

Tomasz CIUBA
MEDICAL Solution Sp. z o.o.

ZASTOSOWANIE POMIARÓW DYSKRETNYCH DO WYZNACZENIA CIŚNIENIA TĘTNICZEGO KRWI

Streszczenie. Artykuł przedstawia zastosowanie algorytmu opartego na funkcji detekcyjnej do wyznaczania położenia zespołów QRS w zapisie EKG. Celem przeprowadzonych prac badawczych było opracowanie kompleksowego systemu i urządzeń umożliwiających usprawnienie opieki nad osobami starszymi przebywającymi w domach opieki poprzez zapewnienie szybkiej reakcji personelu na zdarzenie niepożądane oraz optymalizację pracy personelu poprzez automatyzację pomiaru podstawowych parametrów życiowych podopiecznych. Nowe rozwiązanie ma wspomagać funkcjonowanie placówek opiekuńczych i poprawiać bezpieczeństwo podopiecznych. Pomiar ciśnienia krwi został zdefiniowany jako jeden z kluczowych parametrów którego monitorowanie w istotnych sposób przyczynia się do diagnozy stanu zdrowia pacjenta.

APPLICATION OF DISCREET MEASUREMENTS FOR DETERMINATION OF BLOOD PRESSURE

Summary. Article presents the application of an algorithm based on a detection function to determine the position of QRS groups in the EKG record. The aim of the research was to develop a comprehensive system and devices to improve care for elderly people in nursing homes by ensuring a quick reaction of personnel by automating the measurement of the basic life parameters of charges. The new solution is to support the functioning of care facilities and improve the safety of the patients. The measurement of the blood pressure has been defined as one of the key parameters whose monitoring significantly contributes to the diagnosis of the patient's state of health.

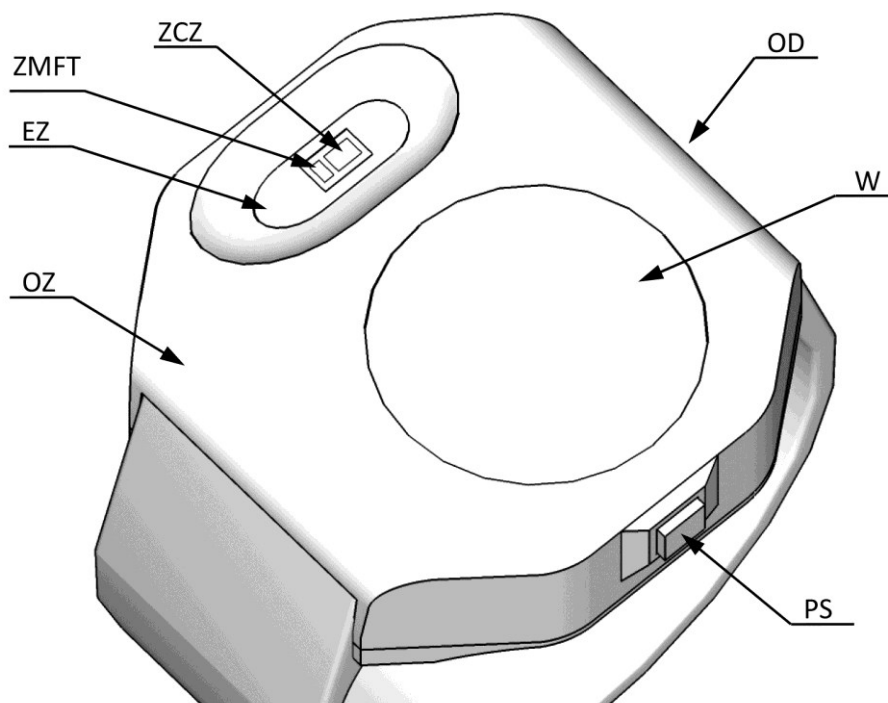
1. Wstęp

Pomimo postępu jaki dokonał się w medycynie w aspekcie opieki nad seniorami, w dalszym ciągu brakuje rozwiązań w obszarze automatycznych systemów monitorujących funkcje życiowe pacjentów i alertujących o nieprawidłowościach w stanie zdrowia. Tego typu rozwiązania poprzez analizę zebranych danych powinny spełniać rolę prewencyjną i w możliwie najkrótszym czasie przekazywać informacje o zdarzeniach niepożądanych. Głównymi zainteresowanymi wdrożeniem systemów monitorująco-alertujących są placówki medyczne świadczące usługi opieki

