



Wojskowa
Akademia
Techniczna

Wydział
Elektroniki



ROZPRAWA DOKTORSKA

METODA CIĄGŁEGO MONITOROWANIA ZMIENNOŚCI CZASU PROPAGACJI FALI TĘTNA W WARUNKACH NATURALNYCH ZAKŁÓCEŃ

mgr inż. Krzysztof Sieczkowski

Promotor

prof. dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

Promotor pomocniczy

ppłk dr inż. Tadeusz Sondej

WARSZAWA 2020

*Niniejszą rozprawę dedykuję mojej Żonie
Magdalenie oraz córce Mai, bez których
wsparcia nie byłoby możliwe jej napisanie.*

SPIS TREŚCI

SPIS TREŚCI	3
STRESZCZENIE	6
ABSTRACT	7
WYKAZ SKRÓTÓW	8
WPROWADZENIE	10
1 Metody pomiaru czasu propagacji fali tętna	14
1.1 Inwazyjny pomiar prędkości fali tętna bazujący na cewniku	15
1.2 Ultrasonografia dopplerowska	16
1.3 Obrazowanie rezonansem magnetycznym	17
1.4 Metody bazujące na pomiarze sygnałów biomedycznych	18
1.5 Podsumowanie	19
2 Pomiar czasu propagacji fali tętna przy użyciu sygnału elektrokardiograficznego i fotopletyzmograficznego	21
2.1 Sygnał elektrokardiograficzny	22
2.2 Sygnał fotopletyzmograficzny	24
2.3 Definicja czasu propagacji fali tętna	27
2.4 Zakłócenia występujące w sygnałach EKG i PPG oraz metody wyznaczania jakości sygnału	29
2.5 Przetwarzanie sygnałów EKG i PPG	34
2.6 Metody wyznaczania czasu propagacji fali tętna	35
2.7 Podsumowanie	37

3	Stanowisko badawcze	38
3.1	Blok akwizycji sygnału	40
3.2	Transmisja danych pomiarowych.....	41
3.3	Oprogramowanie do wizualizacji i rejestracji danych	43
3.4	Ogólna budowa algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna.....	44
3.5	Podsumowanie	46
4	Filtracja sygnału.....	47
4.1	Metoda filtracji z użyciem szybkiej transformacji Fouriera	50
4.2	Metoda filtracji z użyciem filtrów o skończonej odpowiedzi impulsowej.....	51
4.3	Metoda filtracji z użyciem dyskretnej transformacji falkowej	53
4.4	Podsumowanie	58
5	Podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG	59
5.1	Podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG, bazujący na poszukiwaniu zespołu QRS w ograniczonym zakresie	60
5.2	Podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG, bazujący na funkcji I i II pochodnej	64
5.3	Podsumowanie	68
6	Algorytm oceny jakości sygnału	70
6.1	Blok detekcji fragmentów w sygnale EKG	72
6.2	Blok detekcji fragmentów w sygnale PPG	74
6.3	Blok wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG	77
6.4	Blok procedur testowych	79
6.4.1	Procedura testowa EPA	81
6.4.2	Procedura testowa EPS	82
6.4.3	Procedura testowa PPA	89
6.4.4	Procedura testowa PPAR	90
6.4.5	Procedura testowa PPL	92
6.4.6	Procedura testowa PPS	93
6.4.7	Procedura testowa PPS2	100
6.5	Podsumowanie	115
7	Zaawansowany algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG	116
7.1	Blok ekstrakcji wzorca i jego parametrów	118
7.1.1	Metoda wyznaczania wzorca EKG i PPG, bazująca na funkcji autokorelacji	118
7.1.2	Metoda wyznaczania wzorca PPG bazująca na funkcji I pochodnej.....	124
7.1.3	Metoda wyznaczania wzorca PPG bazująca na synchronizacji fragmentów.....	127
7.1.4	Metoda wyznaczania wzorca EKG bazująca na synchronizacji fragmentów w punkcie występowania maksimum załamka R.....	128
7.2	Blok korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych	130
7.3	Blok selekcji danych	132
7.4	Podsumowanie	139
8	Wyznaczanie wartości wypadkowych oraz czasów PAT i PTT	140
8.1	Blok wyznaczania wartości wypadkowych	141
8.2	Obliczanie czasów PAT i PTT	146
8.3	Podsumowanie	147

9	Badania eksploatacyjne zaproponowanej metody.....	149
9.1	Badanie poprawności działania bloku oceny jakości sygnału EKG i PPG	150
9.2	Badanie dokładności wyznaczania czasu propagacji fali tętna PAT	153
9.3	Badanie zmienności wartości PAT	155
9.4	Podsumowanie	157
	PODSUMOWANIE	159
	LITERATURA	162



Wojskowa
Akademia
Techniczna

Wydział
Elektroniki



STRESZCZENIE

Metoda ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna w warunkach naturalnych zakłóceń

Autor: mgr inż. Krzysztof Sieczkowski

Promotor: prof. dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

Promotor pomocniczy: ppłk dr inż. Tadeusz Sondej

Celem rozprawy było opracowanie metody synchronicznego pomiaru i przetwarzania sygnałów biomedycznych, takich jak elektrokardiograficzny (EKG) oraz fotopletyzmograficzny (PPG), która pozwala na wyznaczenie chwilowych wartości czasu propagacji fali tętna. Na podstawie uzyskanych wartości chwilowych możliwe jest wyznaczenie zmienności tego czasu. W rozprawie przedstawiono sposób akwizycji i filtracji sygnałów oraz zasadniczy algorytm pozwalający w czasie rzeczywistym wyznaczać chwilowe wartości poszukiwanych czasów propagacji fali tętna. Zaproponowany algorytm składa się z dwóch niezależnych torów wyznaczania punktów charakterystycznych z sygnałów EKG i PPG, na podstawie których obliczane są bieżące wartości czasu propagacji fali tętna. Dodatkowym, istotnym elementem algorytmu jest dedykowany blok oceny jakości sygnałów, który również w czasie rzeczywistym dostarcza informacje o jakości sygnałów, pozwalając na ewentualną korektę położenia czujników pomiarowych.

Rozprawę doktorską podzielono na cztery główne części, prezentujące kolejne etapy badań realizowanych przez autora. W pierwszej części przedstawiono powszechnie znane pomiaru czasu propagacji fali tętna. W tej części główną uwagę skupiono na powszechnie stosowanych metodach analizy i przetwarzania sygnałów EKG i PPG, na podstawie których wyznaczane są aktualne wartości czasu propagacji fali tętna.

W drugiej i jednocześnie największej części rozprawy, przedstawiono bloki przetwarzania danych, które wchodzi w skład proponowanej metody. Do głównych bloków przetwarzania należą: blok filtracji sygnałów, dwa niezależnie bloki wyznaczania punktów charakterystycznych, blok oceny jakości sygnałów oraz ostatni blok obliczający docelowe wartości czasu propagacji fali tętna. Wszystkie bloki przetwarzania zaimplementowano w środowisku MATLAB.

Trzecia część pracy dotyczy badań testowych opracowanych bloków przetwarzania. W tej części zawarto również ostateczne wyniki badań eksploatacyjnych zaproponowanej metody.

Ostatnia część pracy poświęcona jest podsumowaniu, w którym na podstawie wcześniej zaprezentowanych badań udowodniona została teza niniejszej rozprawy, w brzmieniu: **możliwe jest wyznaczenie zmienności czasu propagacji fali tętna z dokładnością wystarczającą do współczesnych zastosowań w medycznej aparaturze diagnostycznej, z wykorzystaniem sygnałów elektrokardiograficznych i fotopletyzmograficznych rejestrowanych w typowych warunkach.**

Słowa kluczowe: inżynieria biomedyczna, czas propagacji fali tętna, czas przybycia fali tętna, prędkość fali tętna, sygnał elektrokardiograficzny, sygnał fotopletyzmograficzny.

Krzysztof Sieczkowski
Warszawa, 30 czerwca 2020 r.



Military
University
of Technology

Faculty
of Electronics



ABSTRACT

A method of continuously monitoring of a pulse transit variability time under natural interference

Author: mgr inż. Krzysztof Sieczkowski
Supervisor: prof dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski
Assistant Supervisor: ppłk dr inż. Tadeusz Sondej

The purpose of this dissertation was to develop a method of synchronous measurement and processing of biomedical signals such as electrocardiographic (ECG) and photoplethysmographic (PPG) signals which allows the determination of temporary pulse transit time. Based on the obtained temporary values, it is possible to determine the variability of this time. The dissertation presents the method of signal acquisition and filtering as well as the main algorithm that allows to determine in real time the temporary values of pulse transit times. The proposed algorithm consists of two independent parts for determining characteristic points from ECG and PPG signals based on which current values of pulse transit time are calculated. In addition, an important element of the algorithm is a dedicated signal quality evaluation block, which provides real-time information on the signal quality, allowing for possible correction of the position of the measuring sensors.

The dissertation is divided into four parts that correspond to the stages of the research work carried out by the author. The first part presents commonly known methods for measuring pulse transit time. This section focuses on commonly used methods of ECG and PPG signal analysis and processing, based on which temporary pulse transit time values are determined.

In the second and the largest part of the dissertation, data processing blocks that are core part of the proposed method are presented. The main data processing blocks include: a signal filter block, two independently blocks for determining characteristic points, a signal quality evaluation block and a block responsible for calculating target values of the pulse transit time. All processing blocks have been implemented in the MATLAB software.

The third part of the work concerns test research of developed processing blocks. This part also contains the final results of operational tests of the proposed method.

Finally, the presented results are summarized confirming the main thesis of the dissertation which is as follows: **it is possible to determine the variability of a pulse wave propagation time with sufficient accuracy for modern applications in medical diagnostic apparatus, using electrocardiographic and photoplethysmographic signals recorded in typical conditions.**

Keywords: biomedical engineering, pulse transit time, pulse arrival time, pulse wave velocity, electrocardiographic (ECG) signal, photoplethysmographic (PPG) signal.

Krzysztof Sieczkowski
Warsaw, 30th June, 2020

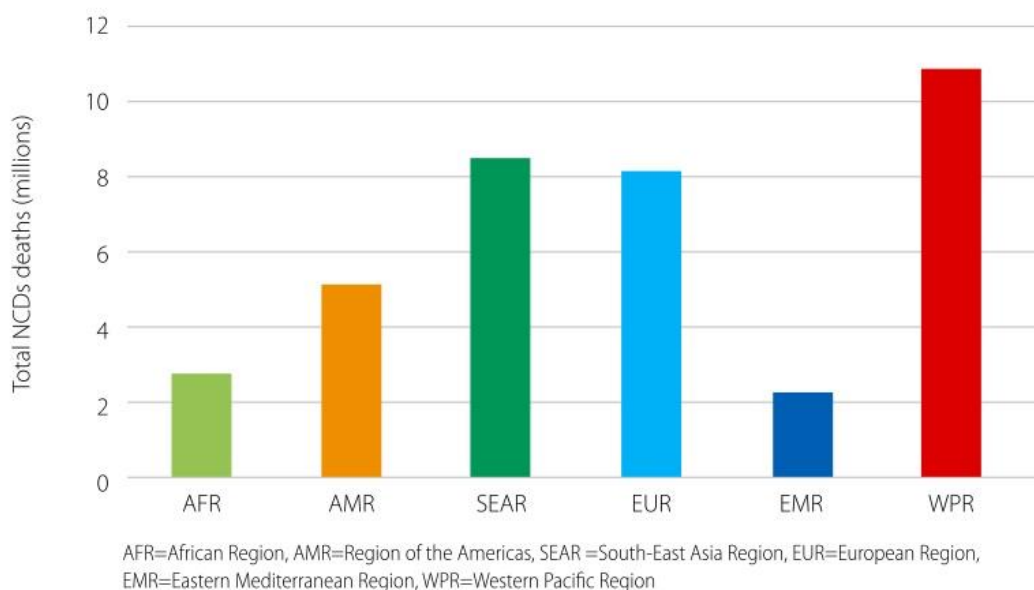
WYKAZ SKRÓTÓW

AB	–	ang. Abrupt Change
ACF	–	ang. Adaptive Comb Filter
ADC	–	ang. Analog to Digital Converter
AFE	–	ang. Analog-Front-End
AL	–	ang. Ambient Light
ALO	–	ang. Ant Lion Optimizer
ANC	–	ang. Adaptive Noise Cancelation
ANN	–	ang. Artificial Neural Network
ARX	–	ang. Autoregressive Exogenous)
AS-LMS	–	ang. Adaptive Step-Size Least Mean Squares
AWGN	–	ang. Additive White Gaussian Noise
BPM	–	ang. Beats per Minute
BW	–	ang. Baseline Wander
CF	–	ang. Contacting Force
CMR	–	ang. Cardiovascular Magnetic Resonance
CRC	–	ang. Cyclic Redundancy Check
CWT	–	ang. Continuous Wavelet Transform
DFT	–	ang. Discrete Fourier Transform
DU	–	ang. Doppler Ultrasonography
DWT	–	ang. Discrete Wavelet Transform
ECN	–	ang. Electrode Contact Noise
EIN	–	ang. Electroneurogram-Induced Noise
EMD	–	ang. Empirical Mode Decomposition
EMI	–	ang. Electromagnetic Interference
EPA	–	ang. ECG Part Amplitude
EPS	–	ang. ECG Part Similarity
EN	–	ang. Electrosurgical Noise
FFT	–	ang. Fast Fourier Transform
FIFO	–	ang. First In, First Out
FIR	–	ang. Finite Impulse Response
FL	–	ang. Flat Line
GPRS	–	ang. General Packet Radio Service
GUIDE		ang. GUI development environment
IBP		ang. Invasive Blood Pressure
ICA	–	ang. Independent Component Analysis
IFFT	–	ang. Inverse Fast Fourier Transform
IN	–	ang. Instrumentation Noise
IR	–	ang. Infrared
IIR	–	ang. Infinite Impulse Response
LED	–	ang. Light-Emitting Diode
MA	–	ang. Motion Artifact
MCR		ang. MATLAB Compiler Runtime
MLP	–	ang. Multi-Layer Perceptron
MMSE	–	ang. Minimum Mean Square Error
MN	–	ang. Muscule Noise
MRI	–	ang. Magnetic Resonance Imaging
NaN	–	ang. Not a Number
NCD	–	ang. Noncommunicable Disease
NiBP		ang. Non-Invasive Blood Pressure

NLMS	–	ang. Normal Least Mean Squares
PEP	–	ang. Pre-ejection Period
PAT	–	ang. Pulse Arrival Time
PI	–	ang. Perfusion Index
PLI	–	ang. Power Line Interferences
PPA	–	ang. PPG Part Amplitude
PPAR	–	ang. PPG Part Amplitude Ratio
PPL	–	ang. PPG Part Length
PPS	–	ang. PPG Part Similarity
PPS2	–	ang. PPG Part Similarity 2
PSD	–	ang. Power Spectral Density
PTT	–	ang. Pulse Transit Time
PWV	–	ang. Pulse Wave Velocity
RFI	–	ang. Radio-Frequency Interference
RI	–	ang. Respiration Interference
RLS	–	ang. Recursive Least Squares
RMS	–	ang. Root Mean Square
SAI	–	ang. Signal Abnormality Index
SMI	–	ang. Self-Mixing Interferometry
SNR	–	ang. Signal to Noise Ratio
SQI	–	ang. Signal Quality Index
SSA	–	ang. Singular Spectrum Analysis
SVD	–	ang. Singular Value Decomposition
SWT	–	ang. Stationary Wavelet Transform
TDMA	–	ang. Time Division Multiple Access
TVS-LMS	–	ang. Time-Varying Step-Size Least Mean Squares
WHO	–	ang. World Health Organization

WPROWADZENIE

Wg danych Głównego Urzędu Statystycznego, choroby układu krążenia są powodem niemal 49 % (za rok 2015) zgonów w Polsce [1]. Przewiduje się, że do roku 2050, wskaźnik ten osiągnie wartość 51 %. Zgony te głównie dotyczą (ponad 85 %) osób w wieku 65 lat i więcej. Natomiast według Światowej Organizacji Zdrowia WHO (ang. *World Health Organization*), w 2012 roku miało miejsce około 56 milionów zgonów na całym świecie. Spośród tej wartości, około 38 milionów było skutkiem chorób niezakaźnych NCD (ang. *Noncommunicable Disease*). W tym największy udział miały choroby układu sercowo-naczyniowego, następnie nowotwory i przewlekłe choroby układu oddechowego [2]. Prawie trzy czwarte zgonów z powodu chorób NCD (28 milionów) wystąpiło w krajach o niskim i średnim dochodzie narodowym. Począwszy od 2000 roku, liczba zgonów spowodowana chorobami NCD wzrasta w każdym roku i w każdym regionie na świecie, gdzie na początku nowego tysiąclecia, liczba ta wynosiła 31 milionów. Liczba zgonów spowodowana chorobami NCD wzrosła najbardziej w regionie południowo-wschodniej Azji, z 6,7 (2000 rok) do 8,5 milionów (2012 rok), oraz w zachodnim regionie Pacyfiku (z 8,6 do 10,9 milionów). Szacuje się, że do 2030 roku, liczba zgonów spowodowana chorobami NCD wzrośnie do wartości 52 milionów [3, 4]. Na rys. 1 przedstawiono wykres obrazujący liczbę zgonów spowodowaną chorobami niezakaźnymi z podziałem na różne regiony świata, która miała miejsce w 2012 r.



Rys. 1. Liczba zgonów spowodowana chorobami niezakaźnymi dla różnych regionów świata w roku 2012 [5]

Głównymi przyczynami zgonów spowodowanych chorobami NCD w 2012 r. były: choroby układu krążenia (17,5 miliona zgonów co stanowi 46,2 % zgonów z powodu NCD), nowotwory (8,2 miliona co stanowi 21,7 % zgonów z powodu NCD), choroby układu oddechowego, w tym astma i przewlekła obturacyjna choroba płuc (4 milionów, co stanowi 10,7 % zgonów z powodu NCD) i cukrzyca (1,5 miliona, która stanowi 4 % zgonów z powodu NCD). Te cztery główne przyczyny zgonów spowodowane chorobami NCD były odpowiedzialne za około 82% wszystkich zgonów [5].

