

LEONID S. FAINZILBERG

Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w badaniach skriningowych oraz w opiece domowej

Intelligent heart monitor for home and medical polyclinics

Streszczenie

W odróżnieniu od metod diagnostyki klinicznej, zorientowanych na uszczegółowienie diagnozy, głównym celem badań skriningowych oraz diagnostyki przedklinicznej jest wczesne stwierdzenie istnienia tendencji do rozwoju chorób.

W artykule wykazano, że stosowanie nowych technologii informacyjnych do analizy oraz interpretacji EKG pozwala na zrealizowanie badań skriningowych serca, a w szczególności na zidentyfikowanie osób chorych w początkowych stadiach niedokrwiennej choroby serca.

Przedstawiono oryginalne podejście do opracowania sygnału, oparte na uśrednieniu zniekształconych cykli EKG w fazowej przestrzeni współrzędnych. Pokazano, iż taka metoda pozwala na zwiększenie skuteczności szacowania cyklu wzorcowego oraz dokładności analizy objawów elektrokardiograficznych choroby niedokrwiennej serca, zlokalizowanych na fragmencie repolaryzacji.

Na podstawie opracowania materiału klinicznego (441 zapisów EKG zweryfikowanych chorych na niedokrwinną chorobę serca oraz 387 zapisów EKG zdrowych wolontariuszy) stwierdzono, iż cecha β_T , która charakteryzuje „symetrie” $S-T$ fragmentu uśrednionej trajektorii fazowej EKG w pierwszym odprowadzeniu, już sama z siebie posiada wartość diagnostyczną: czułość $S_E = 81\%$, swoistość $S_P = 78\%$, przewidywalność wyniku pozytywnego $P(+)$ = 80,8% oraz ujemnego $-P(-)$ = 78,2%.

Biorąc pod uwagę rozpowszechnienie choroby niedokrwiennej serca, w pracy została udowodniona skuteczność opracowanej metody dla przeprowadzania badań profilaktycznych ludności zarówno w warunkach ambulatoryjnych jak i na co dzień.

Słowa kluczowe: EKG, niedokrwienność serca, badania skriningowe, diagnostyka przedkliniczna.

Summary

In opposition to the methods of clinical diagnostics oriented towards making diagnosis more detailed, the main objective of screening examinations and pre-clinical diagnostics, is to recognize a tendency towards disease development.

The paper shows that the use of new information technologies in ECG analysis and interpretation enables heart screening, and especially identification of patients at the initial stages of the ischaemic heart disease. The author presented an original approach to signal processing, based on averaging the deformed ECG in the phase space coordinates. It has been shown that this method makes it possible to increase the effectiveness of the model cycle assessment and precision of the analysis of electrocardiographic symptoms of the ischaemic heart disease, occurring in the repolarisation fragment.

On the basis of the clinical material (441 ECG records of the verified patients with ischaemia, and 387 records of healthy volunteers), it was found that β_T , characteristic, which describes the ‘symmetries’ of $S-T$ fragment of the average phase trajectory has a diagnostic value: sensitivity $S_E = 81\%$, specificity $S_P = 78\%$, the positive predicate value $P(+)$ = 80.8%, and the negative predictive value $-P(-)$ = 78.2%.

Considering the prevalence of ischaemic heart disease, the study proved the effectiveness of the new method developed to carry out prophylactic examinations both at a health care centre and at home.

Key words: ECG, ischaemic heart disease, screening examinations, pre-clinical diagnostics.

WPROWADZENIE

Jednym z głównych zadań medycyny profilaktycznej jest stwierdzenie wczesnych stadiów choroby. Dla realizacji tego zadania niezbędny jest stały monitoring stanu zdrowia ludności. W odróżnieniu od metod diagnostyki klinicznej, skierowanych na uszczegółowienie diagnozy, głównym celem diagnostyki przednozologicznej jest wczesne stwierdzenie istnienia tendencji do rozwoju chorób, w szczególności tych o wysokiej śmiertelności.

Choroby sercowo-naczyniowe należą do najbardziej powszechnych chorób w populacji osób przekraczających 40 rok życia. W dużych miastach Europy od 4% do 6% mieszkańców cierpi na niedokrwinną chorobę serca, zaś niewydolność sercowa, wywołana przez niedokrwinną chorobę serca, jest najczęstszą (do 50%) przyczyną zgonów spowodowanych patologią sercowo-naczyniową [1]. Dane z ostatnich badań epidemiologicznych wskazują na wzrost występowania choroby niedokrwiennej serca w państwach intensywnie rozwijających się, co stwarza zagrożenie ich rozwoju w wyniku „katastrofy epidemicznej”, która może wystąpić jeszcze przed rokiem 2010 [2]. Dlatego wczesne ujawnienie osób chorych na niedokrwinną chorobę serca z bezobjawowym (utajonym) przebiegiem jest ważnym problemem medycznym, którego rozwiązanie, poprzez podjęcie wczesnego leczenia, może obniżyć wskaźnik śmiertelności z przyczyn kardiologicznych. W tym celu nieodzowne są masowe badania ludności, w tym także osób, które nie zwróciły się jeszcze do lekarza w związku z chorobą.