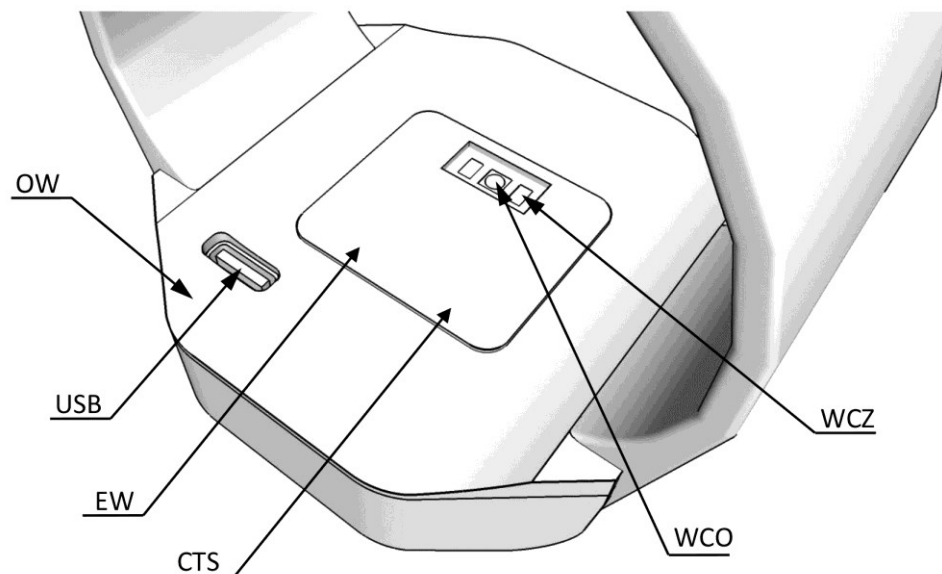
długoterminowej. Usługi opieki długoterminowej mają na celu zmniejszenie ograniczeń funkcjonowania fizycznego i umysłowego oraz przywracanie sprawności ruchowej i intelektualnej [1]. Usługi te stanowią jeden z najważniejszych elementów opieki nad pacjentem, w szczególności biorąc pod uwagę stale rosnący w Polsce odsetek osób powyżej 65 roku życia. Według danych Głównego Urzędu Statystycznego (GUS), w 2015 roku odsetek osób powyżej 65 roku życia wyniósł 14%, a prognozy wskazują, że w 2035 roku będzie stanowił 23,2% [2]. Starzenie się społeczeństwa jest konsekwencją przede wszystkim zwiększającej się długości życia. Problemem pozostaje jednak utrzymanie starzejącego się społeczeństwa w dobrym stanie zdrowia, a nade wszystko – dobrej jakości życia.

2. Opis zaproponowanego rozwiązania systemu z opaską diagnostyczną

Zaproponowane kompleksowe rozwiązanie zapewnia automatyczny pomiar podstawowych parametrów życiowych przyczyniając się do znacznego odciążenia personelu medycznego w podstawowych czynnościach (codzienny pomiar temperatury, ciśnienia, tętna). Głównymi elementami układu są urządzenia pomiarowe w formie opaski diagnostycznej oraz system komputerowy archiwizujący i analizujący zebrane dane. Opaska diagnostyczna **OD**, w zadanych przez system interwałach czasowych, umożliwia pomiar tętna, pomiar temperatury powierzchni skóry oraz pomiar temperatury otoczenia, szacowanie wartości ciśnienia tętniczego krwi oraz pomiar wilgotności względnej powietrza.



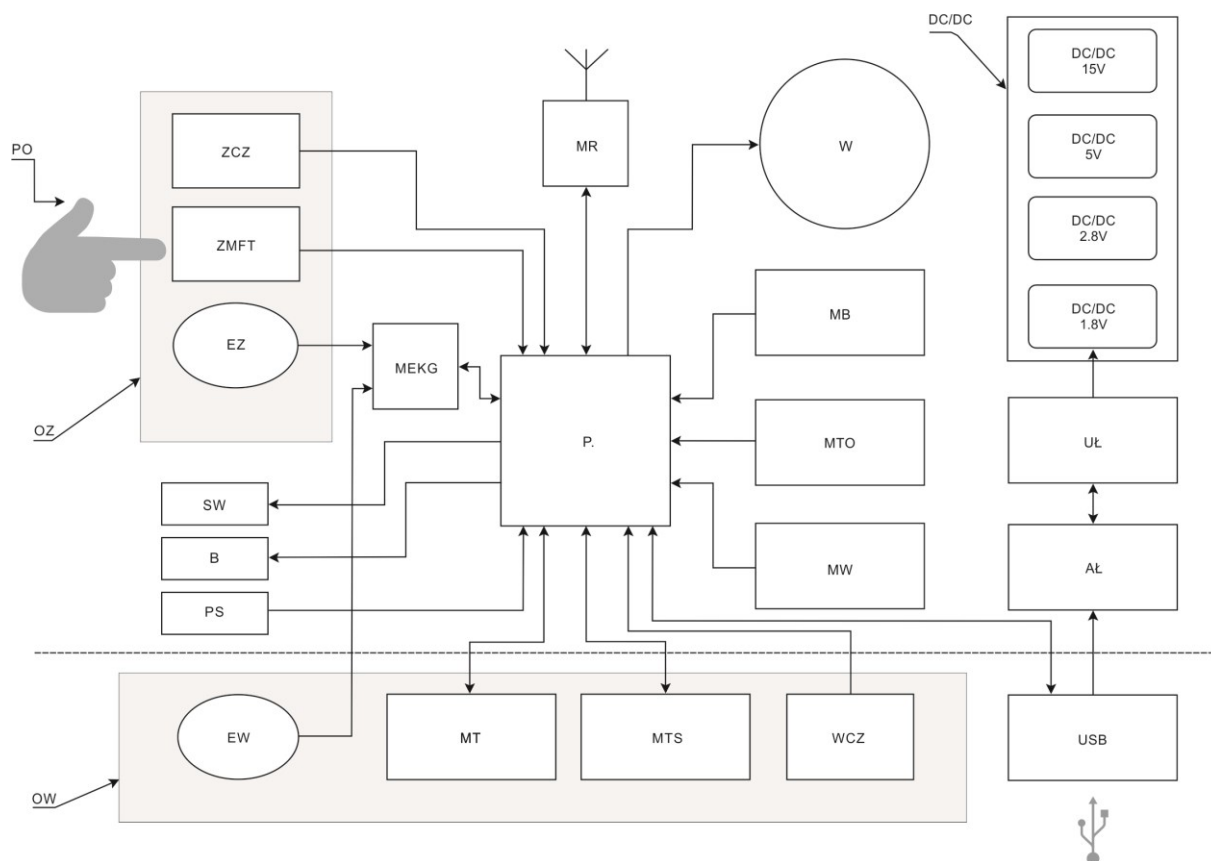
Rys. 1. Opaska diagnostyczna OD podopiecznego (widok perspektywiczny od strony zewnętrznej, z góry)