Liczba osób cierpiąca na choroby układu krążenia wynosi rocznie 17,9 milionów ludzi, co stanowi 31 % wszystkich zgonów na świecie. Głównymi przyczynami tych chorób, które występują głównie jako zawały serca i udary mózgu, to palenie tytoniu, niezdrowa dieta, brak aktywności fizycznej i nadmierne spożywanie alkoholu [6].

Niniejsza rozprawa dotyczy opracowania skutecznej metody pomiaru i przetwarzania sygnałów biomedycznych, takich jak sygnał elektrokardiograficzny oraz fotopletyzmograficzny w celu ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna. Prędkość oraz czas propagacji fali tętna są zależne m.in. od ciśnienia, więc ciągły pomiar czasu propagacji fali tętna pozwala na ciągłe monitorowanie zmian ciśnienia tętniczego krwi. Pomiar tego typu stwarza olbrzymie możliwości diagnostyczne chorób układu krążenia. Przy pomocy pomiaru czasu propagacji fali tętna możliwe jest wyznaczenie wskaźnika sztywności zarówno aorty jak i tętnic obwodowych (ramiennej i udowej) oraz określenie ogólnego wskaźnika dotyczącego globalnej sztywności całego układu tętniczego. Sam wskaźnik sztywności aorty, wyznaczany z pomiaru prędkości rozchodzenia się fali tętna, jest uznanym parametrem rokowniczym co do rozwoju nadciśnienia tętniczego u normotensyjnych pacjentów, występowania incydentów sercowo-naczyniowych oraz zwiększonej śmiertelności w grupie chorych z nadciśnieniem tętniczym, z cukrzycą, z niewydolnością nerek, w wieku podeszłym oraz w całej populacji [7]. Zwiększona sztywność aorty odpowiada również za upośledzenie perfuzji naczyń wieńcowych. W pojedynczych doniesieniach, na grupie chorych z zaawansowaną niewydolnością nerek udowodniono, że wskaźnik, który opisuje stosunek sztywności tętnicy ramiennej do sztywności aorty może mieć większe znaczenie diagnostyczne niż sama sztywność aorty [7, 8].

Proponowane rozwiązanie bazuje na nieinwazyjnym oraz synchronicznym pomiarze sygnałów i może być stosowane w niemal każdych warunkach. Dodatkowo nie występuje ograniczenie w postaci częstości wykonywanego pomiaru, które znacząco utrudnia pomiar tego czasu w sposób ciągły. Ponadto niezależnie od wieku badanej osoby, przebytych chorób lub wszczepionych implantów

chirurgicznych, rejestracja sygnałów oraz pomiar czasu propagacji fali tętna realizowany jest w ten sam sposób.

Z przeprowadzonych przez autora badań w zakresie tematyki pracy doktorskiej wynika teza rozprawy w brzmieniu: ***możliwe jest wyznaczenie zmienności czasu propagacji fali tętna z dokładnością wystarczającą do współczesnych zastosowań w medycznej aparaturze diagnostycznej, z wykorzystaniem sygnałów elektrokardiograficznych i fotopletyzmograficznych rejestrowanych w typowych warunkach.***

Wykazanie słuszności postawionej tezy opiera się na zaprojektowaniu metody synchronicznego pomiaru i przetwarzania sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmograficznego, która w czasie rzeczywistym pozwala uzyskać bieżącą wartość czasu propagacji fali tętna. Proponowana metoda dostarcza równocześnie informacje o aktualnej jakości rejestrowanych sygnałów. Dzięki temu operator wykonujący pomiar może dokonać korekty położenia czujnika pomiarowego, w celu poprawy jakości rejestrowanych sygnałów.

Celem niniejszej rozprawy jest zaprojektowanie metody pomiaru i przetwarzania wybranych sygnałów biomedycznych mających na celu ciągłe monitorowanie zmienności czasu propagacji fali tętna w warunkach naturalnych zakłóceń.

Większość z istniejących rozwiązań pomiaru czasu propagacji fali tętna nie zapewnia pomiaru w sposób ciągły. Ograniczenie to spowodowane jest np. oddziaływaniem silnego pola magnetycznego na badaną osobę. Innym ograniczeniem jest konieczność angażowania operatora urządzenia pomiarowego, przy czym wyniki pomiaru oraz dokładność jest zależna od jego doświadczenia. Kolejnym ograniczeniem podczas pomiaru czasu propagacji fali tętna jest ryzyko zaburzenia dokładności pomiaru już na etapie wykonywanej rejestracji. Jednym ze sposobów pozwalających na rejestrację czasu propagacji fali tętna w sposób ciągły jest stosowanie chirurgicznie wszczepianych cewników oraz stentów. Niestety ogranicza to zakres stosowania tej metody pomiaru do warunków klinicznych oraz niesie duże ryzyko powikłań podczas wszczepiania oraz usuwania czujnika pomiarowego.

Rozprawa doktorska została podzielona na cztery części opisujące etapy zrealizowanych prac. W pierwszej części przedstawiono powszechnie stosowane metody pomiaru czasu propagacji fali tętna, takie jak: ultrasonografia dopplerowska, obrazowanie rezonansem magnetycznym, metody bazujące na pomiarze sygnałów biomedycznych oraz metodę stosującą wszczepiane chirurgicznie odpowiednie przepływomierze. Jednak główną uwagę poświęcono zagadnieniom pomiaru i przetwarzania sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmograficznego, na podstawie których wyznaczone będą aktualne wartości czasu propagacji fali tętna w proponowanej przez autora metodzie pomiaru i przetwarzania. W pierwszej części niniejszej rozprawy przedstawiono również zagadnienia dotyczące zakłóceń sygnałów oraz parametry sygnałów, które mogą być stosowane w procedurach oceny jakości sygnału.

Druga i jednocześnie największa część rozprawy zawiera szczegółowy opis bloków przetwarzania wchodzących w skład proponowanej metody obliczania czasu propagacji fali tętna. Do istotnych bloków występujących w proponowanej metodzie zaliczają się: blok realizujący akwizycję sygnałów, blok filtracji sygnałów, dwa bloki detekcji punktów charakterystycznych, realizujących niezależne oraz odmienne procedury przetwarzania, blok oceny jakości sygnałów, blok wyznaczania wartości wynikowych oraz ostatni blok, w którym obliczane są chwilowe wartości czasu propagacji fali tętna.

Trzecia część pracy zawiera opis przeprowadzonych badań testowych oraz uzyskane wyniki tych badań, mające na celu weryfikację poprawności działania poszczególnych bloków funkcjonalnych proponowanego algorytmu. W tej części zawarte są również ostateczne wyniki badań eksploatacyjnych zaproponowanej metody.

Ostatnia część pracy zawiera podsumowanie, w którym na podstawie wcześniej zaprezentowanych badań udowodniona została teza rozprawy doktorskiej.

Podziękowania

W tym miejscu chciałbym serdecznie podziękować osobom, które wspierały mnie w trakcie realizowanych przeze mnie prac i bez których nie udałoby mi się osiągnąć postawionych celów. W pierwszej kolejności chciałbym serdecznie podziękować promotorowi oraz promotorowi pomocniczemu Panom prof. dr. hab. inż. Andrzejowi Dobrowolskiemu oraz ppłk. dr. inż. Tadeuszowi Sondejowi, za wszelką pomoc i nieustanną motywację jakiej udzielili mi podczas wieloletniej współpracy, za poświęcony czas oraz cenne uwagi merytoryczne, które znacząco podniosły wartość niniejszej rozprawy.

Podziękowania kieruję również na ręce Dyrektora Instytutu Systemów Łączności Wydziału Elektroniki WAT, płk. dr. hab. inż. Zbigniewa Piotrowskiego, prof. WAT oraz Kierownika Zakładu Techniki Cyfrowej prof. dr. hab. inż. Ryszarda Szpleta, za zapewnienie mi bardzo dobrych warunków podczas realizacji pracy naukowej oraz studiów doktoranckich.

Szczególne podziękowania składam mojej żonie Magdalenie, za udzielone wsparcie, wyrozumiałość oraz motywację. Wielkie słowa podziękowania należą się również mojej Rodzinie, a w szczególności Rodzicom Janinie oraz Eugeniuszowi oraz siostrze Annie, bez których wsparcia oraz dobrego słowa nie udałoby mi się osiągnąć założonego celu.

Chciałbym również podkreślić, że osiągnięte sukcesy oraz pokonane w naszym życiu kroki milowe to w dużej mierze również zasługa naszych bliskich, dlatego chciałbym w podziękowaniach także wspomnieć o przyjaciółach, a w szczególności należących do wspaniałej grupy Doktorantów p. dr inż. Ewelinę Majdę-Zdanczewicz, dr inż. Machała Suchockiego, dr inż. Kamila Kamińskiego, dr inż. Bartłomieja Wójtowicza, mgr inż. Wojciecha Lejkowskiego oraz mgr inż. Pawła Stasiakiewicza.

Krzysztof Sieczkowski

Warszawa, 30 czerwca 2020 r.

1

METODY POMIARU CZASU PROPAGACJI FALI TĘTNA

Mięsień sercowy, będący w istocie pompą ssąco-tłoczącą, jest głównym organem układu krwionośnego. Jego zadaniem jest nieustanne pompowanie krwi, co bezpośrednio przekłada się na ciągły transport niezbędnych substancji wewnątrz całego organizmu. Mięsień sercowy, potocznie zwany sercem, złożony jest z czterech jam: dwóch przedsionków i dwóch komór. W przedsionkach zbierana jest krew z układu żylnego, która następnie trafia do odpowiednich komór, z których jest wypompowywana do tętniczej części układu krwionośnego. Sekwencja zdarzeń, które występują pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca nazywana jest cyklem pracy serca [9, 10]. Podczas prawidłowej akcji serca, poszczególne jego części pracują w trzech cyklicznie powtarzających się fazach [9, 10, 11]. W pierwszej, rozpoczynającej cykl pracy serca fazie, następuje depolaryzacja przedsionków, co bezpośrednio przekłada się na skurcz przedsionków. W zapisie EKG manifestuje się to w postaci załamka P. W drugiej fazie następuje pobudzenie przegrody międzykomorowej (załamek Q), depolaryzacja zewnętrznej ściany lewej komory serca – skurcz lewej komory (załamek R) oraz depolaryzacja górnych partii mięśnia roboczego komór (załamek S). W kończącej cykl pracy serca

trzeciej fazie, która w zapisie EKG obrazowana jest jako załamek T, następuje repolaryzacja komórek. Na rys. 2.3 przedstawiono przykładowy sygnał EKG z zaznaczonymi załamekami. W trakcie normalnej pracy serca, z lewej komory krew jest wtłaczana do tętnicy głównej – aorty, a następnie rozchodzi się do mniejszych tętnic, naczyń włosowatych by z powrotem, układem żylnym, wrócić do mięśnia sercowego. Skurcze serca powodują wzrost ciśnienia w naczyniach krwionośnych. Siła wyrzutu krwi do aorty, oprócz ruchu krwi w naczyniach krwionośnych, wytwarza również falę ciśnienia, która propaguje się od serca do naczyń włosowatych [9, 12, 13]. Fala ta powoduje przemieszczające się rozciąganie ściany tętnic, które wyczuwalne jest jako tętno. Dlatego fala ciśnienia często określana jest mianem fali tętna.

Na kształt fali tętna ma wpływ objętość wyrzutowa lewej komory serca, właściwości krwi oraz fizyczne właściwości tętnic. Prędkość rozchodzenia się fali tętna zależy głównie od elastyczności ścian tętnic i jest znacznie większa od prędkości przepływu krwi [14]. Fala tętna powstaje w momencie otwarcia zastawki aortalnej, a następnie rozprzestrzenia się wzdłuż całego drzewa tętniczego. Typowe wartości prędkości fali tętna wynoszą od 4-5 m/s w większych, centralnych i bardziej elastycznych tętnicach, aż do nawet 15 m/s w obwodowych, mięśniowych tętnicach takich jak np. tętnica udowa [14]. Zatem, prędkość rozchodzenia się fali tętna w różnych miejscach układu krwionośnego jest różna. Ponadto prędkość fali tętna jest cechą osobniczą i może się różnić nawet pomiędzy osobami występującymi w zbliżonej grupie wiekowej. Z biegiem czasu, tętnice stają się coraz sztywniejsze, co bezpośrednio przekłada się na wzrost prędkości fali tętna. Z prędkością fali tętna ściśle związany jest czas propagacji tej fali. Z kolei pomiar czasu propagacji fali tętna na określonym odcinku drzewa tętniczego wymaga dokładnego pomiaru długości tego odcinka [9, 12 - 14]. Generalnie przyjmuje się liniową zależność czasu i prędkości rozchodzenia się fali tętna, ale jest to uproszczenie obowiązujące tylko dla wartości średnich, gdyż prędkość fali tętna na całej drodze nie jest jednakowa.

Obecnie dostępnych jest bardzo wiele metod pozwalających na pomiar czasu propagacji fali tętna i wynikającej z niego prędkości rozchodzenia się fali. Najczęściej stosowanymi metodami wyznaczania czasu propagacji fali tętna są ultrasonografia dopplerowska, metoda obrazowania stosująca rezonans magnetyczny, metoda bazująca na implementacji w tętnicach specjalnego cewnika oraz szereg metod wykorzystujących zjawisko występowania mechanicznej fali tętna.

1.1 Inwazyjny pomiar prędkości fali tętna bazujący na cewniku

Inwazyjny pomiar prędkości fali tętna stanowi obecnie najdokładniejszą metodę pomiaru. Pomiar ten polega na wprowadzeniu specjalnego cewnika do aorty. Cewnik stanowi elektromechaniczny układ, który pozwala wygenerować sygnał odzwierciedlający aktualną prędkość fali tętna, która występuje w punkcie lokalizacji cewnika. Wygenerowany sygnał jest następnie odbierany i przetwarzany przez wyspecjalizowane urządzenie elektroniczne. Podobną metodą pomiaru prędkości fali tętna do metody bazującej na cewniku jest metoda stosująca stent umieszczony w naczyniu krwionośnym [66].

Niestety metoda ta ma kilka wad i nie może być powszechnie stosowana, za wyjątkiem specjalistycznej diagnostyki kardiologicznej [67]. Do największych wad można zaliczyć konieczność operacyjnego wszczepiania oraz usuwania cewnika. Ponieważ cewnik stanowi opór dla przepływu krwi w tętnicy może powodować powstawanie zatorów oraz zakrzepów. Konieczne jest zatem stosowanie ścisłego nadzoru klinicznego mającego na celu ciągłą weryfikację poprawności działania cewnika. Każda operacja niesie również ryzyko powikłań układu krążenia [68] oraz możliwości zakażenia cewnikowanej osoby różnego typu wirusami bądź bakteriami. Z oporem przepływu krwi bezpośrednio wiąże się zwiększona prędkość tej krwi, gdyż średnica cewnika w którym przepływa krew jest nieco mniejsza niż cewnikowane naczynie krwionośne, co generuje trudny do ustalenia błąd systematyczny. Inną wadą stosowania cewnika może być również fakt, że pomiar prędkości fali tętna w tym przypadku jest pomiarem punktowym, tj. w miejscu lokalizacji cewnika, a nie wartością

uśrednioną. Zatem wynik pomiaru prędkości fali tętna bazujący na cewniku, bardzo ściśle zależy od miejsca wprowadzonego cewnika.

1.2 Ultrasonografia dopplerowska

Ultrasonografia dopplerowska DU (ang. *Doppler Ultrasonography*) należy do grupy metod nieinwazyjnego pomiaru prędkości rozchodzenia się fali tętna. Metoda ta wykorzystuje efekt Dopplera, który polega na powstawaniu różnicy pomiędzy częstotliwością fali wysyłanej przez źródło, a częstotliwością fali zarejestrowanej przez specjalnie do tego celu przeznaczony detektor. W ultrasonografii efekt Dopplera dotyczy fal ultradźwiękowych, czyli fal akustycznych o częstotliwościach powyżej górnej granicy słyszalności. Efekt Dopplera występuje w sytuacji, gdy źródło fali oraz detektor znajdują się w dwóch różnych miejscach i pozostają względem siebie w ruchu. Wówczas związek pomiędzy częstotliwością sygnału nadawanego przez źródło f_z , a częstotliwością odbieraną przez detektor f_o jest określony następującą zależnością:

$$f_o = f_z \frac{V \pm V_D}{V \mp V_Z}, \quad (1.1)$$

gdzie: V – prędkość rozchodzenia się dźwięku w danym ośrodku, V_D – prędkość detektora względem ośrodka, V_Z – prędkość źródła dźwięku względem ośrodka. Efekt Dopplera podczas badania przepływu krwi wynika z poruszających się komórek krwi. W przypadku, gdy komórki krwi poruszają się w kierunku głowicy to częstotliwość rośnie (górne znaki w równaniu (1.1)), w przeciwnym wypadku – maleje (dolne znaki w równaniu (1.1)).

W przypadku badań przepływu krwi sonda pomiarowa zawiera nadajnik oraz detektor fal ultradźwiękowych, które są umieszczone w stałej i niewielkiej odległości od siebie. Zakłada się, że prędkość komórek krwi V_Z od momentu wygenerowania fali ultradźwiękowej do momentu jej detekcji jest stała. Ponieważ prędkość ruchu detektora jest zerowa ($V_D = 0$), przyrost częstotliwości zwany częstotliwością dopplerowską f_d – przy założeniu ruchu cząstek krwi w kierunku głowicy – wynosi:

$$f_d = f_o - f_z = f_z \frac{V}{V - V_Z} - f_z = f_z \frac{V_Z}{V - V_Z}. \quad (1.2)$$

Uwzględniając, że fala wyemitowana przez źródło ultradźwiękowe docierając do komórek krwi i wracając do detektora, pokonuje tę samą drogę dwukrotnie oraz że prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej we krwi ($V \approx 1570$ m/s) w odniesieniu do prędkości przemieszczania się komórek krwi ($V_Z \approx 0,8$ m/s) jest bardzo duża, otrzymujemy bardzo dobre przybliżenie na wartość częstotliwości dopplerowskiej [15]:

$$f_d = 2f_z \frac{V_Z}{V} \cos \alpha, \quad (1.3)$$

przy czym α jest kątem między kierunkiem fali ultradźwiękowej a wektorem prędkości przepływu krwi.