W praktyce kardiologicznej dla diagnostyki niedokrwienia mięśnia sercowego wykorzystywane są różnorakie metody: analiza EKG w spoczynku i po wysiłku, holterowskie monitorowanie EKG, próby farmakologiczne, echokardiogram stresowy, metody radioizotopowe. Nowe możliwości diagnostyki niedokrwiennej choroby serca otwiera metoda kardiografii magnetycznej [3]. Jednak dla masowych badań profilaktycznych bardzo ważne jest uwzględnienie kosztów metody i jej dostępności. W tym aspekcie metoda elektrokardiografii nadal uważana jest za jedną z najbardziej powszechnych i dostępnych. Równocześnie jednak wiadomo, iż tradycyjne badania EKG nie mają wymaganej czułości i swoistości diagnostyki niedokrwienia mięśnia sercowego [1]. Podczas analizy EKG w spokoju u 8,5% mężczyzn oraz 7,7% kobiet występują nieswoiste zmiany odcinka repolaryzacji (depresja lub elewacja segmentu S – T odnośnie linii izoelektrycznej), co powoduje fałszywie dodatnie wyniki diagnostyki. Z innej zaś strony, charakterystyczne przesunięcia segmentu S - T występują jedynie u połowy chorych ze stabilną postacią stenokardii, co z kolei, prowadzi do fałszywie ujemnych wyników [1].

W tym kontekście celowe jest opracowanie nowego podejścia do analizy EKG, skierowanego na podniesienie czułości i swoistości diagnostyki początkowych stadiów niedokrwiennej choroby serca. Nie mniej istotnym jest stworzenie pewnych i relatywnie tanich rozwiązań informatycznych telemedycznych, które mogą być wykorzystywane nie tylko dla organizacji masowych badań w warunkach ambulatoryjnych, lecz również byłyby szeroko dostępne dla pacjentów w celu stałej samokontroli w życiu codziennym, podczas odpoczynku, w trakcie pracy zawodowej oraz podczas wykonywania ćwiczeń sportowych.

W niniejszym artykule została opisana nowa technologia komputerowej analizy EKG, zorientowana na rozwiązanie opisanego wyżej problemu. Opisana technologia oparta jest na oryginalnej metodzie opracowania EKG w fazowej przestrzeni współrzędnych [4, 5, 6, 7].

METODA OPACOWANIA EKG W PRZESTRZENI FAZOWEJ

W realnych warunkach zapisy EKG poddane są wpływowi zarówno wewnętrznych jak i zewnętrznych zakłóceń, które zniekształcają fragmenty informacji i przez to powodują problemy podczas konstruowania komputerowych systemów analizy i interpretacji EKG. Nawet zupełnie nieskomplikowane zadanie rozdzielania EKG na pojedyncze cykle sercowe (odstęp R - R) wymaga zastosowania dość złożonych komputerowych algorytmów wykrywania kompleksów QRS [8, 9].

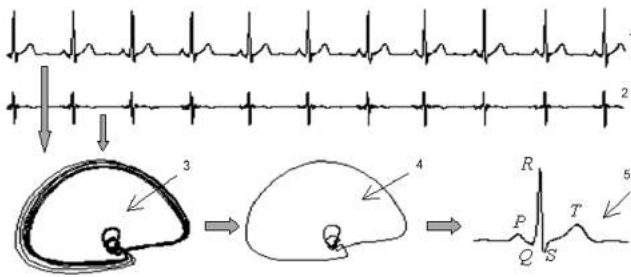
Jeszcze bardziej poważne problemy stwarza komputerowa analiza cech diagnostycznych, zlokalizowanych na odcinku repolaryzacji EKG. W istniejących elektrokardiografach komputerowych stosowane są algorytmy, które przewidują gromadzenie oraz uśrednianie w okresach czasowych sekwencji cykli sercowych z następną analizą diagnostycznych objawów uśrednionego cyklu (wzorca) [10]. Jednakże przy zmianie częstości skurczów sercowych ma miejsce nieliniowe zniekształcenie trwałości poszczególnych cykli. Na przykład, trwałość kompleksu QRS w mniejszym stopniu związana jest ze zmianą częstości skurczów serca, aniżeli trwałości załamka P oraz odcinka S - T. Dla poprawnej oceny wzorca konieczne jest zestawienie w czasie poszczególnych fragmentów uśrednianych cykli. Równocześnie jednak na realnych EKG zazwyczaj brak wyraźnych granic pomiędzy wymienionymi fragmentami, co sprawia kłopot przy ich wiarygodnym rozpoznawaniu w czasie.

To wszystko doprowadza do sytuacji, gdy wykorzystanie tradycyjnych algorytmów uśredniania EKG w czasie doprowadza do „rozmywania” odcinka repolaryzacji i, jako skutek, do błędów w szacowaniu objawów diagnostycznych niedokrwiennej choroby serca, co w wyniku ostatecznym obniża wiarygodność rezultatów diagnostyki [11].

