

Zbigniew KRAWIECKI*
Sławomir SZĄLKIEWICZ*
Arkadiusz HULEWICZ*

IDENTYFIKACJA ARTEFAKTÓW EKG ZAREJESTROWANYCH PODCZAS MONITOROWANIA SYGNAŁU EMG

W artykule opisane zostały wybrane zagadnienia związane z identyfikacją artefaktów EKG zarejestrowanych wraz z sygnałem bioelektrycznym z mięśni człowieka. Napisany został program do przetwarzania wyników pomiarów. Program wykorzystuje dane zapisane w pliku tekstowym. Algorytm aplikacji realizuje identyfikację składowych zespołu QRS. Wykonywane są operacje uśredniania sygnału w odpowiednio dobranych oknach czasowych. Na przykładzie wybranych plików z wynikami pomiarów przeprowadzone zostały testy działania algorytmu identyfikacji artefaktów i napisanej w środowisku Matlab aplikacji.

SŁOWA KLUCZOWE: sygnał bioelektryczny, sygnał EMG, identyfikacja zakłóceń, artefakty EKG

1. WPROWADZENIE

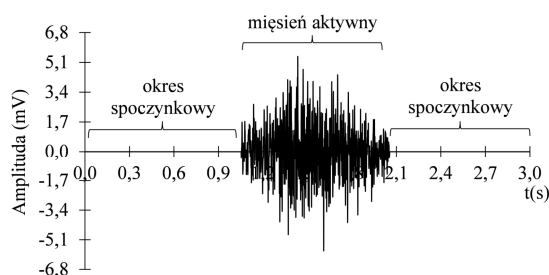
W elektromiografii powierzchniowej elektrody pomiarowe mocowane są na skórze nad badanym mięśniem. Mięśnie i kolejne warstwy tkanek tworzą specyficzny układ pomiarowy. Przewodnictwo elektryczne poszczególnych warstw tkanek jest różne. Wynika to z rodzaju, grubości, zachodzących procesów fizjologicznych a także ich wilgotności i temperatury. Z pewnym uogólnieniem można przyjąć, że na drodze sygnału bioelektrycznego w układzie pomiarowym mięsień – elektroda powierzchniowa występują tkanki: tłuszczowa i skórna. Tkanka tłuszczowa wpływa na pogorszenie amplitudy rejestrowanego sygnału. Skutkiem tego jest sygnał o mniejszej amplitudzie w przypadku osoby otyłej a o większej amplitudzie, w przypadku osoby szczupłej. Z kolei tkanka skórna, jej przygotowanie wpływa na wartość impedancji między elektrodami [7]. Kolejnym czynnikiem wpływającym na jakość otrzymywanego sygnału jest lokalizacja elektrod powierzchniowych. Podczas aktywności mięśnia może dochodzić

* Politechnika Poznańska.

do przemieszczania się elektrod względem brzośca mięśnia. Mechaniczna zmiana położenia pomiędzy miejscem powstawania sygnału EMG a miejscem jego detekcji zmienia kształt zarejestrowanego przebiegu. Powoduje to powstanie artefaktów ruchowych, widocznych jako wolnozmiennie zakłócenie [4, 7]. Funkcjonowanie narządów wewnętrznych człowieka może wywoływać także zmiany w sygnale EMG. Często spotykanym artefaktem jest występowanie sygnału elektrokardiograficznego, który jest w tym przypadku składową niepożądaną. Artefakty związane z pracą serca są rejestrowane nawet przy braku aktywności mięśni. Szczególną rozwagę należy zachować przy interpretacji wyników z pomiarów, które zostały wykonane w bliskim sąsiedztwie serca. Niniejsza praca opisuje wybrane zagadnienia związane z identyfikacją tego właśnie sygnału zakłócającego zarejestrowanego podczas badania aktywności mięśni. Na przykładowych wynikach przeprowadzono testy działania zaimplementowanego algorytmu. Wykonane prace są traktowane jako etap badań związanych z przetwarzaniem sygnałów bioelektrycznych a szczególnie z zakresu identyfikacji artefaktów rejestrowanych z sygnałem użytecznym EMG przy wykorzystaniu metody powierzchniowej (ang. *surface EMG*).