Ostatecznie prędkość przepływu krwi wyznacza się z zależności:

$$V_Z = \frac{f_d V}{2f_z \cos \alpha}, \quad (1.4)$$

Prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej V przyjmuje się jako stałą i jedynym parametrem koniecznym do określenia V_Z , jest kąt pomiędzy detektorem a kierunkiem przepływu krwi [15, 16].

Zjawisko Dopplera zostało odkryte przez austriackiego fizyka Johanna Christiana Dopplera w roku 1842. Natomiast po raz pierwszy, doświadczalnie przeprowadzone zostało przez holenderskiego fizyka Christophorusa Buys-Ballota w 1845 roku [17]. W roku 1956 Shigeo Satomura wykorzystał

zjawisko zmiany częstotliwości fali odbitej od poruszających się obiektów w celu monitorowania ruchu mięśnia sercowego. Dokonując transmisji ultradźwiękowych fal o częstotliwości 3 MHz udało się uzyskać sygnał pozwalający wskazać fazy wstępnego skurczu, skurczu oraz rozkurczu mięśnia sercowego, które odpowiadają skurczowi przedsionków, skurczowi komór oraz relaksacji komór [18]. Pod koniec lat sześćdziesiątych skonstruowane zostały dla potrzeb klinicznych pierwsze detektory tętna płodu i pierwsze proste przepływomierze. Urządzenia bazujące na efekcie Dopplera oraz badań Shigeo Satomura są obecnie stosowane do monitorowania m.in. prędkość fali tętna [19].

Jedne z pierwszych powszechnie stosowanych przepływomierzy emitowały falę ultradźwiękową w sposób ciągły (ang. *Continuous Wave Doppler – C.W. Doppler*). Krwinki aktualnie znajdujące się w polu promieniowania fali ultradźwiękowej powodowały, że część tej fali wracała do detektora odbiorczego, który najczęściej umieszczony był w tej samej sondzie pomiarowej, obok źródła promieniowania. Częstotliwość odbitej fali ultradźwiękowej, która została odebrana w detektorze, rośnie wraz ze wzrostem prędkości krwinek poruszających się w kierunku sondy pomiarowej. Na podstawie tych danych możliwe jest obliczenie średniej i maksymalnej prędkości krwinek w danym naczyniu krwionośnym. Dodatkowo, stosując odpowiednio przystosowane przetworniki, możliwe jest rozróżnienie przepływu krwi w tętnicach i żyłach, pomimo skierowania tej samej wiązki promieniowania jednocześnie na obydwa naczynia o przeciwnych kierunkach przepływu krwi [20].

W połowie lat siedemdziesiątych XX wieku, opracowano i wprowadzono do klinicznego użytku aparaturę medyczną, która emitowała fale ultradźwiękowe w sposób impulsowy (ang. *Pulse Wave Doppler – P.W. Doppler*). W urządzeniach tego typu, sonda pomiarowa emituje falę ultradźwiękową o określonej częstotliwości w paczkach o znanej długości oraz w znanym i stałym odstępie czasu. Odebrane fale odbite różnią się nie tylko przesunięciem Dopplera, ale również długością przerw pomiędzy odebranymi impulsami. Zatem, odbierane fale odbite dostarczają więcej informacji w odniesieniu do urządzeń wykorzystujących falę ciągłą. Stosując metodę emisji sygnałów w sposób impulsowy, możliwe jest dokonanie pomiaru przepływu na wybranej głębokości, co pozwala precyzyjnie wskazać badaną tętnicę lub inne naczynie krwionośne [20].

1.3 Obrazowanie rezonansem magnetycznym

Obrazowanie rezonansem magnetycznym MRI (ang. *Magnetic Resonance Imaging*), w odniesieniu do układu sercowo-naczyniowego określane, jest często mianem rezonansu magnetycznego układu sercowo-naczyniowego CMR (ang. *Cardiovascular Magnetic Resonance*). Badanie CMR dedykowane jest do oceny morfologii układu sercowo-naczyniowego, funkcji komorowej, perfuzji mięśnia sercowego, charakterystyki tkanek, oznaczania przepływu i oceny choroby wieńcowej [21].

Obrazowanie to wykorzystuje zjawisko rezonansu magnetycznego, które zostało odkryte w 1946 roku niezależnie przez Felixa Blocha i Edwarda Purcella. W latach 70-tych metoda rezonansu magnetycznego została użyta przez Raymonda Vahan Damadiana jako skaner ciała żywego organizmu w celu rozpoznawania nowotworów. Natomiast w latach 80-tych wprowadzono powszechnie stosowane w warunkach klinicznych urządzenia obrazowania przy pomocy rezonansu magnetycznego [22].

Metoda obrazowania rezonansem magnetycznym jest coraz częściej stosowana do pomiaru prędkości fali tętna z uwagi na możliwość bezpośredniego pomiaru tej prędkości w np. centralnej części aorty [23]. Wzrost zainteresowania pomiarem czasu propagacji fali tętna przy pomocy techniki MRI wynika m.in. z dostępności urządzeń mogących zarejestrować ten czas w większej rozdzielczości czasowej (większej dokładności) oraz wynika również ze skróconego czasu akwizycji obrazu [23]. Badanie przy pomocy techniki MRI należy do bezinwazyjnych metod pomiaru, które pozwalają na bezpośrednie obrazowanie aorty piersiowej i aorty brzusznej, bez konieczności stosowania pomiarów geometrycznych. Główną zaletą tego typu pomiaru jest możliwość wykonania dokładnego i bezpośredniego pomiaru długości drogi propagacji fali tętna, pomimo że ta jest mierzona w krętym naczyniu krwionośnym jakim jest aorta [24].

Pomiar przy pomocy obrazowania rezonansem magnetycznym oprócz możliwości oceny prędkości rozchodzenia się fali tętna, pozwala również ocenić inne dodatkowe parametry, takie jak: rozciągliwość aorty (ang. *Aortic Distensibility*), prawidłowość aorty (ang. *Aortic Compliance*), moduł sprężystości aorty (ang. *Aortic Elastic Modulus*) oraz wskaźnik sztywności aorty (ang. *Aortic Stiffness Index*) [24]. Prędkość rozchodzenia się fali w aorcie jest liczona jako stosunek przyrostu odległości do przyrostu czasu – $\Delta x/\Delta t$. Wartość Δx odpowiada długości ścieżki pomiędzy dwoma sąsiadującymi poziomami obrazowania, natomiast Δt odpowiada wartości opóźnienia czasu pomiędzy wystąpieniem punktu *foot* dotyczącego tej samej fali tętna, w znanych lokalizacjach obrazowania rezonansem magnetycznym [24, 25].

Badania przy użyciu technik obrazowania rezonansem magnetycznym są podobne do badań przy pomocy metody tomografii komputerowej. W odróżnieniu od tomografii komputerowej, w której występuje promieniowanie X, w tomografii z użyciem rezonansu magnetycznego, pacjent nie otrzymuje żadnej dawki promieniowania jonizującego lecz jest poddawany wpływowi silnego pola magnetycznego. Niestety pole to ogranicza możliwości stosowania badania MRI do osób, które nie mają wszczepionych żadnych metalowych protez ani nie mają wszczepionych żadnych stymulatorów.

1.4 Metody bazujące na pomiarze sygnałów biomedycznych

Pomiar czasu propagacji fali tętna z użyciem sygnałów biomedycznych polega na zarejestrowaniu momentu początku wystąpienia fali tętna, który określany jest mianem punktu proksymalnego oraz momentu wystąpienia tej samej fali, w ramach tego samego cyklu pracy serca w innym miejscu (w punkcie dystalnym) na ciele człowieka [13]. Różnica wartości momentów czasu w których wystąpiła dana fala tętna, w przyjętych punktach pomiarowych, określa czas propagacji fali tętna. Pomiar czasu propagacji fali tętna wymaga jednoczesnej rejestracji sygnałów w przynajmniej dwóch miejscach na ciele badanego.

W literaturze wyróżnić można dwa główne podejścia do pomiaru czasu propagacji fali tętna [26]. W pierwszym podejściu, pomiar czasu propagacji fali tętna realizowany jest z użyciem tylko sygnału uzyskanego na podstawie przepływu fali tętna. Punktem proksymalnym (początkowym) jest określone miejsce przepływu fali tętna, natomiast punktem dystalnym (końcowym) jest inne miejsce, które występuje w ramach tej samej tętnicy lub innego naczynia krwionośnego. Z kolei w drugim podejściu, jako punkt proksymalny stosowany jest sygnał generowany przez pracę mięśnia sercowego. Punktem dystalnym, jest określony punkt charakterystyczny sygnału fali tętna.

Obecnie można wyspecyfikować dwie grupy sygnałów biomedycznych: sygnały obrazujące aktywność mięśnia sercowego oraz sygnały uzyskane na podstawie przepływającej w naczyniach krwionośnych fali tętna [26]. Do pierwszej grupy należą m.in.: sygnał elektrokardiograficzny (EKG) [10, 11, 27], fonokardiograficzny (PCG) [28], sygnał impedancji kardiograficznej (ICG) [29], sygnał balistokardiograficzny (BCG) [30] oraz sygnał sejsmokardiograficzny (SCG) [30]. Natomiast najczęściej stosowane sygnały z drugiej grupy to: sygnał fotopletyzmograficzny (PPG) [31, 32], sygnał pletyzmograficzny uzyskany na podstawie kamery wideo (iPPG) [32 – 34], sygnał pletyzmografii impedancyjnej (IPG) [35, 36], sygnał magnetopletyzmograficzny (MPG) [37] oraz sygnał uzyskany z pomiaru bioimpedancji (Bio-Z) [38].

Opisywane w literaturze metody pozwalające wyznaczyć czasy propagacji fali tętna, można podzielić wg różnych kryteriów. Jednym z nich może być podział pod względem par typów sygnałów używanych do wyznaczania czasu propagacji fali tętna. Znacząca liczba publikacji opisuje wyznaczanie czasu propagacji fali tętna bazujące na sygnałach pochodzących od aktywności mięśnia sercowego i sygnałów uzyskanych na podstawie propagacji fali tętna. Jedną z najczęściej proponowanych konfiguracji sygnałów jest konfiguracja bazująca na sygnale ECG i sygnale PPG [39 – 47]. Występują publikacje, w których sygnał PPG zastępowany jest innym typem sygnału [26]. Zatem czasy propagacji fali tętna mogą być również wyznaczone przy pomocy następujących par sygnałów: ECG – IPG [36], ECG – Bio-Z [38], ECG – BCG [48, 49], ECG – SCG [50]. Również sygnał EKG może być zastąpiony innym

typem sygnału, co pozwala na pomiar czasu propagacji fali tętna w konfiguracjach BCG – PPG oraz PCG – PPG [51].

Autorzy publikacji [52] zaproponowali jeszcze inne podejście, zastępując sygnał PPG sygnałem uzyskanym z czujnika piezoelektrycznego. Autorzy [53] zaproponowali zastosowanie czujnika piezoelektrycznego w roli detektora mechanicznej fali tętna. W publikacjach [49, 54 – 57] opisano użycie sensora PPG umieszczonego w punkcie dystalnym, natomiast w punkcie proksymalnym zastosowano sensory pozwalające zmierzyć sygnały: ICG [54], PCG [55], SCG [56], BCG [49, 57]. Dla odróżnienia autorzy [38] zaproponowali zastosowanie radaru fali ciągłej jako sensora umieszczonego w punkcie proksymalnym, a w punkcie dystalnym zastosowano sensor bioimpedancyjny.

Występują również publikacje, w których czasy propagacji fali tętna wyznaczone są tylko na podstawie rejestracji uzyskanych z sensorów umieszczonych na tętnicach lub innych naczyniach krwionośnych. Aktywność mięśnia sercowego w tej grupie metod nie jest rejestrowana. Bardzo wiele publikacji skupia się na pomiarze w obydwu punktach pomiarowych tylko przy pomocy sygnału PPG [58]. Obecnie obserwuje się także znaczące zainteresowanie pomiarem czasów propagacji fali tętna przy pomocy kamer wideo [34, 59 – 61]. W literaturze opisano również zastosowanie innych typów czujników. Czujnikami tymi mogą być: czujniki magnetyczne [62], interferometry [63], wibrometry laserowe [64] oraz rejestratory impulsów z siatką Bragga [65].

1.5 Podsumowanie

Pomiar prędkości fali tętna może być wykonywany przy pomocy wielu metod różniących się zasadniczo kosztem i warunkami przeprowadzenia pojedynczego badania. Metody takie jak ultrasonografia dopplerowska lub obrazowanie rezonansem magnetycznym, wymaga zastosowania zaawansowanej i kosztownej aparatury. Pozwala jednak w sposób bezpośredni zmierzyć długość drogi przepływu fali tętna i dość dokładnie wyznaczyć poszukiwany czas propagacji fali tętna. Pomiar czasu propagacji fali tętna przy pomocy obrazowania rezonansem magnetycznym nie może być wykonywany w sposób ciągły. Ograniczenie to wynika z występowania bardzo dużego pola magnetycznego. Ponadto występuje dodatkowe przeciwwskazanie stosowania metody obrazowania rezonansem magnetycznym dla osób z wszczepionymi różnego rodzaju metalowymi implantami. W odniesieniu do pomiaru czasu propagacji fali tętna przy pomocy ultrasonografii dopplerowskiej wyniki pomiaru zależą w dużej mierze od poziomu wykształcenia oraz doświadczenia operatora.

Pomiar czasu propagacji fali tętna, realizowany przy pomocy metody inwazyjnej pozwala uzyskać bardzo dokładne wartości prędkości rozchodzenia się fali, co przekłada się na relatywnie dokładne wartości czasu propagacji fali tętna, przy czym wymagany jest manualny pomiar odległości, który może wprowadzić pewne błędy pomiaru. Metoda inwazyjna wymaga znacznie dłuższego czasu pomiaru w odniesieniu do metod DU i MRI oraz – z uwagi na duże ryzyko powikłań i innych zagrożeń – nie może być zbyt często stosowana i wymaga warunków klinicznych.

Metody bazujące na sygnałach biomedycznych należą do grupy tanich metod pomiaru czasu propagacji fali tętna. Są również bezpieczne, gdyż są to metody nieinwazyjne. Nie występuje również silne promieniowanie elektromagnetyczne. Dokładność pomiaru sygnału w dużej mierze zależy od lokalizacji czujnika pomiarowego. Niestety metody te są również podatne na zakłócenia, co wymaga często stosowania dodatkowych zaawansowanych metod filtracji i przetwarzania. Dokładność pomiaru czasu propagacji fali tętna dodatkowo uwarunkowana jest dokładnością pomiaru odległości pomiędzy dwoma punktami pomiarowymi.

Należy również wspomnieć o komercyjnych rozwiązaniach, dedykowanych do pomiaru prędkości fali tętna, które są powszechnie stosowane w badaniach klinicznych. Urządzenie *PulsePen* (DiaTecne, Mediolan, Włochy) integruje jednoczesny pomiar sygnału EKG oraz sygnał fali tętna uzyskany z tonometru [69]. *Complior* (Colson, Francja) stosuje dwa dedykowane piezoelektryczne przetworniki, które bezpośrednio przykładają się do skóry nad badaną tętnicą [70]. Natomiast urządzenie

SphygmoCor (AtCor Medical, Sydney, Australia) stosuje specjalny mankiet, zakładany na tętnice udową oraz tonometr stosowany do pomiaru pulsu w tętnicy szyjnej [70]. Jeszcze innym powszechnie stosowanym urządzeniem jest *Arteriograph* (TensioMed, Budapeszt, Węgry). Pomiar prędkości fali tętna tym urządzeniem polega na rejestracji krzywej oscylometrycznej ciśnienia bazującej na pletyzmografii i rejestracji pulsacyjnych zmian ciśnienia w tętnicy na obwodzie ramienia [70].

Z uwagi na wysoki stopień bezpieczeństwa, relatywnie duży komfort pomiaru, niski koszt oraz możliwość stosowania pomiaru praktycznie u każdej osoby, w niniejszej rozprawie doktorskiej do ciągłego wyznaczania czasu propagacji fali tętna wybrano zastosowanie sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmo graficznego. Z wielu badań naukowych wynika, że czas propagacji fali tętna uzyskany m.in. z sygnałów pletyzmograficznych jest dobrym predyktorem śmiertelności i chorób związanych z układem sercowo-naczyniowym [71]. Ponadto sygnały EKG i PPG mogą być mierzone w warunkach domowych oraz mobilnych, co zapewnia tej metodzie szerokie możliwości aplikacyjne.

2

POMIAR CZASU PROPAGACJI FALI TĘTNA PRZY UŻYCIU SYGNAŁU ELEKTROKARDIOGRAFICZNEGO I FOTOPLETYZMOGRAFICZNEGO

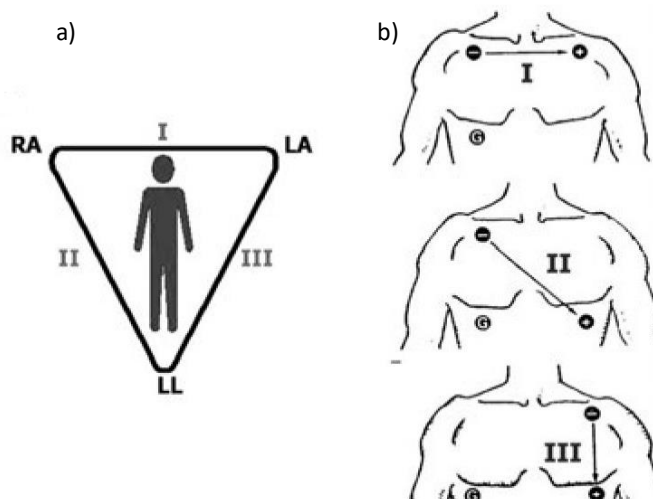
Czas propagacji fali tętna dostarcza bardzo wiele istotnych markerów dotyczących aktualnego stanu zdrowia badanej osoby. Pomiar tego czasu przy pomocy sygnału elektrokardiograficznego (EKG) oraz fotopletyzmograficznego (PPG) należy do nowoczesnych metod bezinwazyjnych.