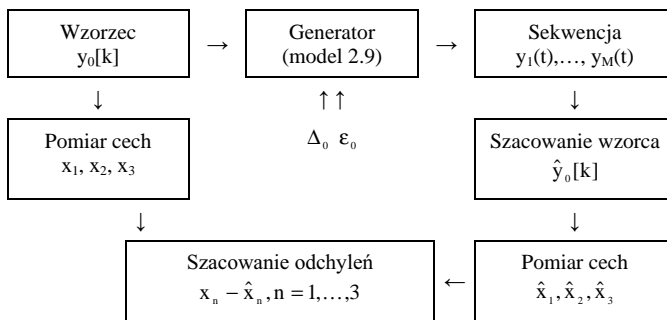
U podstaw proponowanej alternatywnej technologii informatycznej analizy zapisu EKG leży matematyczne modelowanie „realnych” EKG, w którym „realny” zapis EKG traktowany jest jako rezultat zniekształcenia „idealnego” cyklu EKG (cyklu wzorca). Matematyczne modele mogą być uogólnione dla opisu EKG ze zmieniającą się morfologią poszczególnych cykli, na przykład, EKG ze skurczami dodatkowymi. Modelowanie liczbowe potwierdziło adekwatność zaproponowanych modeli matematycznych dla opisu realnych EKG (ryc. 1).



RYCINA 1. Sztuczne elektrokardiogramy, wygenerowane w wyniku modelowania matematycznego na podstawie jednego (a) oraz dwu (b) wzorców.



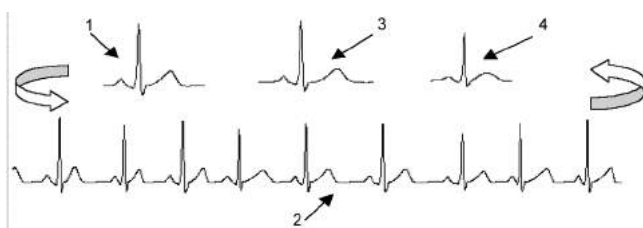
RYCINA 2. Etapy opracowywania zapisu EKG.



RYCINA 3. Schemat organizacji eksperymentów.

TABELA 1. Błędy w pomiarze wartości cech elektrokardiograficznych niedokrwiennej choroby serca

Cecha	Wartość prawdziwa	Szacowanie przy odtworzeniu wzorca w zakresie czasowym		Szacowanie przy odtworzeniu wzorca w przestrzeni fazowej	
		Wartość bezwzgl.	Błąd	Wartość bezwzgl.	Błąd
x_1	0,324 mV	0,284 mV	12,3%	0,321 mV	0,9%
x_2	0,134 s.	0,158 s.	17,9%	0,134 s.	0%
x_3	0,141 mV	0,161 mV	14,2%	0,148 mV	5%



RYCINA 4. Ilustracja wyników eksperymentu: zadany wzorzec (1), obserwowany sygnał (2), obliczanie (szacowanie) wzorca, uzyskane w wyniku uśrednienia w przestrzeni fazowej (3) oraz w zakresie czasowym (4).

Umożliwiło to stworzenie skutecznego algorytmu komputerowego dla oceny „idealnego” cyklu EKG uzyskanego na podstawie obserwowanego „realnego” cyklu EKG. Na rycinie 2 przedstawiono proces „opracowania” zapisu EKG składający się z następujących etapów: zapis obserwowanego „realnego” EKG (1), obliczanie (szacowanie) jego pierwszej pochodnej (2), obliczanie trajektorii fazowych (3), uśrednianie trajektorii fazowych (4), obliczanie (szacowanie) „idealnego” cyklu EKG (5).

Dla oceny skuteczności zaproponowanej metody zostały przeprowadzone eksperymenty modelowania według sche-

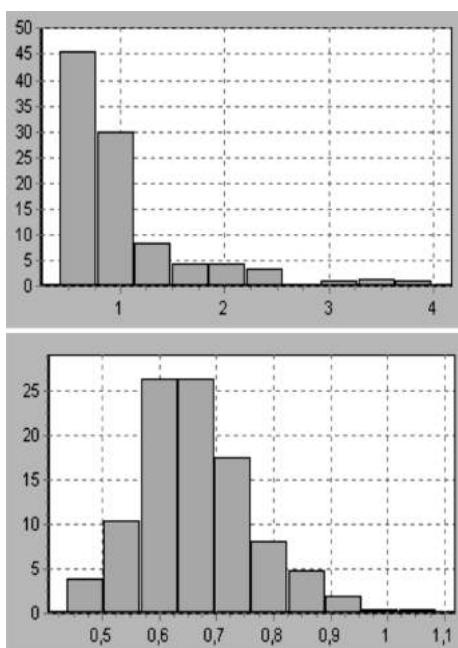
matu przedstawionego na rycinie 3. Zgodnie z wprowadzonymi cyklami wzorcowymi EKG o znanych wartościach cech elektrokardiograficznych niedokrwiennej choroby serca (x_1 - amplituda załamka T; x_2 - trwanie załamka T; x_3 - przesunięcie S - T od linii izoelektrycznej) były generowane sztuczne elektrokardiogramy zgodnie z modelem. Dla oceny wzorca wykorzystano 20–50 zniekształconych cykli. Jakość procedury oceniono na podstawie względnego błędu $\delta_n = |\hat{x}_n - x_n|/x_n$, $n = 1, 2, 3$ szacowania wartości cech, stwierdzonych na wzorcu prawdziwym oraz na wzorcu otrzymanym w wyniku uśredniania.