2. OGÓLNE WIADOMOŚCI O SYGNALE REJESTROWANYM METODĄ POWIERZCHNIOWĄ

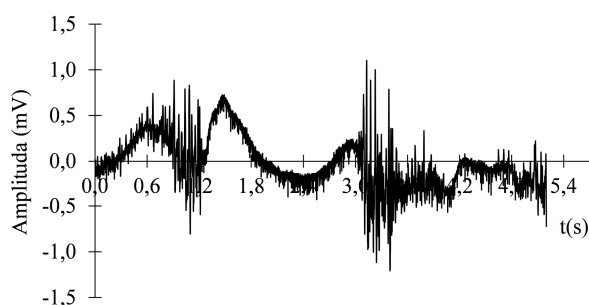
W idealnym układzie pomiarowym, układzie odosobnionym w konfiguracji mięsień-urządzenie rejestrujące otrzymywany jest z pomiaru „czysty” sygnał elektromiograficzny. Sygnał taki pozbawiony jest zakłóceń a między okresami aktywności mięśnia jego składowa przemienna jest zerowa (okres spoczynkowy). Na rysunku 1 przedstawiony został przykładowy, otrzymany w wyniku symulacji programowej niezakłócony sygnał EMG.



Rys. 1. Przykładowy przebieg sygnału EMG otrzymany w wyniku symulacji programowej

Warto pamiętać, że na granicy faz, między elektrodą a elektrolitem występuje potencjał standardowy charakterystyczny dla danego typu elektrod. Pozyskanie sygnału na stanowisku pomiarowym rozpoczyna się przed momentem aktywacji

mięśni i kończy po rozluźnieniu mięśnia. W zarejestrowanym sygnale występuwać będą okresy spoczynkowe i okresy, w których mięsień jest aktywny (skurcz mięśnia). W dalszej części pracy zarejestrowany sygnał będzie analizowany z podziałem na takie segmenty. Przyjęty tok postępowania umożliwi zademonstrowanie wybranych aspektów identyfikacji zakłóceń, które wystąpiły podczas rejestracji sygnału elektromiograficznego. W rzeczywistych pomiarach linia podstawowa dla okresu spoczynkowego nie ma zerowej wartości napięcia. Na rysunku 2 przedstawiony został przykład „surowego” sygnału elektromiograficznego. Przebieg został zarejestrowany przy użyciu stanowiska pomiarowego wykonanego w ramach badań własnych.



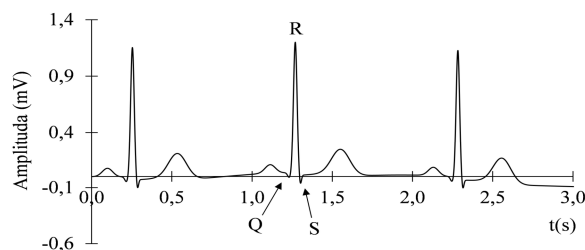
Rys. 2. Fragment „surowego” sygnału elektromiograficznego (badania własne)

Pokazany na rysunku 2 sygnał EMG cechuje się dużą losowością wyładowań i znacznymi zakłóceniami. Przyczyną jest mała powtarzalność aktywacji tej samej grupy jednostek motorycznych oraz zmiana położenia elektrod powierzchniowych względem jednostek motorycznych. W praktyce jest nieuniknione, aby otrzymany w pomiarze „surowy” sygnał elektromiograficzny pozbawiony był artefaktów. Wpływ niektórych źródeł zakłócających może być łatwo ograniczony poprzez odpowiednie przygotowanie obiektu do badań i stanowiska pomiarowego. Część natomiast jest trudna do wyeliminowania na etapie pomiaru. Takim przykładem może być sygnał bioelektryczny związany z pracą serca. Widma sygnałów: elektrokardiograficznego i elektromiograficznego częściowo się pokrywają. Stosowanie analogowego filtra górnoprzepustowego w celu skutecznego wytlumienia sygnału EKG może powodować degradację sygnału EMG. Ważnym elementem jest więc identyfikacja sygnałów i właściwa ich separacja. Aby zminimalizować degradację sygnału EMG stosuje się zaawansowane cyfrowe techniki przetwarzania sygnałów [3, 7]. Opracowane algorytmy umożliwiają uzyskanie lepszych efektów końcowych niż stosowanie rozwiązań sprzętowych. W dalszej części pracy zostaną zaprezentowane wybrane zagadnienia dotyczące tej tematyki. Poruszone zostaną problemy identyfikacji artefaktów od sygnału EKG. Zaprezentowany zostanie, do identyfikacji w zarejestro-

wanym sygnale EMG, algorytm wykrywania zespołu QRS zaadoptowany na potrzeby niniejszej pracy z [5]. W pracy pominięto aspekty filtracji artefaktu EKG z sygnału EMG.