Pierwsza część niniejszego rozdziału poświęcona jest sygnałowi elektrokardiograficznemu oraz fotopletyzmograficznemu. W tej części omówiono typy sensorów pomiarowych oraz sposoby ich rozmieszczenia. Przedstawiono również przykładowy przebieg sygnału EKG i PPG wraz z jego podstawowymi parametrami oraz występującymi punktami charakterystycznymi. W kolejnej części

przedstawiono istotne informacje dotyczące pomiaru czasu propagacji fali tętna oraz występujące definicje tego czasu. Kolejna część tego rozdziału skupia się na przedstawieniu powszechnie występujących rodzajów zakłóceń, które mogą wystąpić podczas rejestracji sygnału EKG lub PPG. W tej części przedstawiono również analityczne zależności oraz algorytmy przetwarzania mające na celu detekcję wspomnianych zakłóceń. Następną część rozdziału dotyczy metod przetwarzania sygnału EKG i PPG, które są powszechnie stosowane do prawidłowego wyznaczenia czasu propagacji fali tętna. Natomiast w ostatniej części niniejszego rozdziału zawarto przegląd metod wyznaczenia czasu propagacji fali tętna. Dzielią się one na metody dostarczające bezpośrednią informację o wartości tego czasu oraz metody wyznaczające czasowe lokalizacje określonych punktów charakterystycznych na podstawie których możliwe jest wyznaczenie tego czasu.

2.1 Sygnał elektrokardiograficzny

Jedną z najczęściej stosowanych w medycynie metod pomiaru aktywności mięśnia sercowego jest elektrokardiografia (EKG). Elektrokardiografia stanowi metodę umożliwiającą pomiar zmieniającej się w funkcji czasu różnicy potencjałów elektrycznych generowanych przez mięsień sercowy. Wykonywanie pomiaru EKG może być realizowane przy użyciu różnej konfiguracji rozłożenia sensorów pomiarowych (elektrod EKG) [27]. Pomiar ten może być jednobiegunowy, w którym mierzona jest różnica potencjału pomiędzy punktem pomiarowym a punktem odniesienia. Metoda ta określana jest mianem metody Goldbergera lub Wilsona. Pomiar EKG może być również dwubiegunowy, gdzie różnica potencjałów mierzona jest pomiędzy dwoma punktami pomiarowymi. Jest to tzw. metoda Einthovena. Z uwagi na niskie amplitudy sygnału EKG, poprawne rozmieszczenie elektrod ma bardzo istotne znaczenie podczas pomiaru [72, 73, 74]. W zależności od typu urządzenia pomiarowego, lokalizacje rozmieszczenia elektrod EKG mogą być różne. Najczęstszym miejscem rozmieszczenia elektrod jest konfiguracja trójodprowadzeniowa, zgodna z tzw. trójkątem Einthovena (rys. 2.1).

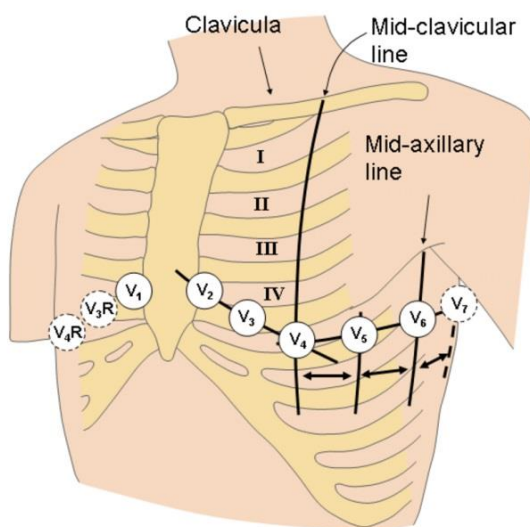


Rys. 2.1. Trójkąt Einthovena (a); standardowe rozmieszczenie elektrod EKG wg. odprowadzenia I, II oraz III (b) [10]

W trójkącie Einthovena, elektrody EKG umieszczane są blisko obydwu kończyn górnych (najczęściej na barkach) oraz blisko kończyny dolnej lewej (najczęściej pod żebrami z lewej strony brzucha). Sygnał uzyskany z elektrod umieszczonych blisko górnych kończyn określany jest jako sygnał z I odprowadzenia EKG. Sygnał mierzony pomiędzy prawą kończyną górną a kończyną dolną oznaczany jest jako odprowadzenie II, z kolei sygnał mierzony pomiędzy lewą kończyną górną a kończyną dolną oznaczany jest jako odprowadzenie III. Rozmieszczenie elektrod EKG zgodne z trójkątem Einthovena niejako stanowi wzorzec konfiguracji elektrod. W literaturze oraz

w powszechnie dostępnych urządzeniach komercyjnych można spotkać konfiguracje elektrod EKG, które odbiegają od rozmieszczenia zgodnego z trójkątem Einthovena. Przykładem niestandardowych rozwiązań są: zegarek zakładany na nadgarstek, gdzie elektrody EKG umieszczone są pod zegarkiem [46]; krzesło w którym elektrody EKG umieszczone są na podłokietnikach [43]; urządzenie pomiarowe podobne do elektronicznej wagi, które zawiera elektrody umieszczone w uchwycie dla rąk [57]; opaska na rękę w której elektrody EKG umieszczone są na wewnętrznej części opaski [44, 47]. W publikacji [45] autorzy zaproponowali urządzenie do pomiaru m.in. EKG, w którym elektrody umieszczone są na głowie w miejscu za uszami. Jeszcze innym rozwiązaniem jest propozycja deski sedesowej z elektrodami EKG [75].

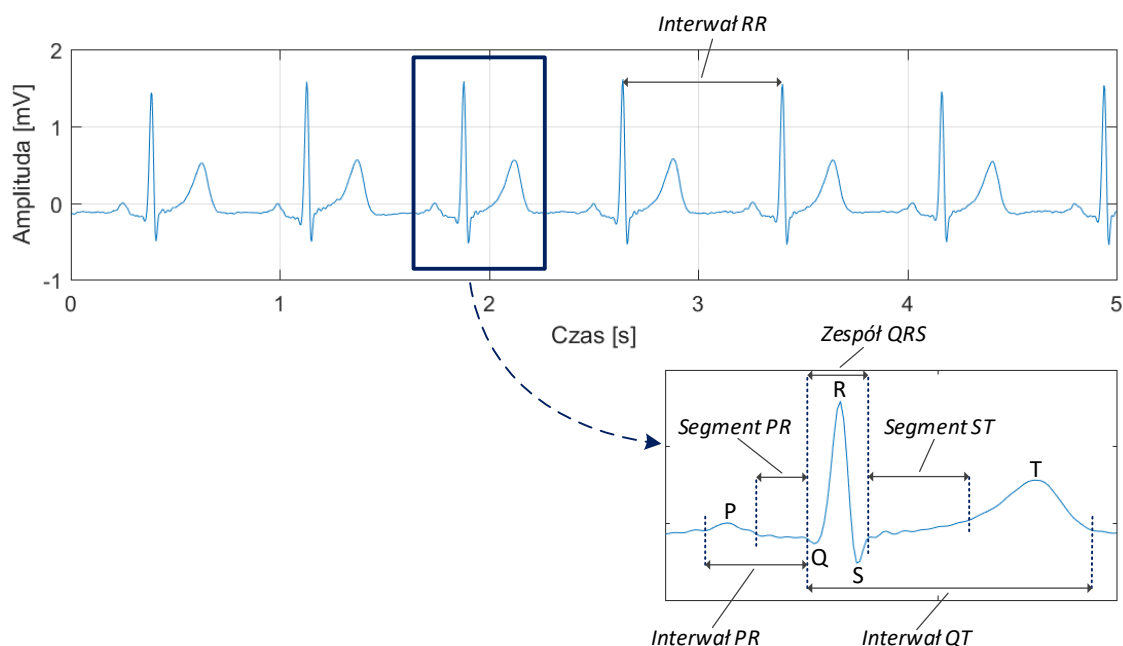
W warunkach klinicznych, powszechnie stosowanym typem elektrod EKG są elektrody w konfiguracji 12-odprowadzeniowej. Na rys. 2.2 przedstawiono rozmieszczenie elektrod EKG na ciele badanego, wg konfiguracji 12-odprowadzeniowej.



Rys. 2.2. Rozmieszczenie elektrod EKG w konfiguracji 12-odprowadzeniowej [74]

Konfiguracja 12-odprowadzeniowa pozwala uzyskać 12 różnych widoków aktywności elektrycznej mięśnia sercowego. Zawiera 3 dwubiegunowe odprowadzenia, które odpowiadają trójkątowi Einthovena. W najczęściej stosowanych rozwiązaniach stosuje się 3-przewodową konfigurację elektrod EKG, która pozwala uzyskać 3 dwubiegunowe odprowadzenia Einthovena (I, II, III). W rozwiązaniach mających na celu wyznaczenie czasu propagacji fali tętna, najczęściej wybierane jest jedno odprowadzenie (I lub II). Wybór ten często podyktowany jest łatwością rozmieszczenia elektrod EKG oraz wynikającą z tego jakością sygnału, która pozwala na poprawną detekcję poszukiwanych punktów charakterystycznych.

Zapis sygnału EKG obrazuje bioelektryczną pracę serca. Na rys. 2.3 przedstawiono typowy zapis sygnału EKG, dotyczący pełnego cyklu pracy serca, uzyskany z odprowadzeń dwubiegunowych.



Rys. 2.3. Przebieg przykładowego sygnału EKG z zaznaczonymi podstawowymi parametrami

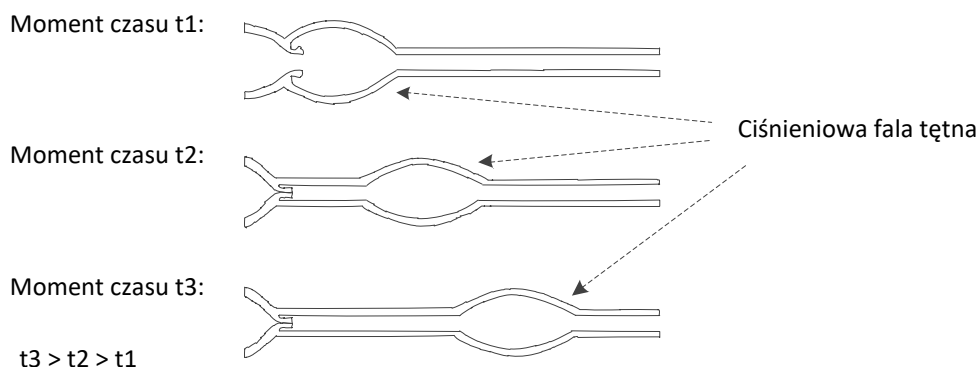
Jak wcześniej wspomniano, załamek P dotyczy depolaryzacji przedsionków, zespół QRS – pobudzenia przegrody międzykomorowej, depolaryzacji lewej komory oraz górnych partii mięśnia roboczego komór, natomiast załamek T kończy cykl pracy serca i związany jest z repolaryzacją komór. Czas trwania poszczególnych załameków dla różnych osób może się nieznacznie różnić, jednak w wielu przypadkach czasy te nie przekraczają: dla interwału PR – 0,12 s, dla segmentu PR – 0,06 s, dla zespołu QRS – 0,08 s, dla segmentu ST – 0,12 s oraz dla interwału QT około 0,36 s [76]. Interwał RR jest to czas pomiędzy wystąpieniami kolejnych maksimów załamka R. Czas ten jest odwrotnością aktualnej wartości pulsu i najczęściej zawiera się w zakresie od 0,5 do 1,5 s, co odpowiada wartości pulsu wynoszącej od 40 do 120 uderzeń na minutę. Najwięcej informacji użytecznych sygnału EKG zawartych jest w zakresie ok. od 0,5 do 45 Hz [77]. Natomiast amplituda sygnału EKG zarejestrowana u zdrowego człowieka, zawiera się w granicach od ok. 10 μ V do 5 mV [77]. Wartość ta bardzo zależy od lokalizacji elektrod EKG oraz jakości połączenia elektrody ze skórą.

W trakcie pełnego cyklu pracy serca występuje czas określony mianem okresu przedwyrzutowego PEP (ang. *Pre-ejection Period*), który rozumiany jest jako czas od momentu rozpoczęcia depolaryzacji lewej komory serca do momentu otwarcia zastawki aortalnej. Wartość PEP zawiera okres opóźnienia elektromechanicznego (czas od momentu wystąpienia załamka Q do początku narastania ciśnienia w lewej komorze) oraz czas skurczu izowolumetrycznego (czas skurczu lewej komory przy zamkniętych zastawkach mitralnej i aortalnej w czasie wytwarzania ciśnienia krwi otwierającego zastawkę aortalną) [78, 79]. Ponieważ czas opóźnienia elektromechanicznego często zmienia się w niewielkim zakresie, dlatego występujące zmiany czasu PEP zależą głównie od czasu trwania skurczu izowolumetrycznego [79]. Wartość czasu PEP zależy m.in. od wieku, aktywności fizycznej, jak również stresu i zawiera się w zakresie od ok. 60 ms do ok. 120 ms [80 – 82]. Pomiar wartości PEP możliwy jest za pomocą np. kardiografii impedancyjnej ICG [82] lub na podstawie jednoczesnego pomiaru sygnałów EKG i BCG [48].

2.2 Sygnał fotopletyzmograficzny

Jedną z powszechnie stosowanych metod pomiaru przepływu fali tętna jest pletyzmografia. Pletyzmografia pozwala uzyskać sygnał obrazujący cykliczny przepływ fali tętna oraz wynikającą z tego objętość krwi, która występuje w naczyniu krwionośnym na którym prowadzony jest pomiar.

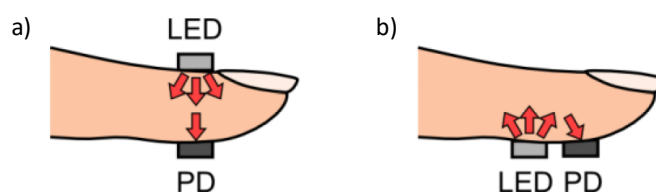
Naczynia krwionośne występujące w żywych organizmach charakteryzują się pewnym stopniem elastyczności. W momencie gdy fala tętna przechodzi przez nie, zmienia się średnica naczyń i objętość krwi w aktualnym miejscu wystąpienia tej fali [9, 13]. Bezpośrednią przyczyną powstawania fali tętna jest skurcz lewej komory serca, który powoduje wtłoczenie do aorty określonej porcji krwi. Dla przeciętnego człowieka w stanie spoczynku jest to około od 70 do 90 ml [9]. Skurcz lewej komory serca powoduje wzrost ciśnienia i powstanie fali ciśnieniowej odkształcającej ściany tętnic. Zjawisko to przedstawiono na rys. 2.4.



Rys. 2.4. Propagacja fali tętna wzdłuż naczyń krwionośnych

Fala tętna przemieszcza się wzdłuż mniejszych naczyń krwionośnych (od naczyń tętniczych do naczyń włosowatych). Jak wcześniej wspomniano prędkość rozchodzenia się fali ściśle zależy od rodzaju naczynia krwionośnego w którym aktualnie znajduje się fala oraz od elastyczności ścian. Prędkość ta rośnie wzdłuż przebiegu fali tętna w drzewie tętniczym.

Obecnie najczęściej stosowaną odmianą pletyzmografii jest fotopletyzmografia (PPG). Fotopletyzmografia należy do nieinwazyjnych metod pomiaru perfuzji krwi przez naczynia krwionośne, przy pomocy emisji promieni świetlnych [31, 32]. Metoda ta jest zastosowana do budowy pulsoksymetrów (inaczej czujników SpO_2 , które są powszechnie stosowane w praktyce klinicznej do pomiaru saturacji krwi. Stosowane są dwa rodzaje czujników: refleksyjny (odbiciowy) oraz przezierny (transmisyjny) [83]. Na rys. 2.5 przedstawiono budowę powszechnie stosowanych czujników do pomiaru PPG/ SpO_2 .



Rys. 2.5. Budowa czujnika PPG/ SpO_2 : przezierny (a), odbiciowy (b) [83]

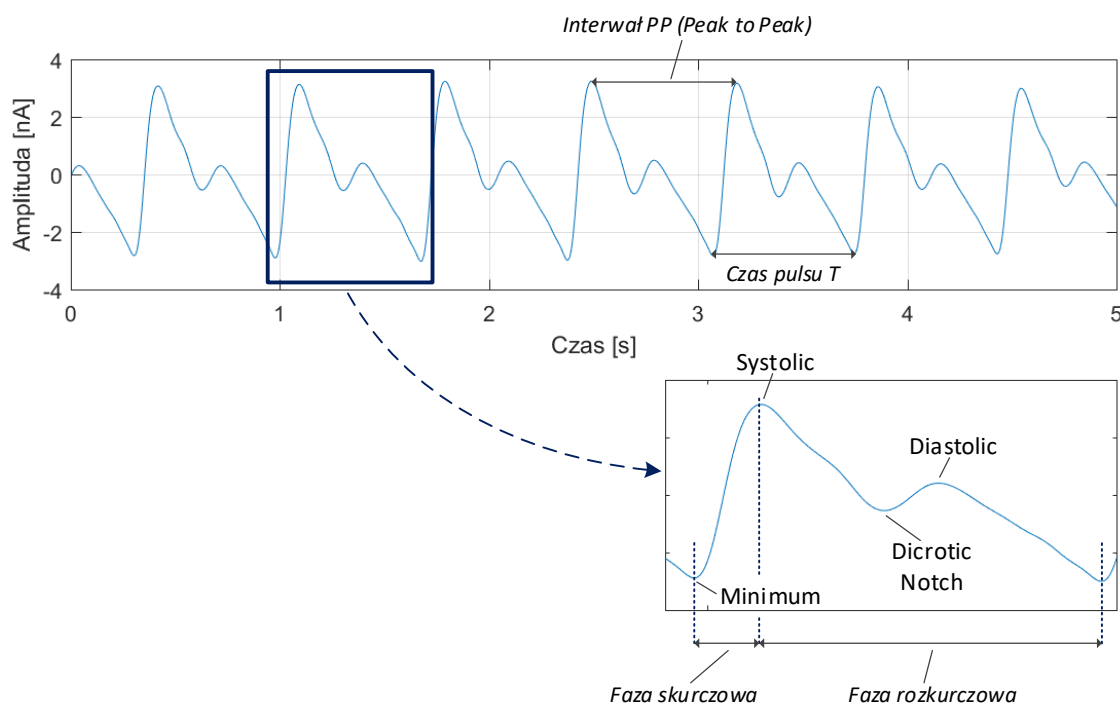
Typowy pulsoksymetr składa się z diody LED (ang. *Light-Emitting Diode*) emitującej światło oraz sprzężonego z nią fotodetektora PD. Niewielki obszar tkanki oświetlany jest diodą LED. Część tego światła wraca do fotodetektora. W zależności od typu pulsoksymetru, odbierane przez PD światło jest odbijane od tkanki lub bezpośrednio przez nią przechodzi. W każdym przypadku, wykrywane przez detektor światło jest o znacznie mniejszym natężeniu niż światło emitowane przez diodę LED. Sygnał odbierany przez PD zawiera dwie składowe: składową stałą (DC) i zmienną (AC) [32]. Składowa DC wskazuje głównie na absorpcję światła przez niepulsującą krew, skórę, kości oraz inne tkanki. Natomiast składowa AC reprezentuje absorpcję światła głównie przez pulsującą krew tętniczą, ale także krew żylną [13]. Głównym absorberem światła dla typowych czujników SpO_2 jest hemoglobina [84].