Rys. 2. Opaska diagnostyczna OD podopiecznego (widok perspektywiczny od strony wewnętrznej, przylegającej do nadgarstka)

Opaska diagnostyczna **OD** (rys. 1 i rys. 2) wykonana jest w postaci zbliżonej do nadgarstkowego zegarka, w którego górnej zewnętrznej płaszczyźnie obudowy **OZ** usytuowany jest wyświetlacz **W** a obok niego, w owalnym wgłębieniu, elektroda zewnętrzna **EZ** z usytuowanym w niej zewnętrznym czujnikiem modułu nadgarstkowego optycznego pomiaru fali tętna **ZMFT** z przyłożonego palca oraz zewnętrznym czujnikiem zbliżeniowym **ZCZ**. Z boku obudowy umieszczony jest przycisk sterujący **PS** funkcjami opaski diagnostycznej **OD**. Z kolei, w dolnej płaszczyźnie obudowy **OW** opaski diagnostycznej **OD** usytuowana jest elektroda wewnętrzna **EW** z wewnętrznym czujnikiem optycznym modułu nadgarstkowego pomiaru tętna **MT**, wewnętrznym czujnikiem zbliżeniowym **WCZ** oraz czujnik modułu pomiaru temperatury skóry **MTS**. Obok umieszczone jest złącze ładowania i komunikacji **USB**.

Opaska diagnostyczna **OD** (rys. 3) składa się z procesora **P** do którego podłączone są: moduł radiowy **MR**, wyświetlacz **W**, moduł pomiarów bezwładnościowych **MB**, moduł pomiaru temperatury otoczenia **MTO**, moduł pomiaru wilgotności **MW**, złącze ładowania i komunikacji **USB**, wewnętrzny pojemnościowy czujnik zbliżeniowy **WCZ**, moduł pomiaru temperatury skóry **MTS**, moduł nadgarstkowego optycznego pomiaru tętna **MT**, przycisk sterujący **PS**, buzer **B**, silnik wibracyjny **SW**, elektroda zewnętrzna **EZ** i elektroda wewnętrzna **EW** poprzez moduł nadgarstkowego optycznego pomiaru tętna **MEKG**, zewnętrzny czujnik optyczny **ZCO** do pomiaru fali tętna i zewnętrzny czujnik zbliżeniowy **ZCZ**. Z kolei złącze ładowania i komunikacji **USB** połączone jest szeregowo z układem ładowania akumulatora **UŁ**, akumulatorem **AK** oraz czterema blokami przetwornic **DC/DC**. Moduł radiowy **MR** opaski diagnostycznej **OD** o zakresie częstotliwości od 3.244 GHz do 6.999 GHz, paśmie 500 MHz lub 900 MHz i przepustowości 110 kbps lub 850 kbps lub 6.8 Mbps umożliwia dwukierunkową komunikację z radiolatarni stacjonarnych **RS** oraz wyznaczenie położenia podopiecznego **PD** zaopatrzonego w opaskę diagnostyczną **OD** w pomieszczeniach monitorowanych **PMM**.



Rys. 3. Schemat blokowy opaski diagnostycznej OD podopiecznego

Moduł pomiaru temperatury otoczenia **MTO** o zakresie pomiarowym od $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ do $100\text{ }^{\circ}\text{C}$, dokładności $\pm 0.3\text{ }^{\circ}\text{C}$, czasie odpowiedzi (τ 63%) 5s realizuje pomiar temperatury, w której znajduje podopieczny **PD** zaopatrzonej w opaskę diagnostyczną **OD** i wraz z modułem pomiaru temperatury skóry **MTS** umożliwia wyznaczenie zmian temperatury podopiecznego **PD**.

Z kolei moduł pomiaru wilgotności **MW** o zakresie pomiarowym od 0 do 100 %RH i czasie odpowiedzi (τ 63%) 8 s dokonuje pomiaru wilgotności względnej, w której znajduje się podopieczny **PD** zaopatrzonej w opaskę diagnostyczną **OD**. Nastawienie odpowiednich progów wartości wilgotności pozwala na uzyskanie dodatkowej sygnalizacji alertowej powiadamiającej personel medyczny **PM**, czy podopieczny **PD** przebywa poza monitorowanym obiektem lub np. w łazience.

Moduł nadgarstkowego optycznego pomiaru tętna **MT** typu RED/IR LED umożliwia ciągły pomiar tętna podopiecznego **PD** poprzez analizę przepływu krwi przez naczynia krwionośne. Wewnętrzny pojemnościowy czujnik zbliżeniowy **WCZ** umieszczony na elektrodzie wewnętrznej **EW** umożliwia sygnalizację ściągnięcia i założenia opaski diagnostycznej **OD** przez podopiecznego **PD**.