Dane z tabeli 1 - przykładowe wyniki jednego z eksperymentów - wskazują, iż wykorzystanie zaproponowanej koncepcji umożliwi istotne zredukowanie błędów w szacowaniu wartości cech diagnostycznych niedokrwiennej choroby serca. Nie jest to przypadkowe, gdyż praktycznie we wszystkich eksperymentach algorytm uśredniania prowadził do wyraźnie zauważalnego „rozmycia się” kształtu odcinka repolaryzacji (ryc. 4).

Na podstawie licznych obserwacji stwierdzono szereg interesujących właściwości trajektorii fazowych EKG, na podstawie których powstała hipoteza o możliwości rozszerzenia tradycyjnych poglądów o cechach elektrodagnostycznych niedokrwiennej choroby serca. W szczególności stwierdzono, iż na skutek wysiłku u osób posiadających słabą kondycję fizyczną, wzrasta parametr β_T , który charakteryzuje współzależność szybkości na wzrastającym oraz na spadającym odcinku repolaryzacji uśrednionej trajektorii fazowej, wówczas, gdy u osób „wysportowanych” podobne zmiany najczęściej są mało istotne. Obserwacje pokazały także, iż wartość parametru β_T praktycznie nie zależy od odprowadzenia EKG. Te właśnie fakty zostały wykorzystane jako podstawa proponowanej technologii informacyjnej, która zapewnia analizę oraz interpretację parametru β_T w pierwszym standardowym odprowadzeniu.

Ocena skuteczności diagnostycznej cechy β_T została przeprowadzona na podstawie danych z badań klinicznych, uzyskanych na oddziale chorób niedokrwienych serca Kardiologicznego Instytutu Naukowo-Badawczego im. W. D. Strażesko, Akademii Nauk Medycznych Ukrainy w Kijowie oraz na podstawie danych, udostępnionych autorowi przez cztery niemieckie kliniki: 1) Essen University Hospital (Essen), 2) Katholical Hospital „Phillusstift” (Essen), 3) Heart and Diabetes Center of North Rhein-Weasfalia (Bad-Oeynhaus), 4) German Heart Center (Berlin).

Materiał badawczy zawierał 441 zweryfikowane zapisy EKG osób chorych na niedokrwinną chorobę serca oraz 387 zapisów EKG zdrowych wolontariuszy, zaliczonych do grupy kontrolnej. Warto zauważyć, iż do grupy osób chorych zaliczeni zostali pacjenci, którzy wcześniej zostali zbadani metodą koronarograficzną i w ten sposób uzyskali potwierdzenie diagnozy niedokrwiennej choroby serca, jednak EKG tych pacjentów nie posiadały charakterystycznych przesunięć odcinka S - T od linii izoelektrycznej. Innymi słowy, tradycyjna analiza EKG takich pacjentów dawałaby wyniki fałszywie ujemne. Natomiast, statystyczna analiza danych wskazuje, że średnia wartość proponowanej nowej cechy β_T istotnie różniła się w grupie osób chorych na niedokrwinną chorobę serca oraz w grupie kontrolnej i wyniosła odpowiednio $0,956 \pm 0,43$ oraz $0,665 \pm 0,12$ (ryc. 5).



RYCINA 5. Histogramy rozkładu parametru β_T u osób chorych na niedokrwinną chorobę serca (po lewej) oraz w grupie kontrolnej (po prawej). Wynik testu t-Studenta potwierdził, że hipoteza o przypadkowej różnicy średnich wartości może zostać odrzucona ($p < 0,001$).

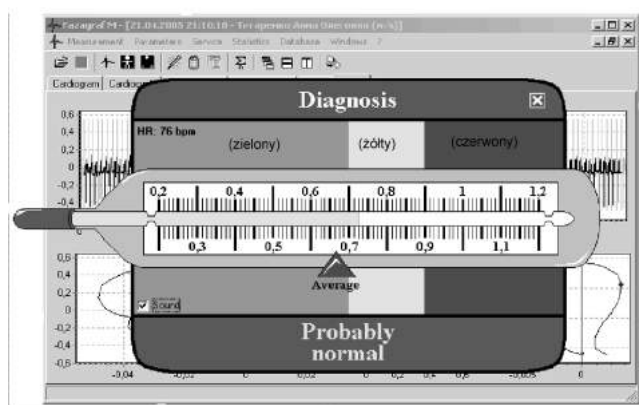
PRAKTYCZNA REALIZACJA

Dla wykorzystania opisanej metody analizy EKG w opiece domowej oraz do przeprowadzenia profilaktycznych badań skriningowych niedokrwiennej choroby serca zostało skonstruowane urządzenie składające się z miniaturowego mikroprocesorowego rejestratora sygnału EKG oraz specjalistycznego oprogramowania do analizy i interpretacji tego sygnału. Rejestrator mikroprocesorowy umożliwia zapis EKG pacjenta z dwóch palców przyłożonych do elektrod wykonanych z chlorku srebra (AgCl). Zarejestrowane dane są następnie w postaci cyfrowej przesyłane do komputera PC, zgodnie z protokołem standardowych interfejsów USB lub IrDA (ryc. 6).



RYCINA 6. Czujnik mikroprocesorowy.