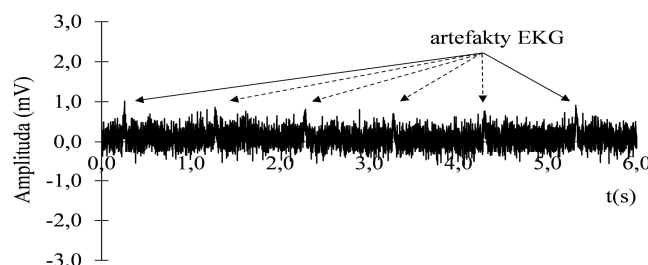
3. CHARAKTERYSTYKA ARTEFAKTÓW EKG I ICH IDENTYFIKACJA W SYGNALE EMG

Zakłócenie sygnału EMG spowodowane aktywnością mięśnia sercowego jest dość często rejestrowane. Najbardziej narażone na te artefakty są sygnały pochodzące z mięśni znajdujących się w bliskim sąsiedztwie serca. Pomiar sygnału z mięśni tułowia oraz ramion, szczególnie z lewej strony ciała będzie zawsze zawierał artefakty EKG. Sposób powstawania sygnału EKG jest bardzo podobny do tego w jaki powstaje sygnał EMG. W przypadku powierzchniowej rejestracji jest więc nieuniknione wzajemne przenikanie się tych dwóch rodzajów aktywności mięśniowej. Możliwe jest natomiast zastosowanie odpowiednich algorytmów przetwarzania sygnałów w celu ograniczenia ich oddziaływania lub na przebieg użyteczny, lub w celu ich separacji [3, 7]. Algorytmy takie są ukierunkowane na wykrywanie charakterystycznych składowych, które mogą wystąpić w badanym sygnale. Taką charakterystyczną składową dla sygnału EKG jest zespół QRS a szczególnie załamek R [11]. Przykładowy, wygenerowany programowo przebieg sygnału EKG z zaznaczonym zespołem QRS został przedstawiony na rysunku 3.



Rys. 3. Przykładowy przebieg sygnału EKG otrzymany w wyniku symulacji programowej

EKG jest sygnałem, który odzwierciedla cykliczną pracę serca. Często można go zidentyfikować już na etapie rejestracji sygnału EMG szczególnie między okresami aktywności mięśnia. Na tym właśnie etapie zauważalne mogą być w przebiegu czasowym fragmenty sygnału elektrokardiograficznego tzn. załamek R zespołu QRS. Przy wnikliwej obserwacji rejestrowanych wyników i przy stosunkowo dużych przerwach między aktywnością mięśnia można dostrzec obecność tego sygnału. Na rysunku 4 zaprezentowano taki przypadek. Otrzymany sygnał jest to zapis okresu spoczynkowego między kolejnymi fazami aktywności mięśni.



Rys. 4. Artefakty od sygnału EKG widoczne w zapisie okresu spoczynkowego między fazami aktywności mięśnia, widoczne szczyty zespołu QRS w przebiegu czasowym

W zaprezentowanym przykładzie widoczny załamek R ma stosunkowo wysoki poziom w odniesieniu do poziomu szumów linii podstawowej, dlatego też jest łatwo identyfikowalny. W przypadku mniejszego poziomu napięcia EKG, załamek R może nie być tak bardzo wyeksponowany na tle linii podstawowej. Jego „wychwycenie” w przebiegu czasowym nie jest wówczas oczywiste i wskazane byłoby zastosowanie algorytmów przeznaczonych do wykrywania tego artefaktu [1, 6].

Widmo częstotliwościowe sygnału EKG charakteryzuje się pasmem od 0,5 Hz do 80 Hz. Rozkład energii sygnału nie jest równomierny w tym paśmie częstotliwości. Przyjmuje się, że energia sygnału elektrokardiograficznego jest skumulowana w zakresie od 3 Hz do 40 Hz [5, 10]. Niestety częstotliwości składowe zarówno sygnału EMG jak i EKG nakładają się na siebie co utrudnia ich jednoznaczłą separację. Skutkuje to tym, że interpretacja widma amplitudowego przebiegu EMG, który został zakłócony aktywnością mięśnia sercowego nie jest jednoznaczna w tym zakresie częstotliwości. Wobec czego trudno stwierdzić wystąpienie tego artefaktu bez przeprowadzenia dodatkowej analizy sygnału. Programowe wykrycie tego zakłócenia wymaga zastosowania złożonych algorytmów cyfrowego przetwarzania sygnałów [2, 6]. Przykładem może być algorytm z dekompozycją „surowego” sygnału EMG na przebiegi czasowe w określonych pasmach częstotliwości przy użyciu transformaty falkowej [1, 3, 5]. Następnie w odpowiednim paśmie przeprowadzana jest identyfikacja wystąpienia zespołu QRS. Opracowane zostały także inne algorytmy, które umożliwiają z dużym prawdopodobieństwem identyfikację sygnału EKG (zespołu QRS) jak np.: ukryte modele Markowa, algorytmy genetyczne, zespolone przekształcenie Hilberta [6].