Zastosowany moduł diagnostyki elektrokardiograficznej **MEKG** o zakresie wejściowym $\pm 300\text{ mV}$, CMRR 115 dB, szumie pomiarowym $0.82\text{ }\mu\text{V}_{\text{RMS}}$, próbkowaniem: od 125 do 512 Hz, ADC 18 bitów, z detekcją wyznaczania odstępów R-R (3) umożliwia wyznaczenie pierwszego dwubiegunowego kończynowego odprowadzenia Einthovena oraz wyznaczenie R-R oraz czasu wystąpienia zespołu

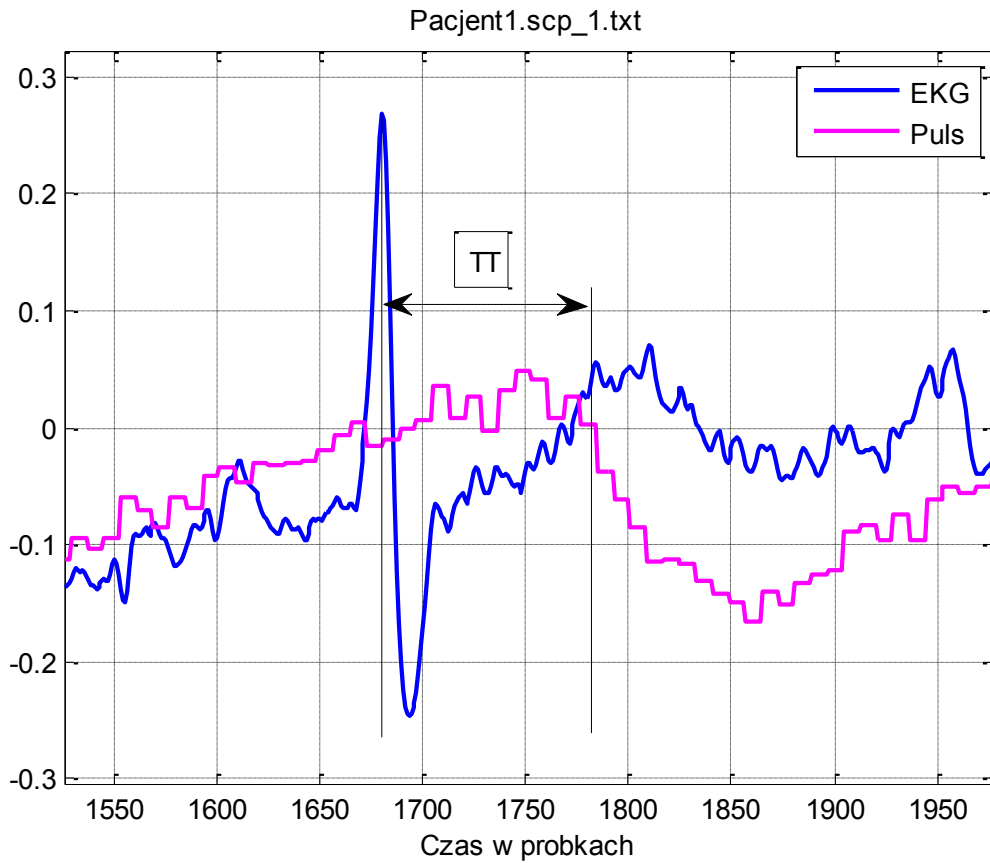
QRS. Pierwsze dwubiegunowe, kończynowe odprowadzenie Einthovena jest wyznaczane z elektrody zewnętrznej **EZ**, do której przykładany jest palec ręki podopiecznego **PD**, na której nie jest zapięta opaska diagnostyczna **OD** oraz z elektrody wewnętrznej **EW**, która ma bezpośredni stały kontakt z nadgarstkiem ręki, na której jest założona opaska diagnostyczna **OD**.