Niewątpliwą zaletą czujników odbiciowych jest możliwość stosowania praktycznie w każdym miejscu na ciele pacjenta [31, 83]. Czujniki przeziernie głównie ograniczają ich stosowanie do pomiarów wykonywanych na palcu ręki, palcu nogi oraz płatku ucha. Powszechnie stosowanymi przez badaczy miejscami pomiaru są: palec serdeczny, nadgarstek, ramię, wewnętrzna część ucha, zewnętrzna część ucha (płatek i chrząstka ucha), region przełyku [85]. Natomiast komercyjne czujniki stosowane w praktyce klinicznej ograniczają się do czujników umieszczanych na palcu, płatku ucha i czole [85]. Wadą czujników odbiciowych jest to, że wartość stosunku sygnału do szumu SNR (ang. *Signal to Noise Ratio*) jest zazwyczaj niższa dla dowolnej wspólnej lokalizacji w odniesieniu do czujników przeziernych [86]. Dodatkowo, czujniki odbiciowe są bardziej podatne na artefakty spowodowane ruchem, bardziej wrażliwe na poprawną lokalizację przyłożenia czujnika do ciała pacjenta oraz są bardziej wrażliwe na odległość pomiędzy emitерem światła a fotodetektorem [87]. Niemniej jednak, najlepsza wartość stosunku SNR uzyskiwana jest na podstawie pomiaru sygnału PPG z palców rąk oraz nóg.

Światło czerwone oraz podczerwone IR (ang. *Infrared*) jest najczęściej stosowane w przetwornikach przeziernych, ze względu na większą głębokość penetracji tkanek [31, 83]. Preferowane jest światło podczerwone, ponieważ jest mniej wrażliwe na zawartość tlenu w hemoglobinie, co pozwala uzyskać bardziej stabilny w czasie przebieg [88]. W przypadku przetworników odbiciowych rekomendowana jest dioda LED o kolorze zielonym, co pozwala uzyskać większą amplitudę i mniejsze zakłócenia spowodowane ruchem w odniesieniu do diody czerwonej lub IR [87]. Krótsza długość fali (kolor zielony) może przeniknąć tylko przez skórę i nie jest w stanie zmierzyć przepływu krwi w większych tętnicach. Zatem odzwierciedla tylko przepływ krwi przez skórę a uzyskany przebieg jest silnie zależny od temperatury otoczenia [89].

Na uzyskaną postać sygnału PPG ma również istotny wpływ siła z jaką czujnik SpO₂ naciska na skórę [83, 90]. W celu uzyskania największej amplitudy wymagane jest, aby ciśnienie z jakim czujnik naciska na skórę, tj. ciśnienie kontaktowe, było takie samo jak średnie ciśnienie tętnicze w danym naczyniu krwionośnym. Należy jednak stosować znacznie mniejszy nacisk czujnika (relatywnie niskie ciśnienie kontaktowe), aby uniknąć uszkodzenia tkanki lub naczynia krwionośnego, ale również aby zmniejszyć dyskomfort pacjenta spowodowany uciskiem, zwłaszcza podczas długotrwałego (ambulatoryjnego) stosowania [83]. Ciśnienie kontaktowe odbiciowych czujników SpO₂ jest praktycznie bliskie zeru, co może zostać uznane jako zaleta, ponieważ taki czujnik nie zakłóca fizjologii naczyń krwionośnych.

Prawidłowy sygnał PPG składa się z cyklicznie powtarzanych quasi okresowych fragmentów sygnału. Rejestrowany sygnał PPG odzwierciedla przebieg fali tętna, będącej wynikiem przyrostu ilości krwi wewnątrz naczyń krwionośnych na skutek cyklicznych skurczów mięśnia sercowego. Na rys. 2.6 przedstawiono przykładowy przebieg sygnału PPG z naniesionymi typowymi punktami charakterystycznymi oraz parametrami sygnału.



Rys. 2.6. Przebieg sygnału PPG z naniesionymi punktami charakterystycznymi

Każdy prawidłowy fragment sygnału PPG rozpoczyna się od wartości minimalnej, która określa początek fragmentu sygnału. Następnie występuje dominujące zbocze narastające aż do wartości maksymalnej fragmentu sygnału PPG – punkt *Systolic*. Największe zbocze narastające definiuje fazę skurczową i jest wynikiem przepływającej fali tętna, która propaguje się bezpośrednio od mięśnia sercowego do najmniejszych naczyń krwionośnych [31]. W drugiej fazie – rozkurczowej, krzywa pletyzmograficzna wolno opada, aż do kolejnej wartości minimalnej. W trakcie opadania tej krzywej występuje wcięcie dykrotyczne (ang. *Dicrotic Notch*) oraz punkt *Diastolic*. W zależności od aktualnego stanu układu krwionośnego (elastyczności naczyń) oraz wieku badanej osoby, punkt *Dicrotic Notch* może być słabo zauważalny. Sygnał PPG z wyraźnie dostrzegalnym wcięciem dykrotycznym świadczy o dobrym obwodowym przepływie krwi. Długość czasu trwania pulsu T jest wynikiem aktualnej szybkości pracy serca, natomiast pasmo typowego i niezakłóconego sygnału PPG zawiera się w granicach od 0,5 do 4 Hz [91]. Z uwagi na zastosowany przetwornik w sensorze SpO₂, który wykrywa natężenie docierającego światła, amplituda rejestrowanego sygnału PPG jest stosunkowo niska i dla typowego sygnału PPG zawiera się w zakresie od kilkuset pA do maksymalnie kilkudziesięciu nA.

2.3 Definicja czasu propagacji fali tętna

Czas propagacji fali tętna jest to czas, po którym fala tętna pokonuje określony odcinek układu krwionośnego, np. fragment tętnicy, w ramach tego samego cyklu pracy serca. Z czasem propagacji fali tętna bezpośrednio związana jest prędkość fali tętna PWV (ang. *Pulse Wave Velocity*), która definiowana jest jako prędkość z jaką fala ciśnienia generowana przez skurcz komory serca, rozprzestrzenia się wzdłuż drzewa tętniczego. Wyższa wartość PWV odpowiada niższej podatności naczyń na rozszerzanie a zatem wyższą sztywność [7, 8, 92].

Prędkość PWV i związany z nią czas propagacji fali tętna może być mierzony na podstawie długich odcinków (regionalny PWV) oraz na podstawie znacznie krótszego odcinka układu krwionośnego, np. pojedynczej tętnicy (lokalny PWV).

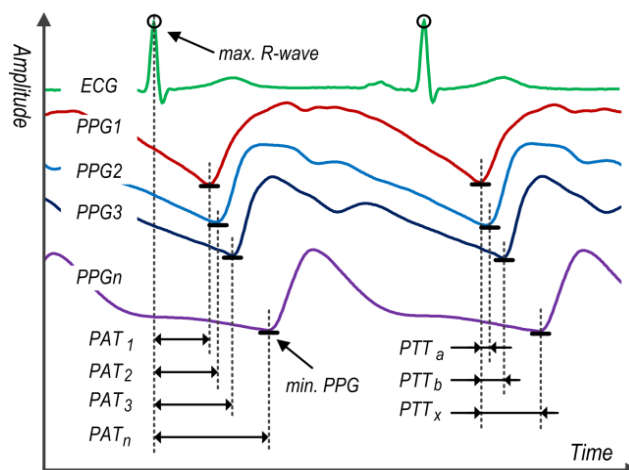
Regionalny pomiar PWV zazwyczaj przeprowadza się w dwóch różnych tętnicach (najczęściej tętnicy szyjnej i udowej). Typowymi miejscami do pomiaru pulsu są miejsca w których puls jest najbardziej wyczuwalny. Prędkość regionalna PWV dostarcza tylko uśrednioną wartość prędkości rozchodzenia się fali, gdyż pomiar wykonywany jest na długim odcinku, który złożony jest z tętnic o różnych właściwościach mechanicznych [14]. To w konsekwencji powoduje, że regionalne pomiary PWV nie mogą być stosowane do oceny relatywnie małych odcinków naczyń krwionośnych [93]. Inną istotną kwestią jest fizyczny pomiar odległości pomiędzy dystalnym i proksymalnym punktem pomiarowym. Pomiar odległości stanowi tylko przybliżenie drogi, jaką pokonuje krew w krętych naczyniach krwionośnych. Występujące krzywizny w układzie krwionośnym, podczas zewnętrznego pomiaru odległości, nie są uwzględniane. Dlatego stanowi to bardzo istotną wadę regionalnego pomiaru PWV [24]. Regionalny pomiar PWV wykonany z użyciem tętnicy szyjnej i tętnicy udowej uznawany jest obecnie za tzw. „złoty standard” pomiaru sztywności i jest powszechnie stosowany do prognozowania zdarzeń związanych z chorobami układu krwionośnego, np. do oceny stopnia nadciśnienia, cukrzycy, diagnostyki pacjentów z przewlekłą niewydolnością nerek i chorobą wieńcową [92].

Lokalny pomiar PWV, wykonywany jest na krótkim odcinku tętnicy, i służy do diagnostyki układu krwionośnego w celu identyfikacji sztywności tętnic w określonych niewielkich (lokalnych) miejscach [94]. Lokalny pomiar PWV ma istotne znaczenie kliniczne dla analizy lokalnych właściwości ścian tętnic, gdyż dostarcza informacje diagnostyczne o lokalnych właściwościach biomechanicznych tętnicy [93]. Mechaniczne cechy naczyń krwionośnych są inne w różnych miejscach drzewa tętniczego i mają różny wpływ na starzenie się układu krwionośnego i ewentualne postępowanie chorób układu krwionośnego [19, 92]. Z punktu widzenia badań klinicznych, lokalny pomiar PWV może pozwolić na wykrycie wczesnego stadium choroby miażdżycowej [19]. Ponadto lokalny pomiar PWV obarczony jest znacznie mniejszym błędem pomiaru odległości w porównaniu do pomiaru regionalnego PWV. Lokalny pomiar pozwala również na stosowanie odpowiednio przygotowanych sond pomiarowych, które zawierają zamocowane blisko siebie czujniki przepływu fali tętna co zwalnia operatora z konieczności wykonywania pomiarów odległości [53, 58, 62].

Obecnie prowadzi się bardzo wiele badań, mających na celu pomiar czasu propagacji fali tętna. Jedną z najczęściej stosowanych metodologii pozwalających uzyskać ten czas jest metoda bazująca na jednoczesnej rejestracji sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmo graficznego lub jednoczesnej rejestracji sygnałów fotopletyzmo graficznych, uzyskanych z przynajmniej dwóch różnych lokalizacji (np. ręka i noga). Pomiar czasu propagacji fali tętna polega na detekcji w zsynchronizowanych sygnałach określonych punktów charakterystycznych, względem których wyznaczone zostaną wartości czasu. W przypadku sygnału EKG najczęściej stosowanym punktem charakterystycznym jest wartość maksymalna załamka R [13, 26]. Wybór załamka R jako punktu charakterystycznego w większości przypadków wynika z jego dokładnej detekcji, nawet w bardzo zaszumionym sygnale. W przypadku sygnału PPG również występuje wiele różnych punktów charakterystycznych [26]. Najczęściej wykorzystywanymi do wyznaczenia czasów propagacji fali tętna punktami charakterystycznymi sygnału PPG są: maksimum sygnału PPG (punkt *Systolic*) [95], maksimum I oraz II pochodnej [91], wartość minimalna, która stanowi początek fragmentu sygnału PPG [95], punkt *foot* [96], który może być określany jako miejsce przecięcia dwóch stycznych, które np. występują w punkcie maksimum I pochodnej oraz w punkcie występowania wartości minimalnej fragmentu PPG [91, 97] oraz określony procent wartości amplitudy [95].

W zależności od wybranych typów sygnałów, na podstawie których wyznaczane są wartości czasu propagacji fali tętna, czas ten określany może być poprzez dwie bardziej precyzyjne nazwy: czas przejścia fali tętna PTT (ang. *Pulse Transit Time*) [13, 98] oraz czas przybycia fali tętna PAT (ang. *Pulse Arrival Time*) [13, 98]. Czas PAT jest sumą okresu przedwyrzutowego PEP oraz czasu PTT liczonego od wystąpienia tej fali tętna na początku aorty [13]. Z kolei czas PTT obliczany jest tylko na podstawie punktów charakterystycznych sygnałów PPG uzyskanych w wyniku działania mechanicznej fali tętna.

W wyznaczaniu czasów PTT nie biorą udziału punkty charakterystyczne sygnału EKG. Na rys. 2.7 przedstawiono istotę pomiaru czasu propagacji fali tętna z zastosowaniem sygnału EKG i PPG.



Rys. 2.7. Istota pomiaru czasu PAT i PTT na podstawie sygnału EKG i PPG [99]

W przedstawionym przykładzie wartość PAT wyznaczana jest na podstawie różnicy czasu pomiędzy wystąpieniem wartości maksymalnej załamka R sygnału EKG oraz wartości minimalnej sygnału PPG. Wartości PTT wyznaczone są pomiędzy lokalizacjami wartości minimalnej dla różnych punktów pomiarowych. Pomiar czasu PAT/PTT może być realizowany w sposób elastyczny. W zależności od przeznaczenia pomiaru, czas PAT/PTT może być wartością opóźnienia fali tętna liczoną wg. różnej kombinacji punktów charakterystycznych oraz różnych typów tych punktów. W tym miejscu należy również zaznaczyć, że w literaturze występuje zamienne stosowanie pojęć PAT i PTT. Występują publikacje w których czas PAT definiowany jest zamiennie poprzez określenie PTT. Związek czasu propagacji fali tętna PAT/PTT, z prędkością PWV wyrażany jest następującą zależnością:

$$PWV = \frac{D}{PTT}, \quad (2.1)$$

gdzie: D – odległość pomiędzy punktem proksymalnym i dystalnym stosowanym do pomiaru czasu PAT/PTT; PAT – czas od wystąpienia załamka R w sygnale EKG do wystąpienia określonego punktu pomiarowego; PEP – okres przedwyrzutowy; PTT – czas od wystąpienia fali tętna w punkcie proksymalnym do wystąpienia tej fali w punkcie dystalnym.

2.4 Zakłócenia występujące w sygnałach EKG i PPG oraz metody wyznaczania jakości sygnału

Na dokładność pomiaru czasu propagacji fali tętna znaczący wpływ ma jakość mierzonych sygnałów, na podstawie których wyznaczone będą wartości czasu. W przypadku sygnału niezakłóconego, możliwa jest poprawna detekcja punktów charakterystycznych, która pozwala precyzyjnie wskazać lokalizacje poszukiwanych punktów. Dokładana lokalizacja punktów charakterystycznych, umożliwiła z kolei poprawne wyznaczanie wartości poszukiwanych czasów PAT i PTT. Niestety w rzeczywistych sygnałach, oprócz sygnału niosącego informację użyteczną, często zawarte są dodatkowe składowe niepożądane. Składowe niepożądane to zakłócenia, które mogą pochodzić z wielu źródeł. Dodatkowo, w zależności od typu zastosowanego sensora pomiarowego, miejsca pomiaru i warunków pomiaru, stopień występowania w sygnale niektórych zakłóceń może być marginalny, natomiast innych zakłóceń już bardzo znaczący. Poniżej przedstawione zostały najczęściej spotykane typy zakłócenia, które mogą wystąpić podczas pomiaru sygnału EKG i PPG:

- zakłócenia sieci energetycznych PLI (ang. *Power Line Interferences*) [77, 100, 101],
- dryf linii bazowej BW (ang. *Baseline Wander*) [77, 100, 101],

- c) brak sygnału związany z nasyceniem torów wejściowych urządzenia FL (ang. *Flat Line*) [101, 102],
- d) nagła zmiana poziomu sygnału AB (ang. *Abrupt Change*) [101],
- e) zakłócenia spowodowane ruchem MA (ang. *Motion Artifact*) [26, 32, 85, 100],
- f) zakłócenia/artefakty pochodzenia mięśniowego MN (ang. *Muscle Noise/Artifact*) [100, 101] i nerwów obwodowych EIN (ang. *Electroneurogram-Induced Noise*) [77, 103],
- g) artefakty związane z kontaktem elektrod pomiarowych ECN (ang. *Electrode Contact Noise*) [100, 103],
- h) interferencje elektromagnetyczne EMI (ang. *Electromagnetic Interference*)/interferencje fal radiowych RFI (ang. *Radio-Frequency Interference*) [26],
- i) szумы oprzyrządowania IN (ang. *Instrumentation Noise*) [100],
- j) zakłócenia częstotliwości elektrochirurgicznych EN (ang. *Electrosurgical Noise*) [100],
- k) addytywny biały szum gaussowski AWGN (ang. *Additive White Gaussian Noise*) [77, 101],
- l) zakłócenia związane z oddychaniem RI (ang. *Respiration Interference*) [77],
- m) światło otoczenia AL (ang. *Ambient Light*) [26],
- n) siła nacisku czujnika pomiarowego na skórę CF (ang. *Contacting Force*) [83, 85, 90].