Wykrywanie tego sygnału i filtracja jest utrudniona także ze względu na częstość jego występowania zależną od wieku i stanu zdrowia badanej osoby. Przykładowo u dzieci prawidłowe tętno wynosi około 100 uderzeń na minutę, u osób dorosłych 70 a u osób starszych może wahać się od 55 do 60. W przypadku sportowców tętno może wynosić nawet od 40 do 50 uderzeń na minutę. W takiej sytuacji algorytm dla prawidłowej identyfikacji artefaktów EKG musi analizować

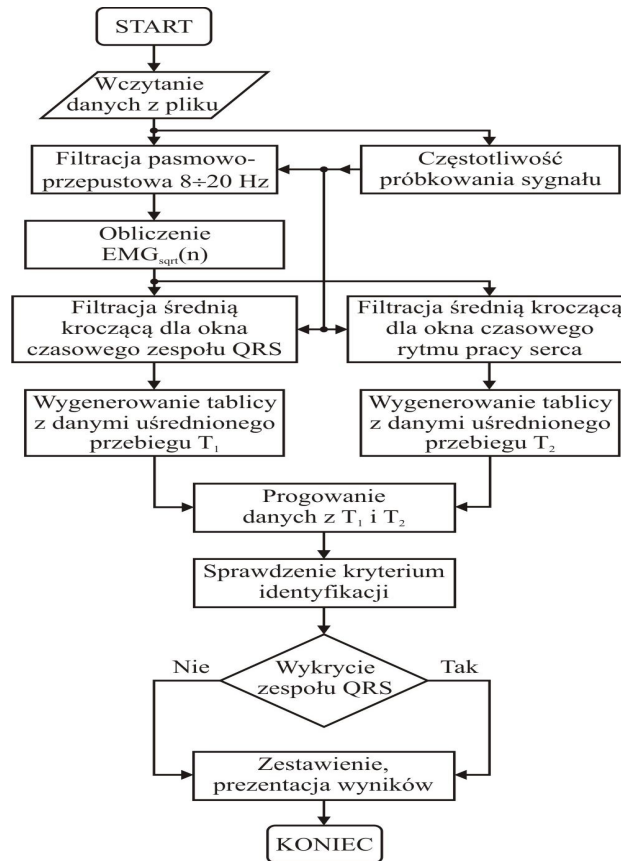
sygnał o odpowiednio długim czasie trwania. Zaproponowany w pracy algorytm inentyfikacji artefaktów EKG w sygnale EMG opiera się na wykrywaniu struktury QRS nie tylko w linii podstawowej. Może być także stosowany do analizy zapisanego w pliku sygnału elektromiograficznego. Opracowana struktura programu jest oparta na metodzie detekcji rytmu pracy serca w sygnale EKG i została zaprezentowana w [5, 9]. W pracy wykorzystano jej elementy i zaadoptowano do identyfikacji artefaktów w przebiegach EMG. Przyjęto założenie, że czas trwania zarejestrowanego sygnału musi być odpowiednio długi aby możliwe było wykrycie cyklu pracy serca. Wobec czego w zarejestrowanym okresie spoczynkowym, powinien wystąpić przynajmniej jeden pełen cykl EKG. Podobnie, gdy analizowany jest sygnał aktywności mięśnia, zarejestrowany skurcz powinien być odpowiednio długi. Algorytm napisanego programu opiera się na następujących operacjach wykonywanych na sygnale wejściowym:

- wczytanie danych z pliku,
- wyselekcjonowanie informacji o zastosowanej częstotliwości próbkowania,
- filtracja pasmowo-przepustowa w celu wydzielenia zakresu częstotliwości dla zespołu QRS,
- obliczenie drugiej potęgi z próbek,
- wygładzanie przebiegu filtrem o średniej ruchomej w przyjętym oknie czasowym przypisanym dla zespołu QRS,
- filtracja za pomocą filtru o średniej ruchomej w celu detekcji cyklu pracy serca,
- odpowiednia interpretacja otrzymanych sygnałów w celu wyznaczenia na przebiegu czasowym zespołu QRS.