3. Algorytm wyznaczenia ciśnienia na podstawie zespołu QRS i fali tętna

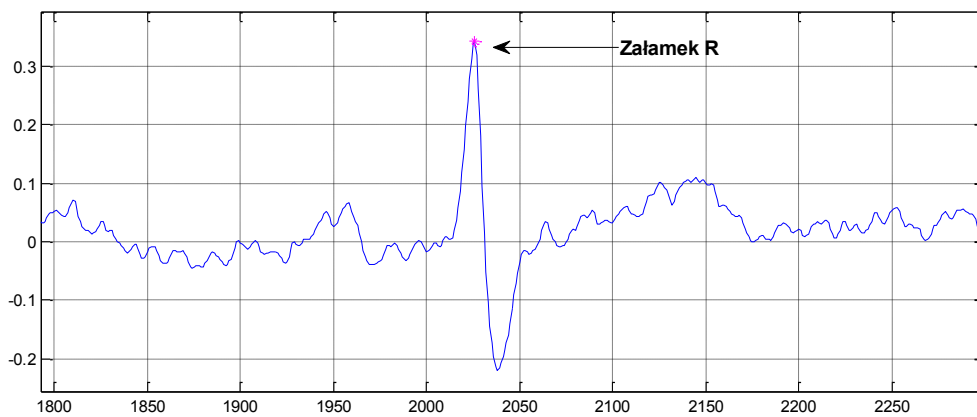
Przyłożenie palca do zewnętrznego pojemnościowego czujnika zbliżeniowego **ZCZ** umieszczonego na górnej zewnętrznej płaszczyźnie obudowy **OZ** w owalnym wgłębieniu wraz z elektrodą zewnętrzną **EZ** powoduje włączenie procedury szacowania ciśnienia tętniczego krwi i pulsu. Elektroda wewnętrzna **EW** stanowi elektrodę pomiarową podłączoną do jedno odprowadzeniowego modułu diagnostyki elektrokardiograficznej **MEKG**, która styka się ze skórą nadgarstka ręki, na której założona jest opaska diagnostyczna **OD**. Z kolei buzzer **B**, silnik wibracyjny **SW** oraz wyświetlacz **W** stanowią interfejs z podopiecznym **PD**. Wyznaczanie częstości pulsu i obliczanie ciśnienia krwi polega na pomiarze czasu propagacji fali tętna **TT** z serca do wybranego miejsca na ciele, wyznaczenie szybkości propagacji fali tętna **PWV** i obliczenie na tej podstawie ciśnienia krwi **BP** za pomocą wzoru (2). Czas propagacji fali tętna **TT** wyznacza się jako różnicę czasu pomiędzy charakterystycznymi punktami w zapisie EKG i krzywej pulsu. Charakterystyczny punkt w zapisie EKG to szczyt załamka **R** w zespole **QRS** tj. fragmentu zapisu elektrokardiograficznego, który określa się największy zespół załamków EKG, a w krzywej pulsu to miejsce o najszybszej zmianie przebiegu lub miejsce przejścia przez zero. Zasadę pomiaru czasu propagacji fali tętna **TT** pokazano na rysunku 4.

Wyznaczanie położenia zespołów **QRS** w zapisie EKG zastosowano algorytm bazujący na tzw. funkcji detekcyjnej, który zapewnia optymalną skuteczność detekcji, odporność na zakłócenia i możliwość pracy w trybie on-line. Wykrywanie szczytu załamka **R** w zespole **QRS** zostało uwidocznione na rysunku 5.

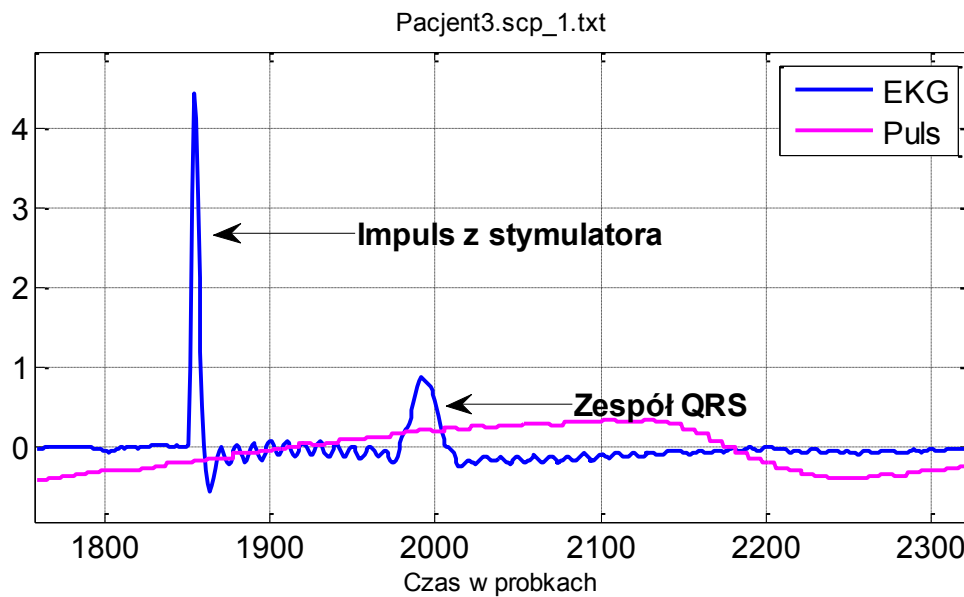
Przebieg EKG, szczególnie w przypadkach chorobowych, cechuje się znaczną zmiennością, dlatego do analizy rytmu serca i wyznaczenia częstości rytmu serca **HR**, wybiera się tylko tzw. skurcze normalne lub dominujące. Dodatkowym problemem są skurcze stymulowane przez implantowany stymulator serca, kiedy w zapisie EKG pojawiają się impulsy stymulatora o znacznej amplitudzie, jak pokazano na rysunku 6. Zastosowane w opasce diagnostycznej **OD** algorytmy pozwalają na wykrywanie impulsów ze stymulatora i usuwanie ich z przebiegu krzywej jak to pokazano na rysunku \7. Algorytm do detekcji zespołów **QRS** (rys. 8) składa się z kilku następujących po sobie operacji dokonywanych na sygnale w celu wyznaczenia przebiegu tzw. funkcji detekcyjnej, która posiada wyraźne, łatwe do znalezienia maksimum w miejscu wystąpienia zespołu **QRS**.