Specjalistyczne oprogramowanie zapewnia filtrację danych, selekcję artefaktów, szacowanie cyklu wzorcowego na podstawie zaproponowanej technologii informacyjnej opracowania sygnału w fazowej przestrzeni współrzędnych oraz szacowanie cech diagnostycznych cyklu wzorcowego, w tym także parametru β_T . Wyniki badań są gromadzone w bazie danych.



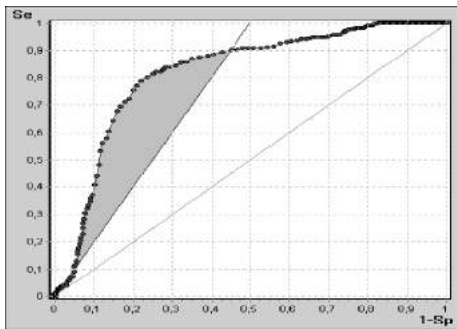
RYCINA 7. Graficzny wskaźnik wyników testu.

Przy konstruowaniu urządzenia i oprogramowania postanowiono opracować interfejs użytkownika, wygodny do przeprowadzenia badań skriningowych oraz zrozumiały dla pacjentów, którzy mogą być jego użytkownikami. W tym celu zintegrowany wynik testu, oparty na oznaczeniu parametru β_T , przedstawiany jest na symbolicznym wskaźniku graficznym przypominającym „termometr” (ryc. 7). Wskaźnik ten obrazuje bieżące i przeciętne (według danych archiwalnych) wartości β_T , uzyskane w wyniku opracowania EKG konkretnego pacjenta, w odniesieniu do kolorowej skali. Kolor zielony oznacza „NORMA”, żółty – „UWAGA”, a czerwony – „ZAGROŻENIE”. Wynik testu jest także ujawniany w postaci odpowiedniego komunikatu głosowego. W takim trybie obsługa urządzenia jest dostępna zarówno dla pracownika medycznego średniego szczebla w trakcie przeprowadzenia skriningowych badań profilaktycznych w warunkach ambulatoryjnych, jak i bezpośrednio dla pacjenta w warunkach domowych czy też w miejscu pracy.

Lekarz może ponadto uzyskiwać kompletną informację o zarejestrowanym sygnale EKG. Funkcje interfejsu użytkownika adresowane do lekarza pozwalają na odzwierciedlenie, w skali czasu, rzeczywistego procesu rejestracji EKG, przedstawienie rozwiniętych, tekstowych i graficznych, wyników jego opracowania, w tym także porównanie EKG w spokoju i po obciążeniu fizycznym (częstość i zmienność częstości skurczy sercowych, liczba stwierdzonych skurczy dodatkowych, parametry amplitudowo-czasowe fragmentów uśrednionego cyklu etc.).

Istnieje także możliwość przeprowadzenia oceny statystycznej wyników, które przechowywane są w bazie danych. Dla wygody oceny skuteczności testu diagnostycznego, opartego na oszacowaniu cechy β_T , w skład oprogramowania włączono moduł generowania krzywej ROC, która odzwierciedla zależność pomiędzy czułością S_E testu a wartością $1 - S_P$, gdzie S_P oznacza swoistość testu. Analiza ta, przeprowadzona dla 441 zapisów EKG chorych ze zweryfikowaną chorobą niedokrwinną serca oraz dla 387 zdrowych wolontariuszy, potwierdziła skuteczność metody: krzywa eksperymentalna znajduje się dość daleko od przekątnej, zaś powierzchnia pod krzywą ROC wyniosła 0,832 jednostek (ryc. 8).

Do modułu generowania krzywej ROC wprowadzono uzupełniającą procedurę, która ogranicza obszar krzywej ROC, oceniając przydatność testu diagnostycznego z punktu widzenia zakładanego przewidywalnego ryzyka. Podobne ograniczenie oparte jest na matematycznych wa-



RYCINA 8. Empiryczna krzywa ROC testu diagnostycznego.

runkach, udowodnionych w pracy [12], zgodnie z którymi test przydatny jest przy skriningu niedokrwiennej choroby serca, jeżeli:

$$S_E > \Theta (1-S_P) \text{ przy } \Theta \geq 1 \quad (4)$$

$$S_E > 1 - \Theta + \Theta (1-S_P) \text{ przy } 0 < \Theta < 1 \quad (5)$$

Wartość Θ , występująca w nierównościach (4), (5), znana jest przy pomocy wzoru:

$$\Theta = \frac{1-P_{CAD}}{\omega P_{CAD}} \quad (6),$$

gdzie P_{CAD} - rozpowszechnienie (prewalencja) niedokrwiennej choroby serca w badanej grupie, a ω - dopuszczalna współzależność strat z fałszywie ujemnych oraz fałszywie dodatnich wyników testów diagnostycznych.

Na ryc. 8 szarym kolorem oznaczony jest zakres dopuszczalnych czułości oraz swoistości testu, zbudowany przy $P_{CAD} = 6\%$ i zależności strat od błędów fałszywie ujemnych oraz fałszywie dodatnich $\omega_{CAD} = 5$.

