

Integralny wskaźnik niebezpieczeństwa jako inicjator interpretacji EKG w systemach monitorowania na żądanie

Integral emergency indicator as a trigger for the on-demand cardiac monitoring

Piotr Augustyniak

Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, tel. +48 (0) 12 617 47 12, e-mail: august@agh.edu.pl

Streszczenie

Poszukiwania optymalizacji ekonomicznej oraz możliwości wykorzystania doświadczenia eksperta kardiologa w systemach nadzoru pacjenta w warunkach domowych zaowocowały m.in. koncepcją interpretacji na żądanie. Zakłada ona inicjowanie interpretacji kolejnych fragmentów zapisu EKG w momentach bezpośrednio poprzedzających termin ważności wartości obliczonych poprzednio. Niestety, stan pacjenta nie jest stały w czasie i jego gwałtowne pogorszenie może spowodować zbyt rzadkie uaktualnianie interpretacji, co w przypadku ostrego przebiegu patologii kardiologicznych może zagrażać ciągłości monitorowania. W systemach autoadaptacyjnych przydatny jest zatem dodatkowy czynnik kontrolujący występowanie nagłych zagrożeń. W rezultacie analizy złożoności obliczeniowej wstępnych etapów przetwarzania elektrokardiogramu, w kontekście siły związku zmian wynikowych parametrów diagnostycznych z najczęstszymi patologiami, zaproponowany został złożony wskaźnik niebezpieczeństwa oparty na częstości akcji serca i stałości ośrodka pobudzającego. Prostota obliczeń pozwala na zaimplementowanie detektora w osobistym rejestratorze, bazującym np. na telefonie komórkowym, bez istotnego wpływu na czas jego autonomicznej pracy.

Słowa kluczowe: integralny wskaźnik niebezpieczeństwa, interpretacja EKG, system monitorowania na żądanie

Abstract

Combining economical requirements and the necessity of using the expertise of cardiologist, influences the development of a request-driven ECG interpretation method. It is assumed that the processing of the acquired ECG is triggered by the data validity period expiry or by the emergency detector continuously supervising basic parameters of the signal. This paper focuses on the correct choice of the emergency detector procedure covering a wide range of diseases, but not requiring much computational power in the patient-side wearable system. After the examination of numerical complexity of the initial stages of ECG processing and checking the presence of most common diseases in basic cardiac parameters, we propose a short-term rhythm index as an emergency indicator. The computation is simple enough to be performed in a limited-resources environment (e.g. mobile phone) without considerably influencing its autonomy time.

Key words: compound emergency indicator, ECG interpretation, on demand cardiac monitoring

Wstęp

Sformułowanie założeń i eksperymentalne wyznaczenie okresów ważności, indywidualnie dla poszczególnych parametrów diagnostycznych elektrokardiogramu, umożliwiły implemen-

tację schematu interpretacji sygnału EKG na żądanie. Ten tryb jest szczególnie przydatny w sieciach ciągłego nadzoru kardiologicznego. Eliminacja zbędnego przetwarzania sygnału i przesyłania informacji umożliwia istotną redukcję poboru mocy i wydłużenie czasu autonomicznej pracy osobistego rejestratora pacjenta. Dodatkową zaletą jest bardziej ekonomiczne zarządzanie strumieniem danych, transmitowanych do centrum nadzoru za pomocą łącza bezprzewodowego [1].

W schemacie „na żądanie” adaptacyjna interpretacja elektrokardiogramu w rejestratorze pacjenta jest inicjowana przez zbliżający się moment upływu okresu ważności poprzednio obliczonych parametrów diagnostycznych albo przez detektor stanów nagłych. Pomysł ten naśladuje typową relację między pacjentem a lekarzem. Zakłada on przeprowadzanie badań w interwałach czasu o medycznie uzasadnionej długości (badania okresowe) albo w odpowiedzi na pogorszenie się stanu pacjenta subiektywnie postrzegane najczęściej w formie bólu. Wyznaczenie okresu ważności parametrów diagnostycznych jest oparte na ich wartościach stanowiących opis stanu pacjenta. W tym kontekście, na podstawie istotności diagnostycznej parametrów, system nadzoru dynamicznie konstruuje hierarchiczną listę wartości koniecznych do obliczenia wraz z atrybutami czasowymi, wyznaczającymi chwile koniecznego uaktualnienia.