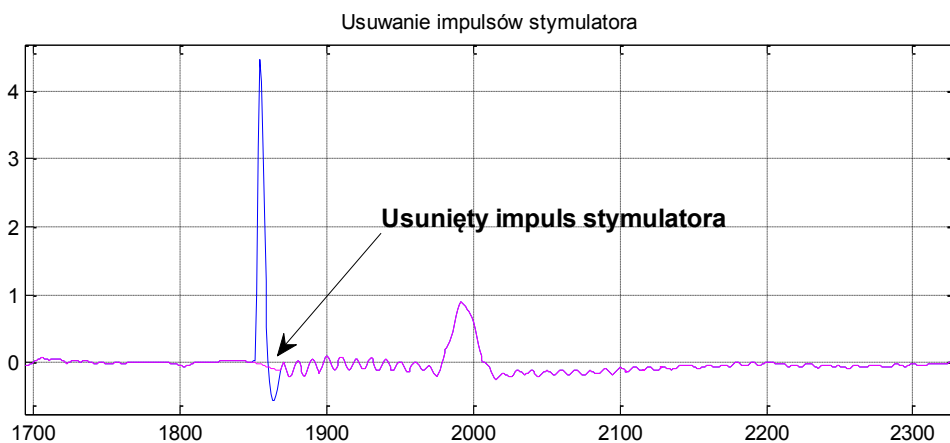
Rys. 4. Wykres prezentujący zasadę pomiaru czasu propagacji fali tętna



Rys. 5. Wykres prezentujący wykrywanie szczytu załamka z zespole QRS

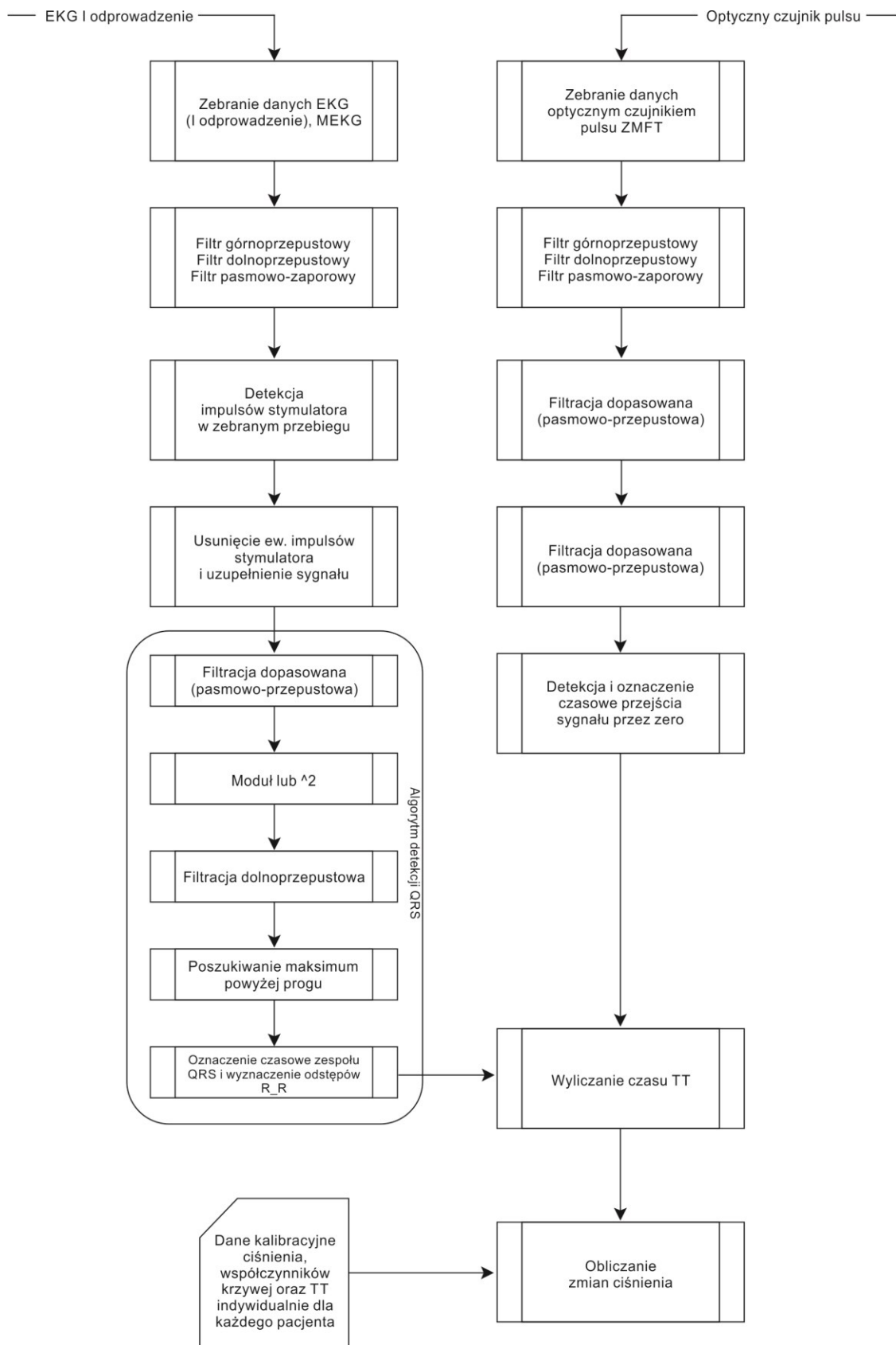


Rys. 6. Wykres prezentujący w zapisie EKG impulsy ze stymulatora o znacznej amplitudzie