Stwierdzono, iż podjęcie decyzji według reguły progowej:

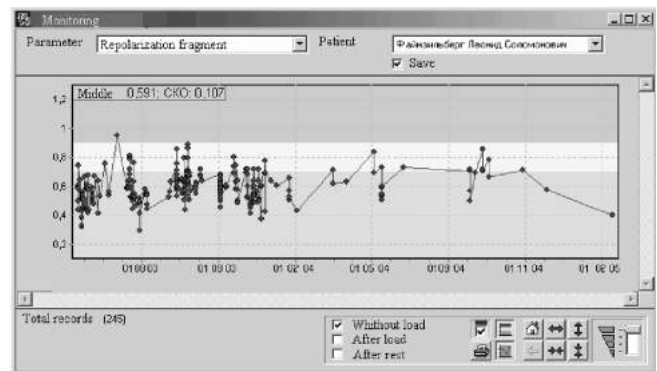
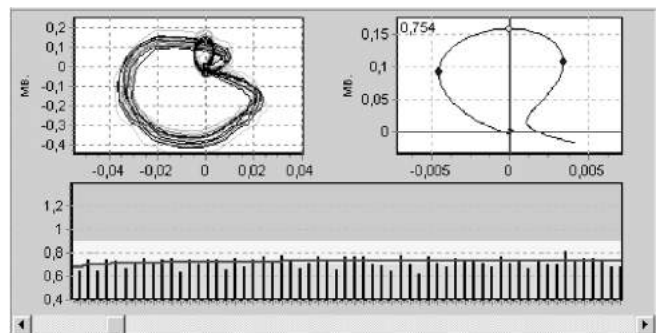
niedokrwienność serca, jeżeli $\beta_T > \beta_0$
 norma, jeżeli $\beta_T < \beta_0$ (7),
 gdzie $\beta_0 \approx 0,72$ zapewnia czułość $S_E = 81\%$ oraz swoistość $S_P = 78\%$.

Łatwo zauważyć (ryc. 8), że test o podobnych cechach operacyjnych zaliczany jest do zakresu testów użytecznych. A więc, reguła diagnostyczna (7) może być zalecana dla skriningu niedokrwiennej choroby serca przy masowych profilaktycznych badaniach ludności.

Oprócz czułości i swoistości, w diagnostyce medycznej stosowane są także wskaźniki prognostyczne (*predictive value*) dodatniego $P(+)$ oraz ujemnego $P(-)$ wyniku. Jak wiadomo, wskaźniki te oceniają odpowiednio możliwość zachorowania przy dodatnim wyniku testu oraz brak zachorowania przy ujemnym wyniku testu. Wykorzystując wzór Bayes'a, łatwo jest wskazać, iż przy przyjętych w pracy oznaczeniach, te wskaźniki można wyprowadzić ze wzorów:

$$P(+) = \frac{1}{1 + \frac{1-P_{CAD}}{P_{CAD}} \frac{1-S_P}{S_E}}, \quad P(-) = \frac{1}{1 + \frac{P_{CAD}}{1-P_{CAD}} \frac{1-S_E}{S_P}} \quad (8).$$

Dla uzupełnienia całości, w module pogłębionej analizy ROC zrealizowana została procedura obliczania $P(+)$ oraz $P(-)$. Ze wzoru (8) wynika, iż testowanie według reguły (7), przy czułości $S_E = 81\%$ i swoistości $S_P = 78\%$, zapewnia $P(+)=80,8\%$ oraz $P(-)=78,2\%$. Takie wskaźniki prognostyczne są do zaakceptowania przy badaniach skriningowych niedokrwiennej choroby serca.

RYCINA 9. Wynik długotrwałego monitoringu parametru β_T (w ciągu dwu lat).RYCINA 10. Wynik krótkotrwałego monitoringu parametru β_T (zapis 100 sekund).

Zauważmy, iż warunki (4) i (5) pozwalają również na realizację odwrotnie postawionego zadania: stwierdzić przedział współzależności strat $\bar{\omega}$, przy którym test znanych charakterystyk operacyjnych (z czułością S_E oraz swoistością S_P) pozostaje przydatny dla skriningu choroby niedokrwiennej serca z punktu widzenia redukcji zakładanego przewidywalnego ryzyka.

Przedział ten określa wzór:

$$\frac{1-P_{CAD}}{P_{CAD}} \frac{1-S_P}{S_E} \leq \bar{\omega} \leq \frac{1-P_{CAD}}{P_{CAD}} \frac{S_P}{1-S_E} \quad (9).$$

Ponieważ $P_{CAD}=6\%$, ze wzoru (9) wynika, że test oparty na regule diagnostycznej (7), pozostaje przydatny dla skriningu choroby niedokrwiennej serca w wystarczająco szerokim zakresie współzależności strat:

$$4,2 \leq \omega_{CAD} \leq 64,1.$$

Opisywane urządzenie umożliwia monitorowanie dynamiki parametrów EKG konkretnego pacjenta, w tym także dynamiki wskaźnika β_T odcinka repolaryzacji trajektorii fazowej (ryc. 9, 10). Takie możliwości przydatne są przy przeprowadzeniu eksperymentów badających wpływ środowiska, leków, testów obciążających oraz innych czynników wywierających wpływ na parametry EKG osoby badanej.

Oprogramowanie urządzenia działa w systemach operacyjnych Windows 98, Windows 2000, Windows XP na współczesnych komputerach PC o średniej wydajności, w tym także na komputerach klasy „notebook”.