W sytuacji gdy systemowy obraz stanu pacjenta jest prawdziwy, a rzeczywisty stan pacjenta w sposób nagły ulega pogorszeniu, długie okresy ważności poszczególnych parametrów diagnostycznych powodują utratę ciągłości monitorowania. Ten bardzo prawdopodobny w nadzorowaniu kardiologicznym scenariusz wymaga pilnego uaktualnienia obrazu stanu pacjenta w systemie, niezależnie od upływu interwałów czasowych wyznaczonych na podstawie poprzednich wartości parametrów diagnostycznych. Funkcję tę w tradycyjnych rejestratorach holterowskich pełni przycisk pacjenta, a w rejestratorach zdarzeń z buforem okrężnym (ang. *looping event recorder*) polega ona na zapisie do pamięci i interpretacji fragmentu elektrokardiogramu [2]. Użycie przycisku przez pacjenta jest uwarunkowane jego subiektywnymi odczuciami (ból, niepokojem), często niezwiązanymi z obserwowaną patologią, podczas gdy niektóre epizody mogą występować bezobjawowo, co spowoduje pominięcie istotnych fragmentów zapisu. Choć zastosowanie przycisku pacjenta i jego funkcjonalność jest wyznaczona przez międzynarodowe normy [3], w opinii autora nie powinien on być jedynym sposobem inicjowania interpretacji sygnału. Konieczne jest uzupełnienie wyposażenia rejestratora o układ detektora stanów nagłych, którego rolą jest wykrywanie gwałtownego pogorszenia się stanu pacjenta i uruchomienie procedury archiwizacji i interpretacji sygnału typowej dla danego urządzenia. Nawet wyznaczenie długich interwałów ważności parametrów diagnostycznych nie powinno przeszkadzać w szybkiej adaptacji funkcji systemu nadzorującego do zmiany stanu pacjenta.

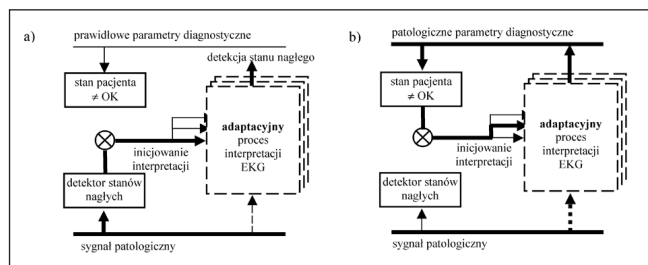
Proponowane rozwiązanie polega na prowadzeniu ciągłej interpretacji zapisu w ograniczonym zakresie, wymaganym do wykrycia ewentualnego niebezpieczeństwa. Rola proponowanego detektora jest analogiczna do odczucia bólu i ogra-

niczona do wykrywania sytuacji odbiegającej od normy. W przeciwieństwie do bólu, automatyczne wykrywanie i inicjowanie zapisu epizodów jest procesem obiektywnym i powtarzalnym, a przez to bardziej wiarygodnym. Dodatkowo nie wymaga żadnej interakcji ze strony osoby nadzorowanej.

Detektor stanów nagłych składa się z okrojonego zestawu procedur interpretacji elektrokardiogramu, wybranych w wyniku kompromisu pomiędzy spełnieniem dwóch przeciwstawnych wymagań, do których należą:

- obsługa szerokiego zakresu patologii, powodujących generowanie sygnału alarmowego,
- mała złożoność obliczeniowa; zastosowanie tylko wstępnych etapów przetwarzania sygnału EKG pozwala uniknąć propagacji błędów i poprawia wiarygodność detekcji.