Znajomość charakterystyki danego typu zakłócenia bądź przyczyny jego występowania, pozwala na lepsze dopasowanie odpowiedniej metody filtracji, mającej na celu skuteczną eliminację tych zakłóceń w sygnale. W celu określenia zawartości zakłóceń w sygnale, wprowadza się różnego typu parametry, pozwalające zdefiniować miary jakości sygnału SQI (ang. *Signal Quality Index*) [104]. Ponieważ sygnały przetwarzane są w odpowiednich systemach cyfrowych, dlatego parametry te odnoszą się do sygnałów w dziedzinie czasu dyskretnego. Poniżej przedstawiono najczęściej stosowane parametry sygnału.

- Średnia arytmetyczna \bar{x} (ang. *Mean*) – określana często jako składowa stała sygnału. Obliczana jest na podstawie sumy wartości poszczególnych próbek pomiarowych, podzielona przez ich liczbę. Wartość średnią określa następująca zależność:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}, \quad (2.2)$$

gdzie x_i jest i -tą próbką sygnału o długości N .

- Wariancja σ^2 /VAR (ang. *Variance*) – wartość oczekiwana kwadratu odchylenia wartości próbki od średniej wartości próbek pomiarowych. Wariancja potocznie określana jest jako „moc składowej zmiennej”. Wartość wariancji wyznaczana jest na podstawie poniższej zależności:

$$\sigma^2 = VAR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2, \quad (2.3)$$

gdzie x_i jest i -tą próbką sygnału o długości N , natomiast \bar{x} jest wartością średnią tego sygnału.

- Odchylenie standardowe σ (ang. *Standard Deviation*) – druga obok wariancji, powszechnie stosowana miara statystyczna. Odchylenie standardowe określa jak szeroko wartości zmiennej losowej (tutaj wartości próbek pomiarowych sygnału) są „porozrzucone” wokół jej średniej. Wartość ta jest pierwiastkiem kwadratowym z wariancji:

$$\sigma = \sqrt{VAR}, \quad (2.4)$$

gdzie VAR określa wariancję sygnału.

- Skośność S (ang. *Skewness*) – jest miarą symetrii (lub jego braku) rozkładu wartości próbek pomiarowych sygnału. Wartość ta często stosowana jest do detekcji uszkodzonych fragmentów sygnału PPG. Skośność definiowana jest następująco:

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right]^3, \quad (2.5)$$

gdzie \bar{x} oraz σ są odpowiednio statystyczną wartością średnią oraz odchyleniem standardowym sygnału, natomiast x_i jest i -tą próbką sygnału o długości N .

- Kurtoza K (ang. *Kurtosis*) – jest miarą koncentracji wyników. Informuje jak bardzo poszczególne wartości próbek pomiarowych fragmentu sygnału są skoncentrowane wokół wartości średniej tego fragmentu. Kurtoza wyrażana jest następującą zależnością:

$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right]^4, \quad (2.6)$$

gdzie \bar{x} oraz σ są odpowiednio statystyczną wartością średnią oraz odchyleniem standardowym sygnału, oraz x_i jest i -tą próbką sygnału o długości N .

- Entropia Shannona E (ang. *Shannon Entropy*) – określa jak bardzo funkcja gęstości prawdopodobieństwa sygnału różni się do rozkładu jednostajnego. Dla sygnałów dyskretnych np. PPG, często $p(i) = x_i^2$. Wartość E dla sygnału PPG może być określona następującą zależnością [104]:

$$E = - \sum_{i=1}^N p(i) \log_e(p(i)) = - \sum_{i=1}^N x_i^2 \log_e(x_i^2), \quad (2.7)$$

gdzie $p(i)$ jest gęstością prawdopodobieństwa w i -tym punkcie ciągu dyskretnego (prawdopodobieństwo wystąpienia wartości i). Natomiast x_i jest wartością i -tej próbki nieprzetworzonego sygnału o długości N [104].

- Wskaźnik przejść przez zero Z (ang. *Zero Crossing Rate*) – jest to wskaźnik określający liczbę przejść sygnału z wartości dodatniej na ujemną i odwrotnie. Wskaźnik ten określany jest następującą zależnością:

$$Z = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \llbracket \{y < 0\} \rrbracket, \quad (2.8)$$

gdzie y to odfiltrowany sygnał o długości N , operator $\llbracket \{A\} \rrbracket$ określa funkcję $\llbracket \{A\} \rrbracket = 1$ dla $A =$ prawda logiczna, $\llbracket \{A\} \rrbracket = 0$ dla $A =$ fałsz logiczny.

- Stosunek SNR – jest to stosunek sygnału użytecznego do szumu. Stosunek ten może być obliczany na podstawie wielu parametrów. Jednymi z często stosowanych parametrów są odchylenie standardowe, wariancja oraz wartość skuteczna RMS (ang. *Root Mean Square*). Wartość ta definiowana jest następującą zależnością:

$$SNR_{VAR} = \sigma_{signal}^2 / \sigma_{noise}^2, \quad (2.9)$$

$$SNR_{RMS} = signal_{RMS} / noise_{RMS}, \quad (2.10)$$

gdzie σ_{signal}^2 to wariancja wartości próbek odfiltrowanego sygnału oraz σ_{noise}^2 jest wariancją próbek sygnału zawierającego szum. Natomiast $signal_{RMS}$ i $noise_{RMS}$ to odpowiednio wartość skuteczna sygnału i szumu.

- Widmowa gęstość mocy PSD (ang. *Power Spectral Density*) – funkcja częstotliwości określająca moc poszczególnych składowych częstotliwościowych sygnału. Wartość widmowej gęstości mocy wyznaczana jest na podstawie poniższej zależności:

$$PSD(f) = \frac{1}{FsN} |X(f)|^2 = \frac{1}{FsN} \left| \sum_{i=1}^N x_i e^{-j(2\pi f/Fs)i} \right|^2, \quad (2.11)$$

gdzie F_s to częstotliwość próbkowania sygnału dyskretnego, f – częstotliwość, dla której obliczana jest wartość PSD , x_i jest i -tą próbką sygnału o długości N , natomiast $X(f)$ definiuje transformatę Fouriera dyskretnego w czasie sygnału.

- Moc względna RP (ang. *Relative Power*) – stosunek widmowej gęstości mocy występującej w określonym węższym zakresie częstotliwości do widmowej gęstości mocy występującej w całym dopuszczalnym zakresie częstotliwości. Wartość R definiowana jest następującą zależnością:

$$RP = \sum_{f=n}^N PSD(f) / \sum_{f=m}^M PSD(f), \quad (2.12)$$

gdzie PSD to widmowa gęstość mocy, f – częstotliwość. Przyjmuje się założenie, że $N \leq M$ oraz $n \geq m$.

- Energia E (ang. *Energy*) – określa pole powierzchni sygnału podniesionego do kwadratu. Wartość energii dla sygnału dyskretnego wyrażana jest następującą zależnością:

$$E = \sum_{i=1}^N |x_i|^2, \quad (2.13)$$

gdzie x_i jest i -tą próbką sygnału o długości N .

- Nachylenie sygnału m (ang. *Slope*) – parametr ten dotyczy poszczególnych części występujących w sygnale i określa stromość danej części sygnału. Jeśli analizowana część sygnału opisana jest funkcją liniową, to stromość oznaczana jest literą m w równaniu prostej:

$$y = mx + c, \quad (2.14)$$

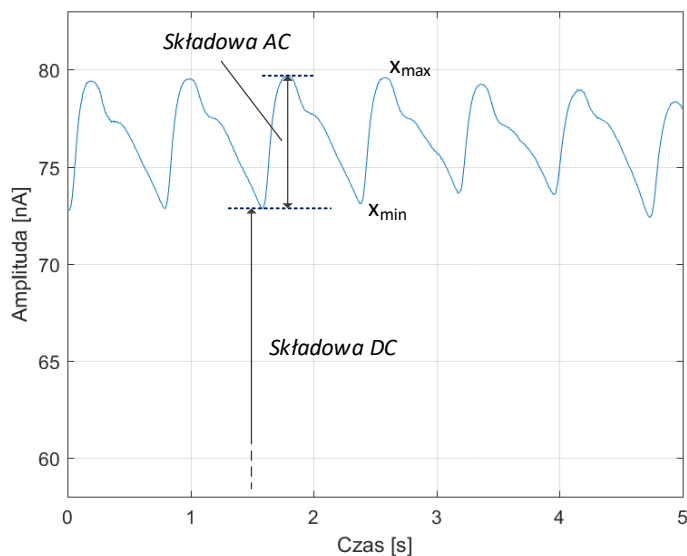
gdzie m – współczynnik nachylenia sygnału, c – wartość sygnału w punkcie początkowym analizowanej części sygnału.

- Wskaźnik perfuzji PI (ang. *Perfusion Index*) – jest to procentowy stosunek pulsującego przepływu krwi do przepływu niepulsującego. Wskaźnik ten dotyczy sygnału PPG i definiowany jest następującymi zależnościami:

$$PI = \left[\frac{x_{max} - x_{min}}{|\bar{x}|} \right] \times 100, \quad (2.15) [104]$$

$$PI = \frac{AC}{DC} \times 100, \quad (2.16) [105]$$

gdzie x_{max} oraz x_{min} to odpowiednio wartość maksymalna oraz minimalna sygnału PPG, natomiast \bar{x} jest statystyczną wartością średnią nieprzetworzonego sygnału PPG [104]. Wartość AC oraz DC odpowiada amplitudzie pulsującej oraz niepulsującej składowej sygnału PPG [105]. Obliczanie wskaźnika perfuzji zgodnie z zależnościami 2.15 oraz 2.16 zilustrowano na rys. 2.8.



Rys. 2.8. Obliczanie wskaźnika perfuzji PI dla sygnału PPG

Przedstawione wyżej parametry, najczęściej stosowane są do pojedynczych fragmentów sygnału, dotyczących pełnej ewolucji serca i zawierają wszystkie punkty charakterystyczne występujące w typowym sygnale EKG lub PPG.

Wykrywanie poszczególnych typów zakłóceń przy pomocy przedstawionych wyżej parametrów sygnału jest trudne do zrealizowania, ponieważ amplituda oraz długość prawidłowego fragmentu sygnału EKG i PPG może znacząco zmieniać się w trakcie badania. Dodatkowo, niektóre cechy charakteryzujące dany sygnał, np. amplituda poszczególnych załamków sygnału EKG lub wartość chwilowa odpowiadająca punktom *Dicrotic Notch* oraz *Diastolic* w sygnale PPG, mogą dla każdej badanej osoby być inne oraz mogą również zmieniać się w trakcie wykonywania badania. Dlatego omówione parametry sygnału najczęściej stosowane są we współpracy z innymi parametrami, metodami filtracji lub dedykowanymi algorytmami przetwarzania danych, które to razem stosowane mogą pozwolić uzyskać lepsze efekty prawidłowej oceny jakości sygnału, aniżeli stosowane samodzielnie.

Oprócz przedstawionych wyżej parametrów, w literaturze występują również algorytmy dedykowane do oceny jakości sygnału. W artykule [106] zastosowano rozkład histogramu interwałów RR sygnału EKG w celu oceny jakości sygnału. Autorzy [107] jako miarę jakości sygnału zaproponowali rozwiązanie bazujące na analizie statystycznej i analizie prawdopodobieństwa interwałów RR sygnału EKG. W publikacji [108] autorzy wyznaczają jakość sygnału EKG na podstawie tego sygnału oraz drugiego sygnału pomocniczego, gdzie wyznaczanie ostatecznej jakości danego fragmentu sygnału odbywa się w trzech głównych etapach. Zmienność rytmu pracy serca obliczana na podstawie odchylenia standardowego z ośmiu ostatnich interwałów RR, która została unormowana do wartości średniej z nich, przedstawiona jest w [109]. Występują również publikacje w których jakość sygnału jest definiowana na podstawie specjalnego wskaźnika nieprawidłowości sygnału SAI (ang. *Signal Abnormality Index*) [110]. Autorzy [111, 112] zaproponowali metodę wyznaczania jakości sygnału, bazującą na równoległej detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG przez różne algorytmy detekcji. Wyniki cząstkowe uzyskane przy pomocy poszczególnych algorytmów pozwalają wyznaczyć docelowy wskaźnik jakości sygnału. Kolejnym podejściem mającym na celu detekcję jakości sygnału jest zastosowanie transformaty falkowej DWT (ang. *Discrete Wavelet Transform*), gdzie do oceny jakości sygnału stosowane są wyniki dekompozycji, tj. współczynniki detali uzyskane z transformaty DWT [113]. Innymi metodami wyznaczania jakości sygnału są: metody łączące nasycenie sygnału (występowanie sygnału powyżej określonego progu) oraz kurtozę danego fragmentu [114]; stosujące parametry zbocza RS [106]; łączące moc względną zespołu QRS oraz rozkład kurtozy [115];

implementujące metodę Sample Entropy [116]. W publikacji [117] autorzy zastosowali sieć neuronową MLP (ang. *Multi-Layer Perceptron*), bazującą na zaproponowanych przez autorów parametrach w celu wypracowania ostatecznej oceny jakości sygnału. Autorzy [118] zastosowali funkcję kurtozy, skośności oraz odchylenia standardowego, w celu detekcji zakłóceń spowodowanych ruchem w sygnale PPG. Z kolei w pracy [119] autorzy zaproponowali algorytm do segmentowania sygnału PPG, w którym wyznaczane zostają poprawne fragmenty oraz fragmenty zawierające zakłócenia. Algorytm ten bazuje na analizie konturu sygnału w dziedzinie czasu. Cechą charakterystyczną algorytmu jest zastosowanie relatywnie prostych filtrów oraz reguł decyzyjnych, które pozwalają na implementację w systemach o ograniczonej mocy obliczeniowej.

Autorzy [120] opracowali algorytm „7 Step PW-Filter” do filtracji niepoprawnych fragmentów sygnału PPG. Algorytm ten zawiera listę 7 kryteriów, które dany fragment sygnału PPG musi spełnić, aby uznać je za odpowiedni fragment PPG. Jeżeli jedno lub więcej kryteriów nie zostanie spełnionych to dany fragment uważa się za niepoprawny i w konsekwencji zostanie wyeliminowany.

W publikacji [121] zaproponowano algorytm do segmentacji sygnału EKG i PPG, dostarczając informację typu „Dobra”, „Zła” jakości sygnału. Algorytm ten bazuje na czterech prostych regułach decyzyjnych, które weryfikują: wartość pulsu, długość interwału RR, stosunek interwałów RR, oraz dopasowanie do aktualnego wzorca sygnału.

Autorzy [101] zaproponowali algorytm detekcji zakłóceń bazujący na ekstrakcji chwilowych cech sygnału, takich jak: maksymalna wartość amplitudy, przejścia przez zero, wartość kurtozy oraz wartość funkcji autokorelacji, które pozwalają na detekcję oraz klasyfikację niektórych typów zakłóceń sygnału EKG.

2.5 Przetwarzanie sygnałów EKG i PPG

Przetwarzanie sygnału EKG i PPG, głównie opiera się na filtracji mającej na celu poprawę jakości sygnałów [110]. Z uwagi na występowanie niskich amplitud oraz obecność zakłóceń w sygnałach EKG i PPG, zarejestrowane sygnały praktycznie w każdym przypadku nie nadają się do bezpośredniego użycia. Dlatego wielu badaczy podejmuje prace mające na celu detekcję wcześniej wspomnianych zakłóceń oraz redukcję ich wpływu lub eliminację.

Ogólnie, w celu ekstrakcji sygnału EKG i PPG w określonym zakresie częstotliwości są powszechnie stosowane filtry dolnoprzepustowe [122] oraz pasmowo-przepustowe [107, 118]. Nie występuje natomiast ścisła reguła dotycząca zastosowanej częstotliwości odcięcia – wartość ta w wielu publikacjach jest inna [110]. Ponadto w publikacji [123] zastosowano optymalizator ALO (ang. *Ant Lion Optimizer*) mający na celu optymalizację częstotliwości odcięcia filtrów dolnoprzepustowych.

Usuwanie dryfu linii bazowej jest jednym z kluczowych punktów mających miejsce podczas filtracji sygnału. Dryf linii bazowej najczęściej spowodowany jest problemami związanymi z kontaktem sensorów pomiarowych, ruchem lub oddychaniem badanej osoby, który powoduje dodatkową niepożądaną składową w zakresie bardzo niskich częstotliwości [110]. Usuwanie linii bazowej możliwe jest przy pomocy np. filtrów: górnoprzepustowych [124, 125], wygładzających (ang. *Smooth Filter*), ruchomej mediany (ang. *Moving Median Filter*), bazujących na transformacji FFT (ang. *Fast Fourier Transform*), oraz bazujących na transformacji DWT [110].

Zakłócenia wynikające z zasilania urządzenia rejestrującego z sieci energetycznej (50/60Hz), są najczęściej usuwane przy pomocy filtrów środkowo-zaporowych, tzw. *Notch Filter* [110, 118, 126].

W artykule [127] autor dokonał analizy różnych metod filtracji w celu usunięcia składowych niepożądanych dla krótkich sygnałów PPG. Podstawowa filtracja sygnału EKG i PPG może być jeszcze realizowana przy pomocy następujących metod filtracji: filtr bazujący na średniej ruchomej [110, 127], filtr o skończonej odpowiedzi impulsowej FIR (ang. *Finite Impulse Response*) [110, 127], filtr

o nieskończonej odpowiedzi impulsowej IIR (ang. *Infinite Impulse Response*), a w szczególności filtry *Butterwortha*, *Czebyszewa*, *eliptyczny* [110, 127], filtr Savitzky-Golay [76].

Powszechnie stosowaną przez badaczy metodą usuwania zakłóceń jest dekompozycja sygnału, na jego składowe, przy czym suma tych składowych umożliwia ponowne zrekonstruowanie sygnału oryginalnego [128]. Jednymi z tego typu dekompozycji są: metoda SSA (ang. *Singular Spectrum Analysis*) [129], oraz analiza składowych niezależnych ICA (ang. *Independent Component Analysis*) [130].

Autorzy [131] zaproponowali metodę redukcji zakłóceń, dedykowaną dla sygnału PPG, w której zastosowano analizę skupień (ang. *Cluster Analysis*). Cechą zaproponowanej metody jest wyszukiwanie czystych i podobnych fragmentów sygnału, na podstawie których poprawiany jest zakłócony fragment sygnału.