Wykorzystując współczesne środki telekomunikacji, w tym także Internet, przy wykorzystaniu opracowanego urządzenia, konsultacje mogą być udzielane pacjentom na odległość, można też prowadzić stały monitoring stanu układu sercowo-naczyniowego w warunkach domowych.

PIŚMIENNICTWO

1. Żukow NA, red. Rukowodstvo po wnutriennim bolezniam. Izdaniye wtoroje, pererabotannoje. Omsk: Omskaja Gosudarstwiennaja medicinskaja akademiija; 1998. s. 512.
2. Połowyje razliczija rasprostranjonosti chroniczeskoj sierdecznoj niedostatocznosti (priedwaritielnyje riezultaty). W: Wiergazowa EK, Smyszljajewa MM, Szadrina LA, Koziolowa NA: Trudy wtoroj wsierossijskoj konfierencii „Sierdiecznaja niedostatocznost”, 2002 (9 – 11 diekabrja 2002). Moskwa: RKNPK; 2002. s. 48.
3. Chaikovskiy I, Kohler J, Hecker T, Hailer B, Auth-Eisernitz S, Sosnytsky V, Feinzilberg L, Budnik N, Steinberg F. Detection of coronary artery disease in patients with normal or unspecifically changed ECG on the basis of magnetocardiography. W: Nenonen J, Ilmoniemi R, Katila T, red. Biomag 2000. Proceedings of the 12th International Conference on Biomagnetism. Helsinki: University of Technology–Espoo; 2001. s. 565-568.
4. Patent Nr 24517 (Ukraina) MKI A61 B 5/024. Fainzilberg LS. Sposob integralnoj ocenki tiekuszcziogo sostojanija sierdieczno – sosudistoj sistiemy czelowieka. Nr 97052323; Zajawlieno 21.05.97; Opublikowano: 30.10.98, Biul 1998;5:4.
5. Fainzilberg LS. Heart Functional State Diagnostic Using Pattern Recognition of Phase Space ECG-Images. Proc. of the 6th European Congress on intelligent techniques and soft computing (EUFIT '98). Aachen (Germany) 1998; 3(B-27):1878-1882.
6. Fainzilberg LS. ECG Averaging Based on Hausdorff Metric. Int J Biomagnet 2003;5(1):236-237.
7. Fainzilberg LS. Kompjuternyj analiz i interpretacija eliektrokardiogramow w fazowom prostranstwie. Sistiemnyje issledowanija i informacionnyje tehnologii 2004;1:34-46.
8. Furno G, Tompkins W. QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system. Proc IEEE Frontiers Eng Health Care 1982;9:155.
9. Pan J, Tompkins WJ. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans Biomed Eng. 1985 Mar;32(3):230-236.
10. Willems JL, Abreu-Lima C, Arnaud P, Brohet CR, Denis B, Gehring J, Graham I, van Herpen G, Machado H, Michaelis J, et al. Evaluation of ECG interpretation results obtained by computer and cardiologists. Methods Inf Med 1990;29(4):308-316.
11. Bierkutow AM, Gurzin SG, Dunajew AA, Proszin EM. Powyszenie efektywnosti riegistracii formy eliektrokardiosignala korrielacionnoj obrabotkoj w cifrowej oscillografii. Biomedicinskije tehnologii i radioelektronika 2002;7:4-13.
12. Fainzilberg LS. K'woprosu o polieznosti diagnosticzeskich mietodow w zadaczach skrininga. Uprawljajuszczije sistiemy i masziny 2002; 6:10-17.

Tłumaczenie z rosyjskiego: lek. med. Igor Szwiec

Informacja o Autorach

LEONID FAINZILBERG S. SOŁOMONA - doktor habilitowany nauk technicznych, naczelny pracownik naukowy, Międzynarodowy Naukowo-Dydaktyczny Ośrodek Technologii oraz Systemów Informacyjnych Narodowej Akademii Nauk Ukrainy oraz MON Ukrainy.

Adres do korespondencji

04214, Ukraina, Kijów-214, ul. Gierojew Dniepra, bud. 36, m. 17; fainzilberg@svitonline.com

KOMENTARZ REDAKCYJNY

Metody informatyczne, pomimo oporu zwolenników tradycyjnej medycyny, będą stanowić coraz ważniejszą część procedur medycznych. Nawet w warunkach podstawowej opieki zdrowotnej, elektroniczne przetwarzanie danych, także o charakterze sztucznej inteligencji, niepostrzeżenie wnika w proces diagnostyczny i leczniczy.

W przypadku procesu oceny elektrokardiogramu wydawało się, że jeszcze przez wiele lat oko lekarza będzie stanowić jedyne narzędzie analityczne. Zaczęło się od prostych uzupełnień aparatu EKG w postaci automatycznego zliczenia częstości rytmu. Dzisiaj niezbyt wyrafinowany

elektrokardiograf czy kardiomonitor obliczy także wszystkie odstępstwa krzywej EKG i ustali oś elektryczną zespołów komorowych, których jednak interpretację kliniczną pozostawia się nadal lekarzowi.