Podczas wstępnych testów rejestratora EKG z interpretacją sygnału na żądanie w roli detektora stanów nagłych zastosowano wartość bezwzględną różnicy interwału międzyuderzeniowego RR [4]. Został on zaproponowany na podstawie analizy standardów medycznych, dostępnych kodów źródłowych oprogramowania diagnostycznego oraz po konsultacjach z kardiologami. W toku dalszych prac konieczna stała się optymalizacja stosunku jakości i złożoności obliczeniowej detektora, której poświęcony jest niniejszy artykuł.



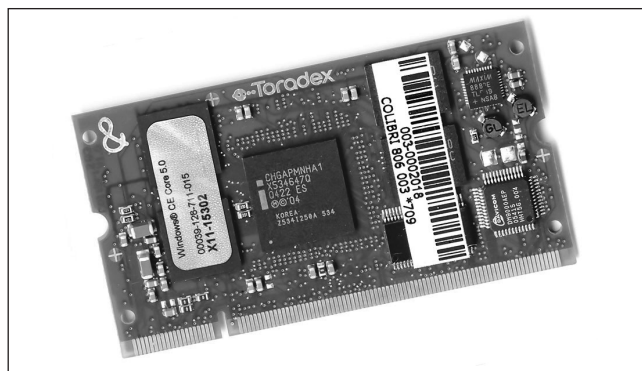
Rys. 1 Detekcja wystąpienia stanu nagłego; (a) interwały ważności parametrów diagnostycznych są długie na podstawie poprzedniego zestawu parametrów diagnostycznych; detektor stanów nagłych wykrywa zmianę stanu pacjenta i inicjuje interpretację bieżącego sygnału; (b) wartości parametrów diagnostycznych reprezentujące patologie wpływają na skrócenie interwału ważności i częstszą interpretację zapisu

Materiały i metody

1. Oszacowanie złożoności procedury diagnostycznej

Standardowe estymatory złożoności obliczeniowej mogą być zastosowane do oszacowania nakładów wymaganych do detekcji stanów nagłych [5]. W rzeczywistych aplikacjach do interpretacji EKG stosowane są rozmaite algorytmy, niekiedy poszczególne etapy są niemożliwe do wyróżnienia. Badania algorytmów dodatkowo utrudnia ochrona własności intelektualnej producentów: niektóre procedury są dostępne w postaci źródłowej (zwykle w C/C++), niektóre są bibliotekami kodów wykonywalnych skompilowanymi dla konkretnych platform docelowych. Chociaż wielu producentów nie jest zainteresowanych pracami badawczymi prowadzonymi z wykorzystaniem analizy kodu, ogólne wnioski z przeprowadzonych badań pozostają ważne i są przydatne w rozwoju prac projektowych.

Efektywność procedur diagnostycznych jest silnie uzależniona od użycia zasobów odrębnie zdefiniowanych dla każdej platformy docelowej oraz od sygnału wejściowego i prawdopodobieństwa jego wystąpienia. Z tej przyczyny uznano metody teoretyczne za mało wiarygodne i w celu oszacowania złożoności obliczeniowej na podstawie analizy kodu źródłowego wykonano implementację testową detektora. Aby zawęzić zakres rozpatrywanych platform mobilnych (telefony komórkowe, SmartPhone, komputery PDA itp.), wybrano dobrze udokumentowany zestaw uruchomieniowy procesora PXA-270 [6] (fot. 1), stosowanego w komputerach PDA różnych producentów (Asus P-565, Sharp Zaurus, Motorola A780, Acer n50, Compaq iPaq 3900). Mikroprocesor PXA-27X z uaktualnionym rdzeniem XScale jest implementacją piątej generacji architektury ARM (o nazwie kodowej Bulver-



Fot. 1 Widok płytki drukowanej procesora PXA-270 (rzeczywisty rozmiar: 67,6 x 36,7 x 5,2 mm)

de), wykonaną przez firmę Marvell. Może być taktowany z jedną z czterech częstotliwości: 312 MHz, 416 MHz, 520 MHz i 624 MHz. Jest zintegrowanym systemem jednokładowym (System-on-Chip) bez wewnętrznej pamięci, przeznaczonym do systemów przenośnych o wysokiej dynamice i małym zużyciu energii. Stosunek mocy obliczeniowej do poboru energii jest bardzo korzystny i sięga 4,625 MIPS/mW.