Niektóre typy zakłóceń nie są możliwe do odfiltrowania, ponieważ w zarejestrowanym sygnale może w ogóle nie występować wartość użyteczna, lub wartość ta występuje pod poziomem szumów. Takimi sygnałami są znaczące zakłócenia spowodowane ruchem, nasycenie urządzenia pomiarowego, chwilowy lub ciągły brak sygnału użytecznego, spowodowany odłączeniem elektrod EKG od skóry badanego lub odłączeniem czujnika SpO₂ od miejsca pomiaru. W takiej sytuacji konieczne jest niezwłoczne zasygnalizowanie tego faktu do personelu wykonującego pomiar, w celu przeprowadzenia korekty położenia danego sensora pomiarowego. Pomimo trudności filtracji sygnałów zdegradowanych zakłóceniami spowodowanymi ruchem, wielu badaczy podejmuje prace mające na celu detekcję oraz redukcję występujących zakłóceń tego typu.

W artykule przeglądowym [85] autor, przedstawił metody redukcji zakłóceń spowodowanych ruchem, które mogą wystąpić podczas rejestracji sygnałów PPG. Techniki adaptacyjne takie jak: NLMS (ang. *Normal Least Mean Squares*) [132], RLS (ang. *Recursive Least Squares*) [133], TVS-LMS (ang. *Time-Varying Step-size Least Mean Squares*) [134] oraz AS-LMS (ang. *Adaptive Step-Size Least Mean Squares*) [135, 136] są powszechnie stosowane do redukcji artefaktów spowodowanych ruchem [85].

Podczas filtracji zakłóconego sygnału PPG, powszechnie stosowana jest ekstrakcja referencyjnego sygnału zawierającego zakłócenia [85]. W tym celu powszechnie są stosowane następujące metody przetwarzania: dekompozycja składowych głównych SVD (ang. *Singular Value Decomposition*) [137], analiza sygnału w domenie czasu i częstotliwości [138], adaptacyjny filtr grzebieniowy ACF (ang. *Adaptive Comb Filter*) [139], odejmowanie widmowe (ang. *Spectrum Subtraction*) [140], dekompozycja EMD (ang. *Empirical Mode Decomposition*) [141], dystrybucja Wignera-Ville'a (ang. *Wigner-Ville Distribution*) [142], filtr Kalmana [143], transformata falkowa [144, 145], analiza składowych niezależnych ICA [128, 146], filtr cząsteczkowy (ang. *Particle Filter*) [147]. Inną techniką stosowaną do redukcji zakłóceń MA jest adaptacyjna redukcja szumów ANC (ang. *Adaptive Noise Cancelation*) [128]. W publikacji [135] zaproponowano użycie metody ANC do redukcji MA, przy czym sygnał referencyjny został uzyskany na podstawie analizy FFT, dekompozycji SVD oraz przetwarzania ICA.

W publikacji [118] autorzy zaproponowali redukcję zakłóceń MA korzystając z estymacji MMSE (ang. *Minimum Mean Square Error*) oraz funkcji Gaussa. Do redukcji MA może być również stosowany sygnał pochodzący z akcelerometru [128]. Autorzy [148] zaproponowali metodę bazującą na odejmowaniu widma, gdzie od widma sygnału PPG odejmowali widmo sygnału pozyskanego z akcelerometru. Natomiast autorzy [149] zaproponowali zastosowanie sygnału z akcelerometru w roli sygnału wejściowego filtru Kalmana.

2.6 Metody wyznaczania czasu propagacji fali tętna

Wyznaczanie czasu propagacji fali tętna jest obecnie chętnie podejmowanym przez wielu badaczy zadaniem naukowym. W literaturze występują metody pozwalające uzyskać uśrednione wartości tego czasu. Jednak najczęściej stosowanymi metodami wyznaczania czasu propagacji fali tętna są

metody pozwalające wyznaczyć wartość chwilową tego czasu, tj. dla danej ewolucji serca. Do wyznaczenia wartości czasu PAT/PTT stosowane są różne techniki przetwarzania danych, które pozwalają uzyskać bezpośrednio wartości lub bazują na precyzyjnej lokalizacji punktów charakterystycznych, względem których wyznaczane są wartości czasu PAT/PTT. W wielu publikacjach w których występuje czas propagacji fali tętna PAT/PTT, wartości tego czasu są wyznaczane manualnie. Manualne wyznaczanie tych punktów jest bardzo czasochłonne i obciążone błędami wynikającymi z subiektywnej interpretacji. Poniżej przedstawione zostaną publikacje, w których czas propagacji fali tętna został wyznaczony przy pomocy algorytmów lub narzędzi numerycznych.

Autorzy [97] zaproponowali metodę estymacji czasu PTT przy użyciu sztucznej sieci neuronowej ANN (ang. *Artificial Neural Network*), bazującej na promieniowym przebiegu ciśnienia tętniczego (ang. *Radial Arterial Pressure Waveform*). Natomiast w publikacji [150] autorzy zaproponowali zastosowanie ciągłej transformaty falkowej CWT (ang. *Continuous Wavelet Transform*) w celu oszacowania czasu PTT. Wg autorów zaletą tego rozwiązania jest względna odporność na zakłócenia oraz artefakty spowodowane ruchem. Wadą jest dość duża złożoność obliczeniowa. W pracy [151] przedstawiono narzędzie matematyczne i numeryczne zdolne do dokładnego przewidywania czasu PTT i lokalnej prędkości PWV, które bazuje na elastycznych własnościach tętnic oraz implementuje metodę Lax–Wendroff. Natomiast w publikacji [152] autorzy zastosowali techniki uczenia maszynowego do oceny czasu PTT i prędkości PWV. Autorzy [153] zaproponowali dedykowany algorytm wyznaczania czasów PTT, który bazuje na analizie FFT, filtracji adaptacyjnej, funkcji przejścia (funkcja *tfest* w środowisku MATLAB), a w konsekwencji bezpośrednim obliczaniu wartości opóźnień na podstawie punktów *foot* sygnału PPG. Algorytm ten do prawidłowej pracy wymaga minimum 40 s sygnałów PPG.

Autorzy [154] zaproponowali wyznaczanie czasu propagacji fali tętna wykorzystując technikę SMI (ang. *Self-Mixing Interferometry*) oraz przetwarzając sygnał SMI przy pomocy ciągłej transformaty falkowej CWT oraz transformaty Hilberta. Natomiast, autorzy [155] przedstawili metodę stosującą tzw. odbicie lustrzane każdego zbocza narastającego sygnału PPG, tak aby faza rozkurczowa fragmentu sygnału PPG stanowiła odbicie lustrzane fazy skurczowej. Następnie przy pomocy modelu ARX (ang. *Autoregressive Exogenous*) realizowana jest estymacja wartości PTT.

Znacząca większość publikacji, w których wyznaczany jest czas PAT/PTT, implementuje metody detekcji podstawowych punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG, na podstawie których wyznaczane są poszukiwane wartości czasu.

Autorzy [156] zaproponowali algorytm detekcji zespołu QRS sygnału EKG bazujący na filtracji przy pomocy transformacji Fouriera oraz adaptacyjnego algorytmu detekcji maksimum załamka R. W celu detekcji lokalizacji załamka R w sygnale EKG autorzy [75] zaproponowali zastosowanie zmodyfikowanej wersji algorytmu Pan-Tompkins [157]. Natomiast autorzy [158] do detekcji tego załamka zastosowali transformatę Hilberta. Z kolei autorzy [42] zastosowali funkcję I pochodnej do detekcji zbocza opadającego, występującego po załamku R w sygnale EKG, a następnie przy pomocy krótkiego okna czasowego poszukiwali wartość maksymalną sygnału, tj. maksimum załamka R sygnału EKG.

Punkt *foot* sygnału PPG, który występuje blisko po wartości minimalnej danego fragmentu sygnału może być wyznaczany przy pomocy następujących metod: metody wyznaczania maksimum II pochodnej, metody przecięcia stycznych, metoda aproksymacji *foot* tętniczej fali pulsu (ang. *Arterial Pulse Wave Foot Approximation Method*), oraz zmodyfikowanej metody przecięcia stycznych: *Bottom straight-line and Forefront Tangent Intersection Method* [96].

W publikacji [159] zaproponowano metodę wyznaczania lokalizacji początku oraz wartości maksymalnej (punkt *Systolic*) sygnału PPG, która bazuje na: transformacji SWT (ang. *Stationary Wavelet Transform*), adaptacyjnym progowaniu amplitudy, entropii Shanona, poszukiwaniu ekstremów za pomocą gaussowskiego filtra różniczkującego oraz detekcji punktów

charakterystycznych i ich korekcji. Z kolei w artykule [160] zaproponowano użycie transformaty Hilberta w celu detekcji początku oraz punktu *Systolic* sygnału PPG.

2.7 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale przedstawiono charakterystykę sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmo graficznego. Przedstawiono również podstawowe konfiguracje powszechnie stosowanych sensorów pomiarowych. Kolejną część tego rozdziału poświęcono zagadnieniu czasu propagacji fali tętna. Czas ten w zależności od konfiguracji zastosowanych sensorów pomiarowych występuje w dwóch odmianach, tj. czas PAT i czas PTT. W kolejnej części rozdziału przedstawiono najpowszechniejsze zakłócenia, które mogą wystąpić podczas rejestracji sygnału EKG i PPG. Przedstawiano również przegląd literatury dotyczącej metod detekcji tych zakłóceń przy pomocy zależności analitycznych oraz algorytmów numerycznych. W kolejnym podrozdziale przedstawiono powszechnie stosowane przez badaczy metody przetwarzania sygnału EKG i PPG. Metodami tymi są różne metody filtracji oraz kondycjonowania sygnału EKG i PPG, które pozwalają na prawidłowe wyznaczenie czasu propagacji fali tętna. W ostatniej części tego rozdziału przedstawiono metody wyznaczania czasu propagacji fali tętna.

Metody wyznaczania czasu propagacji fali tętna można podzielić na dwie zasadnicze grupy. W pierwszej grupie występują rozwiązania, które pozwalają estymować wartość tego czasu. Estymowane wartości są uzyskane na podstawie określonego odcinka czasu. Aparat matematyczny oraz numeryczny stosowany w tego typu metodach jest często bardzo złożony i może być implementowany w komputerach klasy PC lub zaawansowanych blokach obliczeniowych. Druga grupa metod wyznaczania tego czasu bazuje na detekcji określonych punktów charakterystycznych EKG i PPG w czasie jednej ewolucji serca. Często algorytmy tego typu charakteryzują się znacznie większą dokładnością wyznaczonych wartości czasu w odniesieniu do algorytmów występujących w pierwszej grupie. Ponadto stosunek złożoności obliczeniowej w stosunku do uzyskiwanej dokładności jest często znacznie korzystniejszy dla algorytmów wyznaczających punkty charakterystyczne.

Po analizie stanu wiedzy, podczas realizacji prac opisanych w rozprawie autor zdecydował się na zastosowanie filtracji składowych niepożądanych przy pomocy filtrów o skończonej odpowiedzi impulsowej FIR. Filtry FIR mogą być implementowane w systemach realizujących pomiar i przetwarzanie w czasie rzeczywistym (*online*). Z kolei filtracja przy użyciu transformacji FFT oraz DWT wymaga dostępności określonej długości sygnału i znacząco ogranicza stosowanie tych metod do filtracji w czasie rzeczywistym. Natomiast stosowanie klasyfikatorów oraz sztucznych sieci neuronowych do redukcji zakłóceń, możliwe jest tylko dla sygnałów już zarejestrowanych. Implementacja złożonych algorytmów obliczeniowych w autonomicznych systemach cyfrowych, a szczególnie dla elektroniki noszonej jest znacznie trudniejsza lub w niektórych przypadkach praktycznie niemożliwa.

Wyznaczanie czasu propagacji fali tętna w opisanym w dalszej części rozprawy algorytmie, zrealizowano w oparciu o metody bazujące na precyzyjnej lokalizacji w czasie wybranych punktów charakterystycznych. W pracy nie stosowano metod pozwalających uzyskać uśrednioną w zadanym odcinku wartość czasu propagacji fali tętna, gdyż metody te wprowadzają błąd, który ściśle zależy od czasu trwania każdej ewolucji serca występującej w analizowanym sygnale.

Natomiast, w celu oceny jakości sygnałów oraz wyodrębnienia niezakłóconych fragmentów, zastosowano rozwiązanie bazujące na równoległe wykonywanych procedurach testowych, które razem pozwalają wypracować ostateczną ocenę jakości sygnału. Stosowanie tylko wybranych parametrów sygnału niestety nie pozwala uzyskać jednoznacznej odpowiedzi odnośnie jakości analizowanego sygnału. Ponadto większość proponowanych przez badaczy rozwiązań mających na celu wyznaczenie jakości sygnału dedykowana jest tylko dla sygnałów już zarejestrowanych i nie pozwala na ich implementację w przetwarzaniu *online*.

3

STANOWISKO BADAWCZE

W niniejszym rozdziale opisano stanowisko badawcze wykorzystywane podczas rejestracji sygnałów oraz opisano ogólną postać algorytmu obliczania chwilowych wartości czasu propagacji fali tętna PAT/PTT. Stanowisko badawcze złożone jest z 4 głównych elementów: *bloku akwizycji danych, bloku transmisji danych, oprogramowania do wizualizacji i rejestracji danych, blok przetwarzania sygnałów.*

W bloku akwizycji danych przy pomocy specjalnie zaprojektowanego urządzenia pomiarowego realizowana jest synchroniczna rejestracja sygnałów EKG i PPG. Zarejestrowane i nieprzetworzone próbki pomiarowe transmitowane są do komputera przy pomocy specjalnie zaprojektowanego algorytmu transmisji danych. Algorytm transmisji zaimplementowano zarówno po stronie urządzenia pomiarowego jak również po stronie oprogramowania do wizualizacji i rejestracji danych. W oprogramowaniu do wizualizacji i rejestracji danych, w czasie rzeczywistym rejestrowane i wyświetlane są mierzone sygnały. W bloku przetwarzania sygnałów umieszczono algorytm obliczania czasu propagacji fali tętna. Algorytm może pracować w czasie rzeczywistym i być zaimplementowany w oprogramowaniu do wizualizacji i rejestracji danych lub może stanowić autonomiczną jednostkę obliczeniową. Istotną cechą algorytmu jest jego modułowość, gdzie każdy blok przetwarzania realizuje ściśle określone zadania.

Rozdzielenie implementacji algorytmu na wiele sprzętowych jednostek otwiera możliwość budowy urządzeń typu *wearable* [44, 47, 83]. W urządzeniach tego typu rejestracja sygnału często odbywa się w dedykowanym urządzeniu pomiarowym (zazwyczaj przenośnym), natomiast akwizycja, przetwarzanie oraz obrazowanie wyników realizowane są na komputerze PC lub innym dedykowanym urządzeniu. Zarejestrowane, nieprzetworzone próbki pomiarowe mogą być przesyłane do odpowiedniego bloku filtracji sygnału zarówno drogą przewodową jak i bezprzewodową [168]. W przypadku zastosowania proponowanego algorytmu do przetwarzania sygnału w trybie offline funkcję bloku akwizycji sygnału pełni dedykowany program, który zachowuje się dokładnie tak samo jak sprzętowe urządzenie rejestrujące sygnał w trybie online. Podczas przetwarzania offline możliwe jest zapewnienie rzeczywistej prędkości przetwarzania sygnałów, ale również występuje możliwość zwiększenia szybkości dostarczania kolejnych paczek próbek pomiarowych. Wtedy wypadkowa szybkość przetwarzania sygnałów w trybie offline jest większa od szybkości przetwarzania tych samych sygnałów w trybie online. Niezależnie od sposobu przetwarzania tego samego sygnału (online lub offline) oraz aktualnej szybkości przetwarzanych danych, wynik działania algorytmu dla tych samych sygnałów jest dokładnie taki sam. Jediną zauważalną różnicą podczas przetwarzania offline jest możliwy znaczący wzrost szybkości przetwarzania, który zależy głównie od wydajności urządzenia, na którym zaimplementowany został algorytm.

Stanowisko pomiarowe złożone było z dedykowanego urządzenia pomiarowego [99], komputera PC z zainstalowanym dedykowanym oprogramowaniem, zestawem elektrod EKG i czujników PPG oraz opcjonalnie z mankietu do pomiaru ciśnienia tętniczego NiBP (ang. *Non-Invasive Blood Pressure*). Możliwa jest również rejestracja sygnału analogowego, określająca aktualną wartość inwazyjnego pomiaru ciśnienia IBP (ang. *Invasive Blood Pressure*). Stanowisko pomiarowe pozwala na jednoczesną rejestrację maksymalnie ośmiu kanałów PPG. W każdej przeprowadzonej rejestracji czujniki PPG umieszczono w następujących miejscach: palec wskazujący lewej i prawej ręki, drugi palec na lewej i prawej nodze, płatek lewego i prawego ucha oraz czoło. Do rejestracji sygnałów PPG zastosowano czujniki firmy Unimed: na palce rąk i nóg klipsy typu U410-01, na uszy klipsy typu U910-01, na czoło czujnik odbiciowy typu U803-01V. W przypadku pomiaru EKG elektrody pomiarowe rozmieszczono zgodnie z konfiguracją Einthovena. Do pomiaru sygnału EKG zastosowano typowy, 4-doprowadzeniowy kabel z klamrami i elektrody klejone do ciała. Przykładowy widok stanowiska pomiarowego z podłączonymi czujnikami przedstawiono na rys. 3.1.



Rys. 3.1. Widok stanowiska pomiarowego z rozmieszczonymi sensorami pomiarowymi

Badania wykonywano w pozycji leżącej. Czas badania wynosił około 15 minut.

W dalszej części tego rozdziału opisano blok akwizycji sygnału, algorytm transmisji danych i oprogramowanie do wizualizacji i rejestracji danych. W ostatniej części przedstawiono ogólną budowę algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna.