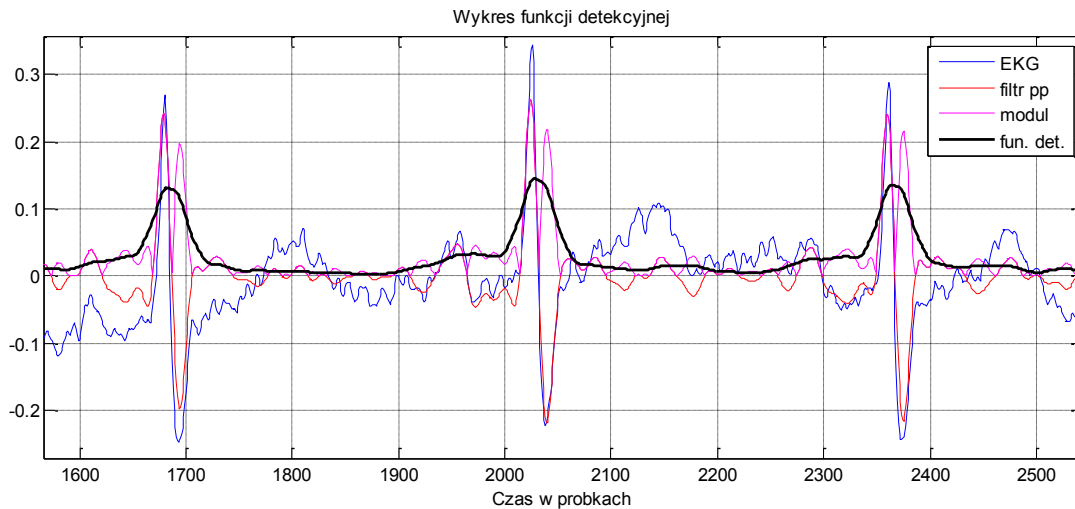
Rys. 7. Wykres prezentujący zastosowanie wykrywania impulsów ze stymulatora i usuwanie ich z przebiegu

- Kolejne etapy wyznaczenia funkcji detekcyjnej są następujące:
- filtracja dopasowana (pasmowo-przepustowa);
 - operacja nieliniowa (moduł lub 2);
 - filtracja dolnoprzepustowa (wygładzanie);
 - poszukiwanie maksimum powyżej pewnego progu;
 - wyznaczenie odstępów R-R.



Rys.8. Algorytm pomiaru częstości pulsu i ciśnienia krwi podopiecznego

Przykładowy przebieg funkcji detekcyjnej zespołu **QRS** pokazano na rysunku 9, gdzie przyjęto częstotliwość próbkowania równą 500 Hz.



Rys. 9. Przykładowy przebieg funkcji detekcyjnej zespołu QRS

Ze względu na indywidualną charakterystykę przebiegów EKG, próg początkowy jest wyznaczony oddzielnie dla każdego pacjenta i ewentualnie potem modyfikowany. Czynność tę wykonujemy na początkowym fragmencie zapisu o długości do kilku sekund. Przeprowadza się pierwsze trzy etapy algorytmu i wyznacza się wartości maksimum. Początkowa wartość progu stanowi ułamek (zwykle 50 – 70%) wartości (lub uśrednionej wartości) znalezionych maksimum. W przypadku dłuższych zapisów, wartość progu może być modyfikowana bieżącą wartością wykrytego maksimum.

Problem wykrywania impulsów ze stymulatora w urządzeniu został rozwiązany na próbie jednoczesnego wykrycia zespołów QRS i impulsów ze stymulatora i porównaniu amplitudy odpowiedzi z dwóch algorytmów. W zależności od stosunku tych amplitud podejmowana jest decyzja o wykryciu lub niewykryciu impulsów ze stymulatora. W przypadku wykrycia z przebiegu usuwane są fragmenty z impulsami ze stymulatora, a detekcja zespołów QRS jest powtarzana. Wykrywanie impulsów ze stymulatora opiera się na podobnym algorytmie, jednak parametry filtrów i progi są inne (dopasowane do impulsów ze stymulatora).

Kolejne kroki tego algorytmu to:

- filtracja dopasowana (pasmowo – przepustowa),
- operacja nieliniowa (moduł lub $\wedge 2$),
- filtracja dolnoprzepustowa (wygładzanie),
- poszukiwanie maksimum powyżej pewnego progu,
- zastąpienie fragmentu z impulsem ze stymulatora przebiegiem liniowym o odpowiednim nachyleniu,
- powtórzenie detekcji zespołów QRS na zmodyfikowanym sygnale.

Detektor pulsu w postaci zewnętrznego modułu nadgarstkowego optycznego pomiaru fali tętna z przyłożonego palca **ZMFT** działa na zasadzie wykrycia miejsca

o najszybszej zmianie przebiegu. Alternatywnym podejściem jest poszukiwanie miejsca przejścia przez zero opadającego (lub narastającego) fragmentu sygnału pulsu. Ze względu na to, że sygnał pulsu próbkowany jest z kilkukrotnie mniejszą częstotliwością, dla uzyskania gładkiego zamiast schodkowego przebiegu, zastosowano dopasowaną filtrację pasmowo przepustową która ma na celu usunięcie składowej wolnozmiennnej i aproksymację (wygładzenie) przebiegu. W urządzeniu zastosowano wyznaczanie miejsca przejścia przez zero dla opadającego fragmentu przefiltrowanego sygnału pulsu. Czasy odpowiadające miejscom przejścia przez zero sygnału pulsu są zapisywane. Przy wyznaczaniu czasu propagacji fali tętna **TT** w pierwszym etapie algorytmu jest wyznaczenie par $RR(i)$ i $PP(i)$, takich aby dla wszystkich i $RR(i) < PP(i)$, tzn. aby przebieg EKG poprzedzał przebieg pulsu. Następnie obliczane są $TT(i) = PP(i) - RR(i)$, a następnie uśredniane.

$$TT = \text{średnia}[TT(i)]$$

Z kolei przy wyznaczeniu szybkości propagacji fali tętna **PWV**

$$PWV = k * H / TT \quad (1)$$

gdzie:

$k = 0.5$ (dla pomiaru pulsu na ręce);

H – wzrost w [cm];

TT – czas propagacji fali tętna (Transit Time) w [ms].