2. Badanie korelacji patologii i zmienności parametrów diagnostycznych

Zalecenia i wskazówki dotyczące interpretacji sygnału EKG, publikowane przez stowarzyszenia branżowe kardiologów (np. American Heart Association [7]), prowadzą do sformułowania zależności pomiędzy patologiami pracy serca a zmiennością parametrów diagnostycznych. Ze względu na różnorodność używanych standardów celowe okazało się zbadanie eksperymentalne zapisów archiwalnych i obliczonych na ich podstawie parametrów diagnostycznych, w celu stwierdzenia, w jakim stopniu poszczególne parametry odbiegają od wartości fizjologicznie prawidłowych w obecności patologii najczęściej obserwowanych w kardiologii. Uwzględniając dodatkowo prawdopodobieństwo wystąpienia określonej patologii w społeczeństwie, można optymalizować wybór parametrów diagnostycznych stanowiących podstawę działania detektora stanów nagłych, w celu uzyskania jego maksymalnej wiarygodności. W całkowitym zbiorze N zapisów archiwalnych zarejestrowanych w praktyce w proporcjach odpowiadających ich częstości wystąpień w populacji, średnia wartość bezwzględnej odchylenia parametru pomiędzy „normalnym” e^n i „patologicznym” e^a zapisem (lub dwiema częściami tego samego zapisu) danego pacjenta została przyjęta jako pierwsze przybliżenie indeksu zmienności (Variability Index) VI^e

$$VI^e = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |e_i^n - e_i^a| \quad (1)$$

Celem badań było znalezienie parametru e_1 charakteryzującego się maksymalną wartością indeksu VI i innych parametrów e_n reprezentatywnych dla patologii, lecz w sensie statystycznym niezależnych od poprzednio wybranych. Podczas dokonywania selekcji wartości indeksu zmienności były ważne dopełnieniem wartości bezwzględnej korelacji, co prowadziło do preferencyjnego traktowania parametrów niezależnych:

$$e_1 = \max_e (VI^e) \\ \forall n: e_n \notin \{e_1, e_{n-1}\} \quad e_n = \max_{e_k: k \notin \{e_1, e_{n-1}\}} (VI^e) \cdot (1 - |c_{n,n-1}|) \cdot (1 - |c_{n,n-2}|) \cdots (1 - |c_{n,1}|) \quad (2)$$

3. Integralny wskaźnik niebezpieczeństwa

Uproszczenie dotychczasowego opisu detektora wynika z założenia statystycznej niezależności poszczególnych parametrów diagnostycznych. W rzeczywistym algorytmie interpretacji EKG założenie to nie jest spełnione. Źródłem wszystkich parametrów

Tabela 1 Rezultaty badań złożoności obliczeniowej procedur interpretacji elektrokardiogramu (dla 10 s jednodoprowadzeniowego zapisu EKG przy częstotliwości próbkowania 500 Hz i średnim rytmie HR = 78 bpm)

Przeznaczenie procedury (w kolejności wykonania)	Liczba wariantów implementacji	Teoretyczna złożoność	Spodziewany pobór mocy [μ W]
detekcja uderzeń serca	4	785 000	169,7297
oszacowanie linii izoelektrycznej	2	115 000	24,86486
obliczenie częstości akcji serca	2	700	0,151351
klasyfikacja uderzeń serca	3	38 760	8,380541
detekcja i pozycjonowanie granic załamek	2	1 320 000	285,4054
wyznaczenie osi załamek	1	168 000	36,32432
detekcja rytmu dominującego	2	208 800	45,14595
detekcja arytmii	1	14 760	3,191351
SUMA		2 651 020	573,1935

diagnostycznych jest sygnał i procedury znajdujące się na wstępnych etapach jego przetwarzania mają wpływ na wiele parametrów diagnostycznych. Ponieważ pojedynczy parametr wykorzystywany w roli detektora stanów nagłych okazał się wystarczająco czuły tylko w zakresie wybranych patologii, konieczne okazało się zaproponowanie wskaźnika niebezpieczeństwa (Emergency Index) EI jako parametru integralnego, obliczanego na podstawie kilku wybranych meta-parametrów $e_1 \dots e_n$ dostępnych podczas interpretacji elektrokardiogramu.