Na rysunku 5 przedstawiony został algorytm przetwarzania programu wykorzystanego w tej pracy.

Program po uruchomieniu wczytuje dane z pliku. Jedną z ważnych, wczytanych danych jest częstotliwość próbkowania f_s , którą zastosowano podczas przetwarzania sygnału analogowego na postać cyfrową. Jest ona niezbędna w procesie tworzenia filtru pasmowo-zaporowego, a także podczas wyznaczania długości okien wykorzystywanych przez filtry o zasadzie średniej kroczącej. Pierwszy etap przetwarzania sygnału wejściowego polega na filtracji pasmowo-przepustowej w zakresie od 8 Hz do 20 Hz. Zakres ten został zaproponowany w [5] jako najbardziej skuteczny jeżeli chodzi o detekcję struktury QRS.

W następnym kroku wartości wszystkich próbek zostają podniesione do drugiej potęgi. W wyniku tej operacji wszystkie wartości zostają przesunięte do zbioru liczb nieujemnych. Dodatkowo ulega wzmocnieniu załamek R. Jak wykazały testy jest to krok konieczny dla prawidłowego działania całego algorytmu i uzyskania poprawnych wyników identyfikacji artefaktów EKG. Kolejnym krokiem przetwarzania jest redukcja szumów. Sygnał zostaje wygładzony filtrem uśredniającym. W algorytmie zastosowano wyznaczanie średniej kroczącej o oknie zgodnym z czasem trwania zespołu QRS. Proces uśredniania został wykonany zgodnie z zależnością (1) [8].



Rys. 5. Schemat blokowy programu identyfikującego artefakty EKG w sygnale EMG

$$y(n) = \frac{1}{W} \sum_{j=0}^{W-1} x(n+j) \quad (1)$$

Parametr W oznacza długość okna w którym dokonuje się uśrednianie, $x(n+j)$ próbki sygnału wejściowego a $y(n)$ próbki sygnału wyjściowego. Otrzymywany sygnał powstaje jako wynik uśredniania danych $EMG_{sqr}(n)$ oknem o długości 120 ms [5]. Wartość ta została przyjęta jako maksymalny okres trwania zespołu QRS dla zdrowego i dorosłego człowieka. Z otrzymanych danych tworzona jest tablica T_1 . Druga tablica danych T_2 jest wynikiem działania filtru o średniej kroczącej odpowiedniej dla czasu trwania całego jednego cyklu bicia serca. Okno dla tego filtru reprezentuje okres 642 ms, który jest przyjęty jako całkowita długość trwania pojedynczego EKG [5]. Następnym etapem to ocena otrzymanych wy-

ników. Algorytm przeszukuje tablicę T_1 i T_2 w celu wykrycia takich danych, które spełniają warunek progowania określony w (2).

$$T_1[y_{120}(n)] - T_2[y_{642}(n)] > 0,005 \quad (2)$$

Następnie zliczana jest ilość kolejnych próbek spełniających podaną zależność. Z tych wyników tworzony jest nowy zestaw danych. Przerwanie tej sekwencji a następnie kolejne jej wykrycie rozpoczyna zliczanie kolejnego zestawu danych. Po zakończeniu tej operacji w programie otrzymujemy informację o ilości utworzonych zestawów danych spełniających regułę (2) oraz o ich długości. Ostateczna decyzja o tym, czy zespół QRS został zidentyfikowany zależy od długości otrzymanych zestawów danych. Algorytm sprawdza, czy ta długość jest reprezentowana przez liczbę próbek nie mniejszą niż okno użyte podczas generowania sygnału w tablicy T_1 (ilość próbek reprezentująca 120 ms). Pozytywna odpowiedź jest informacją o wykrytym zespole QRS, czyli o identyfikacji artefaktów związanych z pracą serca.

We wcześniejszej fazie testów zastosowano inne kryterium progowania, o postaci podanej w (3).

$$T_1[y_{120}(n)] > T_2[y_{642}(n)] \quad (3)$$

Jednak taka zależność powodowała błędy podczas identyfikacji czego efektem było rozpoznawanie niepoprawnych struktur.