Natomiast aktualną wartość ciśnienia krwi wyznacza się z poniższego wzoru:

$$BP_{PTT} = P1 * PWV * \exp(P3 * PWV) + P2 * (PWV)^{P4} + (BP_{PTTcal} - BP_{cal}) \quad (2)$$

gdzie:

$P1 = 700$;

$P2 = 766000$;

$P3 = -1$;

$P4 = 9$;

BP_{PTT} – obliczona wartość ciśnienia w [mmHg];

BP_{PTTcal} – obliczona wartość ciśnienia wzorcowego w [mmHg];

BP_{cal} – zmierzona wartość ciśnienia wzorcowego w [mmHg];

PWV – obliczona wartość szybkości propagacji fali tętna (Pulse Valve Velocity) w [cm/s].

Aby uwzględnić indywidualne cechy podopiecznego, przeprowadza się kalibrację mierząc ciśnienie metodą klasyczną, a zmiany szybkości propagacji fali tętna służą do obliczenia (oszacowania) zmian ciśnienia. Opaska diagnostyczna **OD** wysyła bezprzewodowo dane pomiarowe w zadanych przez system interwałach czasowych. Dane pomiarowe przesyłane są do informatycznego centrum monitorowania systemu **ICMS** poprzez sieć radiolatarni stacjonarnych **RS**. Układy elektroniczne zasilane są z wewnętrznego akumulatora **AK**. Czas działania pomiędzy ładowaniami akumulatora **AK** wynosi co najmniej 24 godziny, przy czym czas ten jest zależny od częstotliwości wykonywania pomiarów oraz częstotliwości wysyłania danych do systemu. Układ ładowania **UŁ** akumulatora sygnalizuje komunikatem pojawiającym się w informatycznym centrum monitorowania systemu **ICMS** o niskim poziomie napięcia akumulatora. Wewnętrzny pojemnościowy czujnik zbliżeniowy

WCZ sygnalizuje komunikatem o zdjęciu opaski diagnostycznej **OD**. Moduł pomiarów bezwładnościowych **MB** szacuje aktywność fizyczną, ponadto każda opaska diagnostyczna **OD** ma nadane jednoznaczne ID umożliwiające jej identyfikację co jednocześnie pozwala na identyfikację podopiecznego **PD**.

4. Podsumowanie

Opracowany algorytm pozwala na bezinwazyjny i automatyczny pomiar (oszacowanie) wartości ciśnienia krwi. Dzięki stałemu automatycznemu monitorowaniu podstawowych funkcji życiowych pacjentów, w sposób zasadniczy ułatwia nadzór personelowi pracującego bezpośrednio nad pacjentem. Pełna automatyzacja funkcji systemu umożliwia sygnalizowanie możliwości wystąpienia zdarzeń niepożądanych u pacjentów poprzez działania prewencyjne, co znacznie skraca czas reakcji personelu, w tym lekarzy i pielęgniarek obsługujących placówki opiekuńcze.

Układ umożliwia nie tylko bieżące monitorowanie badanych funkcji podopiecznych, ale zmapowanie budynku domu opieki, daje realną możliwość określenia piętra i sektora w którym nastąpiło zdarzenie alertowe. System gromadzi i przetwarza dane podopiecznego, dzięki czemu stanowi istotny element indywidualnej dokumentacji medycznej poszczególnych podopiecznych. Dzięki funkcjom gromadzenia i archiwizacji szerokiego spektrum danych oraz możliwości wykonywania dowolnie zleconych analiz czy raportów – system stanowi ważne narzędzie dla personelu medycznego i lekarzy. Indywidualizacja parametrów brzegowych (alertowych) w poszczególnych opaskach diagnostycznych są dostosowane do stanu zdrowia aktualnego podopiecznego.

Informacja o finansowaniu pracy

Praca finansowana z Regionalnego Programu Operacyjnego Województwa Dolnośląskiego 2014-2020, w ramach projektu „**Innowacyjny system wsparcia placówek opiekuńczych, pielęgnacyjnych i rehabilitacyjnych w zakresie stałego monitorowania podstawowych funkcji życiowych podopiecznych**”, współfinansowanego ze środków Unii Europejskiej w ramach Poddziałania 1.2.1 „Innowacyjne przedsiębiorstwa – konkurs horyzontalny”, Schemat nr 1.2 A „Wsparcie dla przedsiębiorstw chcących rozpocząć lub rozwinąć działalność B + R”

Numer umowy dofinansowania: **RPDS.01.02.01-02-0042/15-00**

LITERATURA

1. Stan obecny i przyszłość opieki długoterminowej w starzejącej się Polsce, Raport Banku Światowego, 2015-11-03, pp.12-13.
2. GUS, Prognoza ludności na lata 2008-2035:
http://www.stat.gov.pl/gus/5840_8708_PLK_HTML.htm, 23.09.2016.
3. Pan J., Tompkins W.J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 32, p. 230-236