$$EI = \sqrt{e_1^2 + e_2^2 + \dots + e_n^2} \quad (3)$$

Właściwy dobór parametrów składowych zapewnia równoczesną reprezentację szerokiego zakresu najczęstszych kardiopatologii, z uwzględnieniem gwałtowności ich przebiegu, oraz minimalne wymagania nakładów obliczeniowych. Pierwsze z wymienionych wymagań zakłada przeprowadzenie analizy zmienności parametrów diagnostycznych EKG spowodowanych patologiami, w kontekście możliwych następstw i prawdopodobieństwa tych patologii. Konieczność reakcji na wiele patologii o zróżnicowanym pochodzeniu sugeruje dobór metaparametrów na podstawie ich minimalnej wzajemnej korelacji. W systemach przenośnych zawierających zaawansowane narzędzia gospodarowania energią praktyczne jest wyrażanie wymagań nakładów obliczeniowych bezpośrednio w jednostkach mocy (mikrowatach). Takie oszacowanie jest także przydatne w bezpośredniej ocenie wpływu zastosowania detektora sytuacji nagłych (funkcjonującego w sposób ciągły) na skrócenie czasu autonomicznej pracy rejestratora przenośnego.

Wyniki

1. Oszacowanie złożoności obliczeniowej procedury

We wszystkich przypadkach, gdy procedury były dostępne w formie kodu źródłowego, złożoność każdej z nich została

Tabela 2 Korelacja zmian parametrów diagnostycznych EKG z występowaniem patologii o największym prawdopodobieństwie

Rodzaj patologii	e_1 – zmienność częstości akcji serca	e_2 – zmienność konturu zespołu QRS	e_3 – zmienność długości załamek
rytm zatokowy miarowy	0,05	0,11	0,07
tachykardia zatokowa	0,67	0,12	0,22
bradykardia zatokowa	0,71	0,14	0,28
możliwy blok AV	0,31	0,41	0,27
komorowe pobudzenia zastępcze	0,44	0,81	0,31
migotanie przedsionków	0,33	0,08	0,12
defekt przewodzenia AV	0,27	0,25	0,20
zawał serca	0,20	0,37	0,37
powiększenie przedsionków	0,12	0,27	0,28
przerosty komór	0,08	0,42	0,35
blok lewej odnogi pęczka Hisa	0,11	0,27	0,21
blok prawej odnogi pęczka Hisa	0,14	0,31	0,33

oszacowana na drodze teoretycznej i wyrażona jako najbardziej prawdopodobna liczba cykli maszynowych koniecznych do jej wykonania. Wartość ta, pomnożona przez nominalne zapotrzebowanie mocy na pojedynczy cykl maszynowy, podane w materiałach aplikacyjnych, stanowiła przybliżenie mocy potrzebnej do wykonania poszczególnych procedur. W przypadku procedur, które były dostępne w kilku realizacjach odmiennych algorytmów, wartość średnia spodziewanego poboru mocy została przedstawiona w tabeli 1.

2. Reprezentacja kardiopatologii i zmienności parametrów diagnostycznych

Opisywany fragment badań miał na celu wyznaczenie parametrów diagnostycznych charakteryzujących się znaczną zmiennością w kontekście zmiany stanu pacjenta w szerokim zakresie patologii. W rezultacie opublikowanych badań [8] wyznaczono 12 patologii o największym prawdopodobieństwie wystąpienia w badanej populacji. Obecnie zapisy te zostały ponownie przeszukane, w celu znalezienia najbardziej „uniwersalnego” parametru e_1 i kolejnych niezależnych parametrów $e_2 \dots e_n$ zmieniających swą wartość w korelacji z patologiami w możliwie szerokim zakresie. Rezultaty tych poszukiwań zestawiono w tabeli 2.