Metody automatycznej interpretacji znalazły zastosowanie dopiero przy konieczności równoczesnej analizy zapisu długotrwałego i z wielu odprowadzeń, jak to ma miejsce w całodobowym monitorowaniu EKG, jednak właśnie tutaj ujawniły się wszystkie wady sztucznej inteligencji różniące ją od ludzkiej. Nawet zaawansowane systemy analizy elektrokardiogramu cechuje schematyczność i sztywność algorytmiczna, niemożność przewidzenia nowych sytuacji i przede wszystkim duża wrażliwość metod na zakłócenia i artefakty w zapisie.

Przedstawiona przez prof. Fainzilberga metoda analityczna, pomimo swej matematycznej komplikacji, ma w swej istocie za cel wyeliminowanie tych wad interpretacji krzywej EKG – dla szczególnego przypadku choroby niedokrwiennej serca. Biorąc pod uwagę już tylko powszechność i poważne konsekwencje tego schorzenia, jest to metoda bardzo cenna. Jej najważniejsze zalety to:

- uodpornienie interpretacji na zakłócenia zapisu krzywej EKG związane z nowatorską metodą uśrednienia;
- płynny typ interpretacji umożliwiający odejście od oceny typu choroby/zdrowy;
- połączenie metody interpretacji automatycznej z rejestratorem nadającym się do badania skriningowego lub obserwacji domowej.

Dzięki swoim zaletom metoda prof. Fainzilberga może znaleźć zastosowanie w zakresie znacznie większym niż implementacja opisana w artykule. Dostrzegam możliwość zastosowania tej metody lub jej elementów w następujących procedurach:

1. Obserwacja domowa pacjentów z chorobą niedokrwinną serca lub nasilonymi czynnikami ryzyka za pomocą kardiomonitora z przesyłaniem danych do systemu analitycznego. Jak można wywnioskować z artykułu, temu zastosowaniu system jest dedykowany. Należy sobie wyobrazić, że rejestrator jest wystarczająco tani, aby można go zastosować w warunkach poradni lekarza rodzinnego, w poradni internistycznej/kardiologicznej, a także u pacjentów, których, z różnych przyczyn, nie można objąć zwykłą obserwacją objawów klinicznych (np. przy „niemych niedokrwieniach”) lub wielokrotnymi badaniami EKG (trudna dostępność aparatu EKG i lekarza dokonującego fachowej oceny zapisu). Zastosowanie systemu może znacznie zredukować koszty obserwacji takich pacjentów przy dużych możliwościach śledzenia dynamiki niedokrwienia za pomocą oprogramowania analitycznego.

2. Przesiewowe wykrywanie choroby niedokrwiennej serca na przykład w grupach ryzyka. Rejestrator można by przekazywać do domu osobom badanim lub przeprowadzać obserwację w przychodni, by następnie wykryte podejrzone przypadki przekazywać do dalszej diagnostyki w warunkach opieki specjalistycznej. Pozwoliłoby to uniknąć zarzutu podejmowania decyzji diagnostycznej tylko na podstawie jednej i to automatycznej metody.

3. Wspomaganie diagnostyki choroby niedokrwiennej serca i innych chorób serca w komputerowych systemach wspomaganie diagnostyki dla oddziałów i poradni. System prof. Fainzilberga może być użyty jako część systemów wspomaganie diagnostyki, które pomogłyby lekarzowi

specjaliście ogarnąć ogrom danych uzyskanych z różnych badań dodatkowych i wspartyby go w diagnozowaniu choroby serca w przypadkach skomplikowanych i niejednoznacznych.

4. Użycie współczynnika β_T i metody uśredniania w przestrzeni fazowej do automatycznej analizy całodobowego zapisu EKG metodą Holtera. Ocena obniżenia odcinka S_T stosowana w badaniu Holterowskim, jako sposób oceny niedokrwienia, jest wątpliwa. Zastosowanie metody pewniejszej i mniej wrażliwej na artefakty mogłoby zwiększyć rolę badania holterowskiego w chorobie niedokrwiennej serca. Sądzę też, że uśrednianie w przestrzeni fazowej miałoby zastosowanie przy ocenie holterowskiej innych problemów kardiologicznych, na przykład bloków przewodzenia.

Jak każda nowa metoda wprowadzona przez nieklinicystę, będzie ona oczywiście wzbudzać krytykę. Uważam, że pozorna zresztą komplikacja metody matematycznej uśredniania w przestrzeni fazowej nie jest wcale istotną wadą. Zastosowanie komputerowego przetwarzania danych eliminuje udział klinicysty w skomplikowanym procesie oblicze-

niowym. Lekarz właściwie nie musi znać matematycznej metodologii otrzymanych wyników.

Co do samego rejestratora/kardiomonitora, dużym problemem może być znalezienie grupy pacjentów zainteresowanych używaniem tego typu urządzenia w warunkach domowych. Problemem mogą być zarówno kwestie finansowe, jak i sprawy mentalne związane ze stopniem współodpowiedzialności za swoje zdrowie pacjenta. Cena oprogramowania analitycznego również może odgrywać niebagatelną rolę w budżetach przychodni podstawowej opieki (tak szczególnie procedura powinna bardziej zachęcić oddziały specjalistyczne).

Reasumując, sądzą, że zarówno sama metoda matematyczna, jak i system informatyczny w połączeniu z uproszczonym kardiomonitorem ma duże perspektywy zarówno w medycynie klinicznej, ambulatoryjnej, jak i badaniach przesiewowych.

Piotr Paprzycki