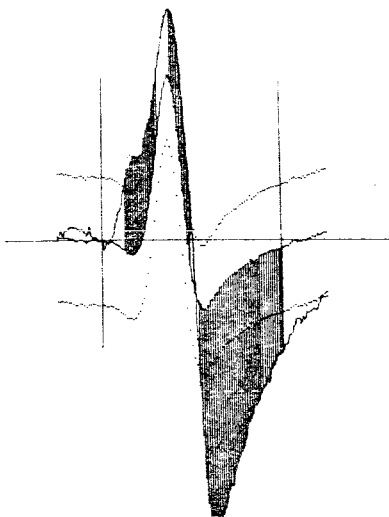
Metodo je moč izpopolniti tako, da je širina ovojnice prilagodljiva nihanju ničelnega nivoja. Oblika elektrokardiograma se s časom spreminja, zato je potrebno obnavljati shranjeni normalni QRS kompleks, ki je v našem programu povprečje 16 normalnih zaporednih QRS skupin (13). Med računanjem novega QRS povprečja program računa njihovo srednje odstopanje od prejšnjega povprečja:

$$v = \frac{1}{16} \sum_{j=1}^{16} \sum_{i=1}^N |x_i - y_{ij}| \quad (E5)$$

Varianca ploščin normalnih QRS kompleksov v se je izkazala kot dobra ocena njihova ničelnega nivoja.



Slika 5: Primerjava QRS skupin v mirovanju



Slika 6: Primerjava QRS skupin pri obremenitvi

V odvisnosti od variance program spreminja širino obojnice (slika 6). Širina obojnice je zato definirana tako:

$$a = f(v) \cdot R \quad (E6)$$

R je amplituda R-S neznanega QRS.

REZULTATI

Algoritem v opisani obliki smo dosedaj bolj obsežno preizkušali le na velikem računalniku. Uporabili smo posnetke s posameznimi ventrikularnimi ekstrasistolami pri različnih obremenitvah.

vseh QRS : 16031	Pravilno razpoznanih VES (TP) : 246
vseh VES : 278	izpuščenih VES (FN) : 32, odvečnih VES (FP) : 27
TP/VES = 88.5%	FN/VES = 11.5%
FP/VES = 9.7%	
TP/QRS = 1.5%	FN/QRS = 0.2%
FP/QRS = 0.17%	

Preglednica 1: Rezultati statistične analize

Največ edvečnih detekcij VES je povzročilo nihanje ničelnega nivoja. Za spuščanje VES pa je ponavadi bila kriva premajhna amplituda nenormalno razširjene depolarizacije prekatov. Z evalvacijo programov za prepoznavo srčnega ritma so se ukvarjali predvsem njihovi razvijalci in nekateri neodvisni raziskovalci (18). Že pred časom se je med njimi izoblikovalo mnenje, da je za objektivno primerjavo programov najlažja enotna banka podatkov, ki je po dolgoletnem delu že skoraj nared (19).

RAZPRAVLJANJE O METODI

Opisani algoritem sloni na korelacijski metodi, ki ima pred izločanjem posameznih lastnosti dokazano prednost (9,10) in jo uporabljajo tudi drugi (20,21,22). Cox s sod. (19) sicer opozarja, da je uporaba korelacije pri biomedicinskih signalih otežena zaradi natančne določitve izhodiščne točke. V našem algoritmu je problem zadovoljivo rešen z visoko frekvenco vzorčenja. Uporabo ovojnice za zmanjšanje naključnih komponent signala so opisali tudi drugje (20,21), vendar le za štetje vzorcev, ki se bistveno razlikujejo od reference in ne v kombinaciji z linearno normo. Nikjer v literaturi pa nismo zasledili ovojnice, prilagodljive na nihanje ničelnega nivoja.

SKLEP

Algoritem opisan v tem članku, se uporablja v mikroprocesorskem analizatorju EKG med obremenitvenim testom MAE-101, ki je v poskusni proizvodnji v TGO Gorenje. Algoritem bo možno uporabiti tudi za monitoring in hitro analizo Holter posnetkov. V ta namen bo potrebno še vključiti časovno razporeditev QRS kompleksov in z nje pomočjo razviti kontekstualno analizo srčnega ritma.