3. Poszukiwanie optymalnej reprezentacji niebezpieczeństwa

Rezultaty przedstawione w tabeli 2 zostały wykorzystane do wyznaczenia zakresu różnego rodzaju kardiopatologii, reprezentowanych przez zmienność różnych parametrów diagnostycznych, a w konsekwencji przez jednoznaczna odpowiedź projektowanego detektora stanów nagłych. Na potrzeby prowadzonych badań założono, że detekcja następuje, gdy wartość EI^e jest większa lub równa $EI^n + \text{std}(EI^n)$, gdzie EI^e jest wartością wskaźnika niebezpieczeństwa (równanie 3) dla patologii, EI^n jest wartością wskaźnika niebezpieczeństwa dla sygnału fizjologicznego, a $\text{std}()$ oznacza odchylenie standardowe. Prawdopodobieństwo przeoczenia niebezpiecznego epizodu przez wskaźnik prosty oraz dwie wersje integralnego wskaźnika niebezpieczeństwa jest przedstawione w tabeli 3.

4. Testy zbieżności rezultatów adaptacji

Oczekiwania wobec adaptacyjnej interpretacji elektrokardiogramu zawierają wymagania dotyczące dynamicznej reakcji na zmianę stanu pacjenta, ale także wysoką jakość parametrów diagnostycz-

nych. Ogólnym estymatorem jakości reakcji dynamicznej jest zbieżność rezultatów algorytmu adaptacyjnego do analogicznych rezultatów algorytmu o przetwarzaniu regularnym. Zaproponowana wartość Q jest ważoną sumą względnych odchyłek najczęściej używanych 12 parametrów diagnostycznych (częstość akcji serca, długości i położenie osi załamków itp.). Współczynniki wagowe w_i zostały wyznaczone na podstawie statystyk użycia parametrów, a ich suma jest znormalizowana do 1.

Tabela 3 Rezultaty poszukiwań optymalnego integralnego wskaźnika niebezpieczeństwa (10 s @ 500 Hz, śr. HR = 78 bpm)

Rodzaj patologii	e_1	e_1 & e_2	e_1 & e_2 & e_3
prawdziwie pozytywne	17 412	17 550	17 612
prawdziwie negatywne	89 076	89 140	89 204
fałszywie pozytywne	1 220	1 098	989
fałszywie negatywne	890	810	793
czułość	0,951371	0,955882	0,956914
specyficzność	0,986489	0,987832	0,989035
pozytywna wartość predykcyjna	0,934521	0,94112	0,946831
teoretyczna złożoność obliczeniowa	900 700	1 107 460	2 427 460
wymagana moc [μ W]	194,7459	239,4508	524,8562

Tabela 4 Rezultaty oceny jakości parametrów diagnostycznych generowanych przez algorytm interpretacji EKG na żądanie

Zmiana stanu symulowana przez sklejenie sygnału EKG	Wartość początkowa Q [%]	Wartość końcowa Q [%]	Opóźnienie do 120% wartości końcowej Q [s]
rytm zatokowy miarowy \rightarrow migotanie przedsionków	19,1	2,4	6,7
rytm zatokowy miarowy \rightarrow tachykardia komorowa	56,3	4,7	3,5
rytm zatokowy miarowy \rightarrow obniżenie ST (150 mV)	14,7	1,1	12,2 *)
rytm zatokowy miarowy \rightarrow bigeminia	27,4	0,7	3,8
rytm zatokowy miarowy \rightarrow napadowy częstoskurcz nadkomorowy	22,1	1,3	5,8
rytm zatokowy miarowy \rightarrow ostry zawał serca	12,8	2,2	5,5

*) niewykryte jako sytuacja nagła

$$Q = \sum_{i=1}^{12} \Delta p_i \cdot w_i \quad \text{gdzie} \quad \sum_{i=1}^{12} w_i = 1 \quad (4)$$

Rezultaty testów jakości parametrów diagnostycznych generowanych przez algorytm interpretacji EKG na żądanie dla przykładowych nagłych zmian stanu pacjenta, symulowanych przez sklejenie sygnałów fizjologicznych i patologicznych standardowej kardiologicznej bazy danych CSE [9] reprezentujących rozmaite patologie, są przedstawione w tabeli 4.