Na etapie przeprowadzania testów działania algorytmu i napisanego w środowisku Matlab programu uzyskano pozytywne wyniki dla kryterium (2). Weryfikację wykonano dla przykładowo wybranych wyników z rejestracji sygnału elektromiograficznego. Przewiduje się przeprowadzenie kolejnych pomiarów i dodatkowe sprawdzenie poprawności identyfikacji artefaktów EKG za pomocą wykonanego programu a także wykonanie badań symulacyjnych dla określonych parametrów sygnału.

4. PODSUMOWANIE

Otrzymanie niezakłóconych wyników z rejestracji sygnału elektromiograficznego jest ważne dla właściwej interpretacji i określenia stanu badanego mięśnia. W praktyce zarejestrowany sygnał jest poddawany zaawansowanym operacjom przetwarzania i analizy w celu wykrycia a następnie usunięcia lub przynajmniej zminimalizowania zakłóceń wpływających na jego parametry. Zaprezentowany w pracy algorytm jest przykładem, który na obecnym etapie badań wydaje się, że spełnia przyjęte założenia związane z identyfikacją artefaktów EKG w sygnale EMG. W pracy przyjęta wartość (2) została dobrana eksperymentalnie, gdyż wstępne założenie (3) generowało błędy podczas identyfikacji i powodowało rozpoznawanie niepoprawnych struktur. Przeprowadzenie dal-

szych badań będzie związane z modyfikacją kryterium progowania i wykonaniem symulacji przy założonych parametrach sygnału użytecznego i zakłócającego. Badania symulacyjne miałyby na celu sprawdzenie działania algorytmu dla różnych przypadków, które nie sposób przewidzieć w trakcie realizacji rzeczywistych pomiarów.

Zaprezentowane w pracy rozwiązanie problemu skutecznego wykrywania artefaktów EKG w zarejestrowanym sygnale EMG, cechuje stosunkowo łatwa programowa realizacja poszczególnych etapów przetwarzania sygnału. W literaturze opisywane są także inne metody identyfikacji artefaktów EKG ale w zakresie badań własnych związanych z przetwarzaniem sygnałów bioelektrycznych został zastosowany opisany algorytm.

LITERATURA

- [1] Abbaspur S. Linden M. Gholamhosseini, H., ECG artifact removal from surface EMG signal using an automated method based on Wavelet-ICA, Conference/Workshop Paper, 2015.
- [2] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, Wydawnictwo AGH, Kraków 2001.
- [3] Chowdhury R.H. Reaz M.B.I. Bin Mohd Ali M.A. Bakar A.A.A. Chellappan K. Chang T., Surface electromyography signal processing and classification techniques, *Sensors*, 2013, nr 13, s. 12431–12466.
- [4] De Luca C.J., Gilmore D.L., Kuznetsov M., Roy S.H., Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination, *Journal of Biomechanics*, 2010, nr 46, s. 1573–1579.
- [5] Elgendi M. Jonkman M. De Boer, F., Frequency bands effects on QRS detection, *Proceedings Springer-Verlag, Biomedical Engineering Systems and Technologies*, 2010, str. 428–431.
- [6] Friesen G., A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(1):85–98, 1990.
- [7] Peter K., ABC EMG Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej, TECHNOMEX Spółka z o.o., Gliwice 2007.
- [8] Smith S. W., *The scientist & engineer's guide to digital signal processing*, California Technical Publishing, 1997.
- [9] Szalkiewicz S., Filtracja zakłóceń cyklicznych przy pomiarze sygnału EMG, praca dyplomowa magisterska (prom. Z. Krawiecki), Politechnika Poznańska, 2016.
- [10] Yacoub S. Raoof, K., Noise removal from surface respiratory, *International Journal of Electrical, Computer, Energetic, Electronic and Communication Engineering*, 2008, vol 2., s. 266–273.
- [11] <http://www.kardiologia.umed.wroc.pl/dzialalnosc-dydaktyczna/12-dzialalnosc-dydaktyczna/112-elektrokardiogram-standardowy>, Dostęp 02.12.2016 r.

**IDENTIFICATION OF ECG ARTIFACT RECORDED
DURING MONITORING OF THE EMG SIGNAL**

In the paper, the selected problems that concern the identification of ECG artifacts recorded in a bioelectrical signal of human muscles. A special program has been written to process the measurement results. The program uses the data that have been saved in a text file. The presented algorithm detects interferences related to the identification of the QRS component. Identification of the QRS components was performed by the algorithm. Signal averaging operations are realized in properly selected time windows. Using the selected files concerning the results, operation tests on the algorithm and Matlab application were realized.

(Received: 28. 02. 2017, revised: 03. 03. 2017)