LITERATURA

1. Thomas LJ, Clark KW, Mead CN, Ripley KL, Spenner BF, Oliver GC: Automated cardiac dysrhythmia analysis, Proceedings of the IEEE 67: 1322, 1979
2. Lown B, Calvert AF, Armington R, Ryan M: Monitoring for serious arrhythmias and high risk of sudden death, Circulation 51: 198, 1975
3. Watanabe K, Bhargava V, Froelicher V: Computer analysis of the exercise ECG: A review, Progress in cardiovascular diseases 22: 423, 1980
4. Holter N: New method for hearth studies, Science 134: 1214, 1961
5. Ripley KL, Murray A: Introduction to automated arrhythmia detection, IEEE Catalog No. EH0171-9, 1980
6. Oliver GC, Nolle FM, Wolff GA, Cox JR, Ambos HD: Detection of premature ventricular contractions with a clinical system for monitoring electrocardiographic rhythms, Comput Biomed Res 4: 523, 1971
7. Bonner RE, Schwetman HD: Computer diagnosis of electrocardiograms II. A computer program for EKG measurements, Comput Biomed Res 1: 366, 1968

8. Feldman CL, Amazeen PG, Klein MD, Lown B: Computer detection of ventricular ectopic beats, *Comput Biomed Res* 3: 666, 1971
9. Strand EM, Smith LR, Turner ME, Mantle JA: A comparison of simple and template variable models for discrimination between normal and PVC waveforms, *Computers in cardiology (IEEE Catalog No. 80CHI606-3)*: 21, 1980
10. Kao R, Olson W: Comparative study of QRS morphology classification for arrhythmia analysis, *Computers in cardiology (IEEE Catalog No. 80CHI606-3)*: 201, 1980
11. Zazula D, Turkulin K: Zasnova in uporabnost mikroprocesorskega analizatorja elektrokardiograma, *Neinvazivne metode u kardiologiji*, Dubrovnik 1980
12. Gyergyek L, Turkulin K, Vezjak M, Zazula D, Solina F, Jager F: Računalniški program za obdelavo elektrokardiografskih signalov pri obremenitvenem testu, III. Simpozij medicina i tehnika, Zagreb 1981
13. Gyergyek L, Jager F, Jakopin J, Janežič A, Rutar V, Solina F, Turkulin K, Vezjak M, Virant M, Zazula D: Inteligentni računalniški in robotski sistemi, *Poročilo RSS št. 03-2514-781/81*, Ljubljana 1981
14. Gyergyek L, Vezjak M, Jager F, Solina F: Digitalno filtriranje elektrokardiograma brez faznega pomika, XXV. Jugosl. konf. ETAN, Zbornik radova VI: 187, Mostar 1981
15. Gyergyek L, Jager F, Solina F, Vezjak M, Mihelič F: Hitri digitalni filtri za filtriranje elektrokardiograma, poslano na XXVI. ETAN, Subotica 1982
16. Gyergyek L, Jager F, Solina F, Vezjak M, Mihelič F, Zazula D: Algoritem za detekcijo QRS kompleksa, poslano na XXVI. ETAN, Subotica 1982
17. Lusternik LA, Sobolew WI: *Elemente der Funktionalanalysis*, Akademie Verlag, Berlin 1979
18. Yanowitz F, Kinias P, Rawling D, Fozzard HA: Accuracy of a continuous real-time ECG dysrhythmia monitoring system, *Circulation* 50: 65, 1974
19. Hermes FF, Geselowitz DB, Oliver GC: Development, distribution, and use of the American Heart Association database for ventricular arrhythmia detector evaluation, *Computer in cardiology (IEEE Catalog No. 80CHI606-3)*: 263, 1980
20. Valiquette D, Conti L, Lace L, Halverson H: A mikroprocessor based arrhythmia detection, edit, and recall system, *Computers in cardiology (IEEE Catalog No. 79CHI462-1)*: 247, 1979
21. Cashman RM, Stott FD: Greta - a low cost arrhythmia analyser for Holter ECG recordings, *Computers in cardiology (IEEE Catalog No. 79CHI462-1)*: 457, 1979
22. Bragg-Renschel DA, Harrison DC: A computerized two channel ambulatory arrhythmia analysis system, *Computers in cardiology (IEEE Catalog No. 80CHI606-3)*: 197, 1980