Dyskusja

Interpretacja wyników zawartych w tabeli 3 prowadzi do wniosku, że elementami optymalnego integralnego wskaźnika niebezpieczeństwa powinny być następujące parametry: zmienność częstości akcji serca (e_1) i zmienność konturu zespołu QRS (e_2). Dodatkowe włączenie zmienności długości załamków (e_3) nie jest wskazane, ponieważ nie przynosi znaczącej poprawy wiarygodności detekcji, a wiąże się ze znacznymi nakładami obliczeniowymi i wzrostem zapotrzebowania na dodatkową moc do 524 μ W. Znaczna efektywność detektora złożonego z parametrów zmienności rytmu serca i konturu wynika z ich niewielkiej wzajemnej korelacji. Dzięki niezależności parametry te pokrywają niemal rozłączne zakresy patologii, co można prześledzić w tabeli 2. Na tej podstawie można też wyjaśnić niewielki przyrost efektywności wynikły z dodatkowego uwzględnienia parametru zmienności długości załamków (e_3). Przy znacznych nakładach obliczeniowych parametr ten nie koreluje znacząco z żadną spośród 12 najczęstszych patologii (maksymalna wartość korelacji z zawałem serca wynosi 0,37).

Jednym z bardziej zaskakujących rezultatów badań, przeprowadzonych z użyciem prototypowego rejestratora, jest stosunkowo mała moc rzędu 0,5 mW potrzebna do interpretacji 10 s elektrokardiogramu. Jest to możliwe dzięki zastosowaniu procesora o znacznej mocy obliczeniowej i niskiej częstotliwości taktowania. Niestety, w rzeczywistym systemie potrzebna moc jest zdecydowanie większa z uwagi na konieczność utrzymywania systemu operacyjnego oraz zasilania pamięci, modułu komunikacyjnego i układów analogowej elektroniki małosygnałowej. ■

Literatura

1. P. Augustyniak: *The use of selected diagnostic parameters as a feedback modifying the ECG interpretation*, Proc. Computers in Cardiology (IEEE-EMB), vol. 33, 2006, s. 825-828.
2. W. Zaręba, P. Maison-Blanche, E.H. Locati: *Noninvasive electrocardiology in clinical practice*, Futura Publishing Co. New York 2001.
3. Medical electrical equipment: *Particular requirements for the safety, including essential performance, of ambulatory electrocardiographic systems*, IEC 60601-2-51, 2001
4. P. Augustyniak: *Request-driven ECG interpretation based on individual data validity periods*. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference Lyon, France, 2007, s. 3777-3780.
5. C.H. Papadimitriou: *Computational complexity*, Addison-Wesley, 1994.
6. http://www.toradex.com/e/Factsheet_Colibri_Intel_Marvell_XScale_PXA_Computer_Modules.php (odwiedzona 31 marca 2008).
7. AHA ECG database. Available from Emergency Care Research Institute, 5200 Butler Pike, Plymouth Meeting, PA 19462.
8. P. Augustyniak: *Pursuit for the knowledge of a cardiology expert – a hidden poll methodology*, Proceedings of the 30th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vancouver, Canada 2008, s. 4333-4336.
9. J.L. Willems: *Common standards for quantitative electrocardiography: 10th CSE progress report*, Leuven, Belgium: ACCO, 1990.

otrzymano / received: 14.02.2009 r.
zaakceptowano / accepted: 30.04.2009 r.