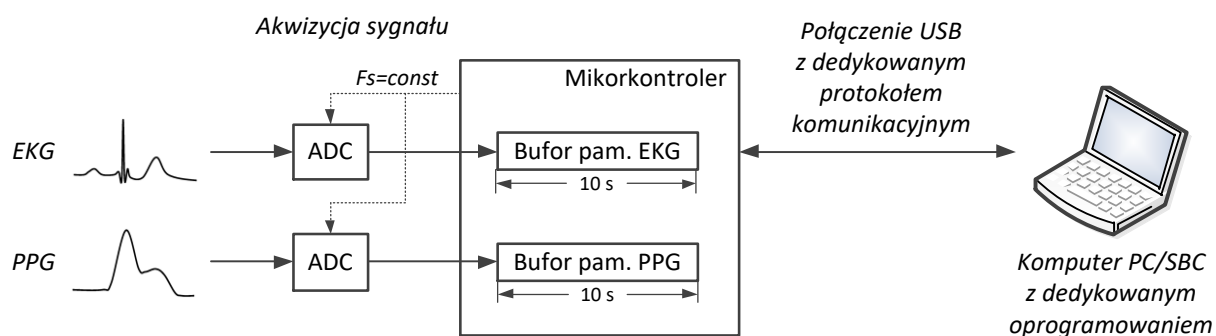
3.1 Blok akwizycji sygnału

Blok akwizycji sygnału jest pierwszym blokiem występującym w proponowanym algorytmie. Blok ten wykonano w postaci specjalistycznego urządzenia pomiarowego, w Zakładzie Techniki Cyfrowej, Wydziału Elektroniki WAT i szczegółowo opisano w pracy [99]. W opracowanym urządzeniu zastosowano autonomiczny system mikroprocesorowy z możliwością sterowania i wymiany danych przy pomocy systemu nadrzędnego. Zasadniczą cechą tego urządzenia jest możliwość synchronicznej rejestracji sygnału EKG oraz wielu sygnałów PPG.

Urządzenie pomiarowe składa się z trzech głównych obwodów: analogowego toru wejściowego, zbudowanego w oparciu o dedykowane układy AFE (ang. *Analog-Front-End*) i przeznaczonego do pomiaru sygnałów EKG i PPG; głównego obwodu mikroprocesorowego, w którym zastosowano 32-bitowy mikrokontroler typu STM32F746, wyposażony w rdzeń Cortex-M7 firmy *STMicroelectronics* [161] oraz systemu komunikacji, sygnalizacji i zasilania.

Do pomiaru sygnału EKG zastosowano typowe elektrody stosowane w specjalistycznych rejestratorach EKG. Elektrody w każdym badaniu umieszczane były na klatce piersiowej, zgodnie z konfiguracją trójodprowadzeniową Einthovena (rys. 2.1). Sygnał EKG odczytywany był na podstawie I lub II odprowadzenia. Dostępność dwóch odprowadzeń pozwoliło wybrać ten kanał EKG, który oferuje lepszą jakość sygnału. Natomiast do pomiaru sygnału PPG zastosowywano typowe, zakładane na palec ręki lub nogi transmisyjne czujniki PPG. Wszystkie elektrody EKG oraz czujniki PPG połączone były z systemem mikroprocesorowym przewodowo.

Sygnały zarejestrowane z elektrod EKG i czujników SpO_2 , przesyłane były do obwodów wejściowych, które zapewniały odpowiednie dopasowanie sygnałów do przetworników ADC (ang. *Analog to Digital Converter*). W celu poprawnego pomiaru czasu propagacji fali tętna, istotnym wymogiem jest jednoczesny pomiar sygnału EKG i PPG. Zatem, wymagana jest taka sama częstotliwość próbkowania sygnałów, jak również moment wyzwolenia przetwarzania A/C. Częstotliwość próbkowania wszystkich sygnałów w docelowym rozwiązaniu wynosiła 250 Hz. Zmierzone próbki sygnału były następnie magazynowane w wewnętrznych buforach pamięci mikrokontrolera. Bufory te zrealizowano jako FIFO (ang. *First In, First Out*), które mogły zapisać ostatnie 10 s sygnału. Na rys. 3.2. przedstawiono sposób akwizycji sygnałów.



Rys. 3.2. Sposób akwizycji sygnałów EKG i PPG

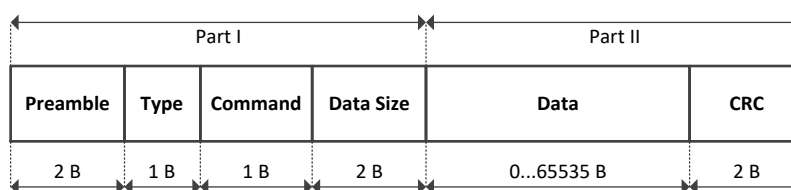
Zarejestrowane sygnały, zapisane w buforach FIFO muszą zostać możliwie szybko przetransmitowane do urządzenia zewnętrznego, tak aby nie nastąpiło przepełnienie. Rozmiar danych przesyłanych w jednej transmisji może być zmienny. Transmisja próbek pomiarowych oraz sterowanie urządzeniem

mikroprocesorowym może być realizowana przy pomocy połączenia przewodowego (USB, Ethernet) jak również bezprzewodowego (Wi-Fi, Bluetooth). W docelowym rozwiązaniu zastosowano połączenie USB.

3.2 Transmisja danych pomiarowych

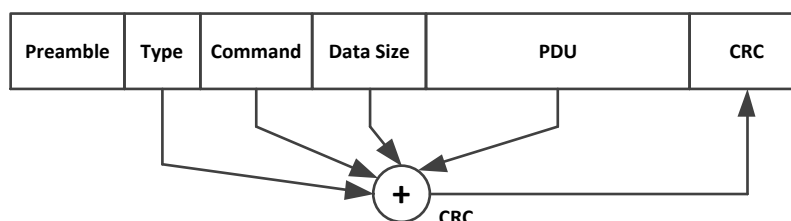
Transmisja danych jest istotnym zagadnieniem w systemach akwizycji sygnałów. Zarejestrowane sygnały, występujące w dedykowanych buforach pamięci muszą zostać niemal natychmiast przetransmitowane. Takie działanie wymagane jest z uwagi na zwykle ograniczoną pojemność buforów pamięci występujących w autonomicznych systemach mikroprocesorowych. Akwizycja, a następnie transmisja danych pomiarowych realizowana w czasie rzeczywistym wymaga stosowania specjalnych technik przesyłania danych. Przykład rozproszonego systemu pomiarowego z użyciem komunikacji GPRS (ang. *General Packet Radio Service*) przedstawiono w [162]. Jednak w przypadku takiego systemu opóźnienia w przesyłaniu danych są bardzo duże i mogą wynosić nawet kilkadziesiąt sekund. Stosuje się też rozwiązania bazujące na lokalnych systemach mikroprocesorowych z dedykowanymi kartami pomiarowymi. Przykład takiego systemu z wykorzystaniem systemu operacyjnego Linux przedstawiono w [163]. Inną techniką akwizycji i transmisji danych z wykorzystaniem kilku urządzeń bezprzewodowych, stosującą techniki podziału czasu TDMA (ang. *Time Division Multiple Access*), przedstawiono w [164].

W celu poprawnej transmisji danych w czasie rzeczywistym, zaproponowano dedykowaną metodę transmisji [165], którą zaimplementowano w przedstawionym systemie mikroprocesorowym oraz komputerze PC. W komputerze PC metodę tą zaimplementowano w środowisku programistycznym MATLAB [166]. Metoda ta bazuje na protokole komunikacyjnym o architekturze *Pytanie-Odpowiedź*, której ramkę transmisyjną przedstawiono na rys. 3.3.



Rys. 3.3. Struktura ramki protokołu komunikacyjnego [165]

W ramce komunikacyjnej wyróżnić można dwie zasadnicze części (Part I i Part II). W pierwszej części występują pola preambuły (Preamble), definiujące typ ramki transmisyjnej (Type), transmitowane polecenie (Command) oraz rozmiar pola danych (Data Size). Druga część ramki zawiera pole przechowujące transmitowane dane pomiarowe (Data). W tej części znajduje się też pole sumy kontrolnej CRC (ang. *Cyclic Redundancy Check*), pozwalającej na weryfikację integralności danych. Suma kontrolna CRC wyliczana jest na podstawie danych występujących we wszystkich polach z wyłączeniem pola *Preamble* (rys. 3.4.).

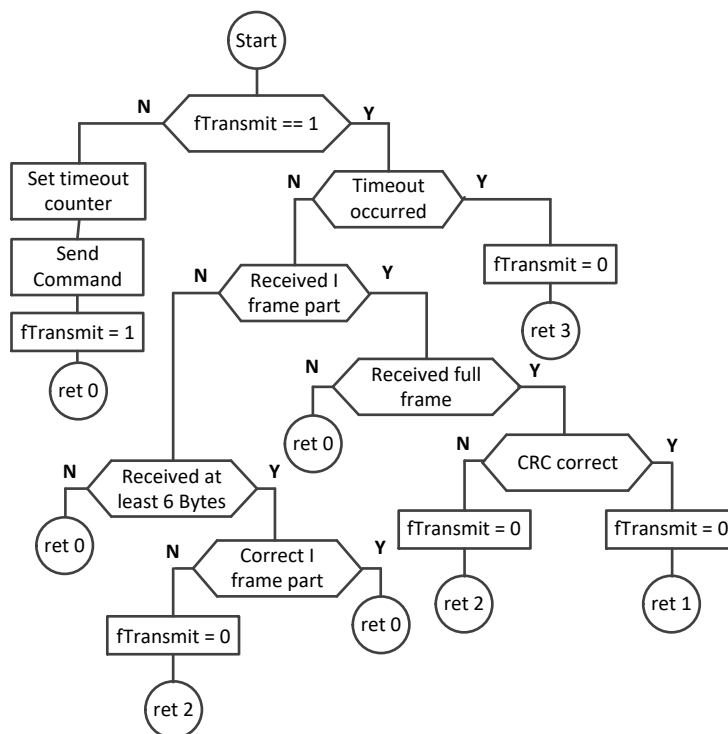


Rys. 3.4. Pola biorące udział w obliczeniu wartości sumy kontrolnej CRC

Jedną z powszechnie stosowanych metod wyliczania sumy CRC jest zastosowanie np. wielomianu CRC32 [167], którego postać przedstawiono poniżej.

$$x^{32} + x^{26} + x^{23} + x^{22} + x^{16} + x^{12} + x^{11} + x^{10} + x^8 + x^7 + x^5 + x^4 + x^2 + x + 1 \quad (3.1)$$

W protokole przyjmuje się, że jedno z urządzeń jest urządzeniem nadrzędnym (*Master*), natomiast drugie jest urządzeniem podrzędnym (*Slave*). Urządzenie *Master*, które dodatkowo jest urządzeniem sterującym, wysyła polecenia na które zawsze musi odpowiedzieć urządzenie *Slave*. W przypadku błędów transmisji, które objawiają się przekłamanymi danymi lub brakiem odebranych danych, urządzenie nadrzędne może dokonać ponownej retransmisji polecenia. Wysłanie nowego zapytania może odbywać się tylko wtedy, gdy otrzymano odpowiedź od urządzenia *Slave* lub stwierdzono brak odpowiedzi (*Timeout*). Aby zapewnić poprawną transmisję danych w trybie *Pytanie-Odpowiedź* zaprojektowano dedykowaną procedurę, której algorytm przedstawiono na rys. 3.5.

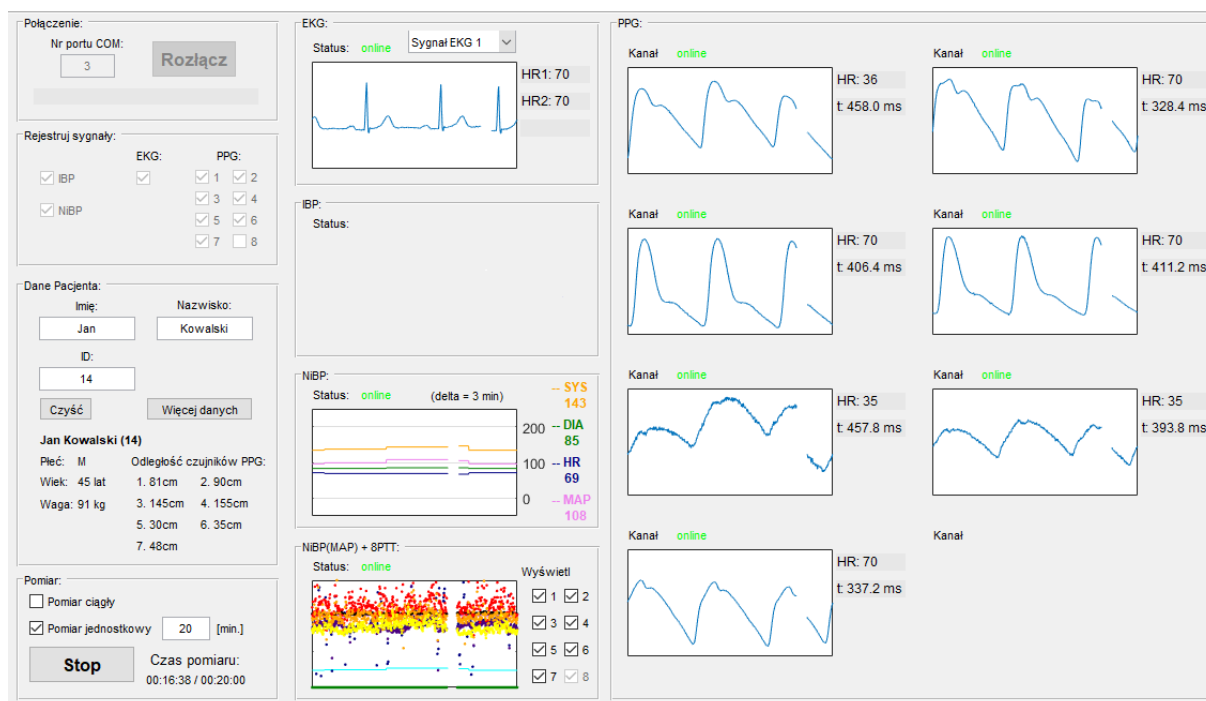


Rys. 3.5. Algorytm transmisji danych typu Pytanie-Odpowiedź [165]

Po wysłaniu polecenia przez urządzenie *Master* do urządzenia *Slave* ustawiana jest flaga *fTransmit*. Jednocześnie ustawiany jest czas licznika odpowiedzi, po upływie którego zgłaszany jest *Timeout*. Po wykonaniu tych czynności, kolejne wywołanie procedury implementującej proponowany algorytm realizuje próbę sprawdzenia czy asynchronicznie pracujący interfejs komunikacyjny odebrał komplet danych od urządzenia *Slave*. Każdorazowe dalsze wywołanie procedury dokonuje sprawdzenia czy nie upłynął dopuszczalny czas transmisji a następnie czy bufor odbiorczy urządzenia *Master* odebrał I część ramki. Po stwierdzeniu poprawnie odebranej I części ramki, urządzenie *Master* dysponuje informacją o spodziewanej liczbie wszystkich transmitowanych danych. Kolejne wywołanie procedury sprawdza czy w dopuszczalnym czasie odebrano komplet danych (II część ramki) i czy dane te są niezmienione (poprawna suma kontrolna CRC). W celu pełnej transmisji *Polecenia* i *Odpowiedzi*, wymagane jest po stronie urządzenia nadrzędnego przynajmniej trzykrotne wywołanie procedury implementującej transmisję danych. Z uwagi na różną liczbę transmitowanych danych lub różną odporność na zakłócenia oraz szybkość powszechnie stosowanych interfejsów komunikacyjnych, możliwe jest wielokrotne wywołanie niniejszej procedury. Optymalną liczbą – pod kątem czasu obsługi protokołu komunikacyjnego – jest trzykrotne wywołanie procedury, tj. wysłanie polecenia oraz odbiór I i II części ramki zawierającej wszystkie dane. Po poprawnym odebraniu danych od urządzenia *Slave*, następuje przekazanie obsługi odebranej ramki, procedurom obsługi protokołu warstwy wyższej, w których następuje rozkodowanie odebranych danych oraz ich zapis w dedykowanych, dla każdego typu sygnału *wejściowych buforach pamięci* urządzenia *Master*.

3.3 Oprogramowanie do wizualizacji i rejestracji danych

Oprogramowanie do wizualizacji i rejestracji danych pozwala na sterowanie dedykowanym urządzeniem pomiarowy. Oprogramowanie to napisano w środowisku MATLAB, w wersji R2016b. Przy pomocy narzędzia GUIDE (ang. *GUI development environment*), wchodzącego w skład pakietu MATLAB zaprojektowano graficzny interfejs użytkownika. Następnie oprogramowanie to skompilowano do pliku wykonywalnego (*.exe) co pozwoliło na uruchomienie go na komputerze PC bez zainstalowanego pakietu MATLAB. Plik wykonywalny oprogramowania wymaga jednorazowej instalacji dodatkowych sterowników, tzw. MCR (ang. *MATLAB Compiler Runtime*). Na rys. 3.6 przedstawiono przykładowy ekran oprogramowania do wizualizacji i rejestracji danych.



Rys. 3.6. Rysunek przedstawiający zaprojektowane oprogramowanie

Zaprojektowane oprogramowanie odczytuje w czasie rzeczywistym (*online*) zarejestrowane w urządzeniu pomiarowym próbki sygnałów biomedycznych. Odebrane próbki są na bieżąco wyświetlane w dedykowanych polach graficznych oraz zapisywane do pliku w niezmienionej postaci, celem ich dalszego przetwarzania *offline*. Oprogramowanie pozwala na wybór wyświetlanych sygnałów EKG oraz PPG. Pozwala również wyznaczyć podstawowe parametry pomiaru takie jak np. częstość skurczów serca HR (ang. *Heart Rate*) lub aktualna wartość opóźnienia PAT. Możliwe jest również wyświetlenie informacji o aktualnej ocenie jakości rejestrowanych sygnałów. Ponadto, w oknie aplikacji mogą być wyświetlane aktualne wartości ciśnienia krwi, mierzone metodą inwazyjną IBP oraz nieinwazyjną NiBP. Wizualizacja aktualnie rejestrowanych sygnałów oraz prezentacja informacji o uzyskanej ocenie jakości sygnału, pozwala na ewentualną korektę położenia czujników w trakcie wykonywanej rejestracji.

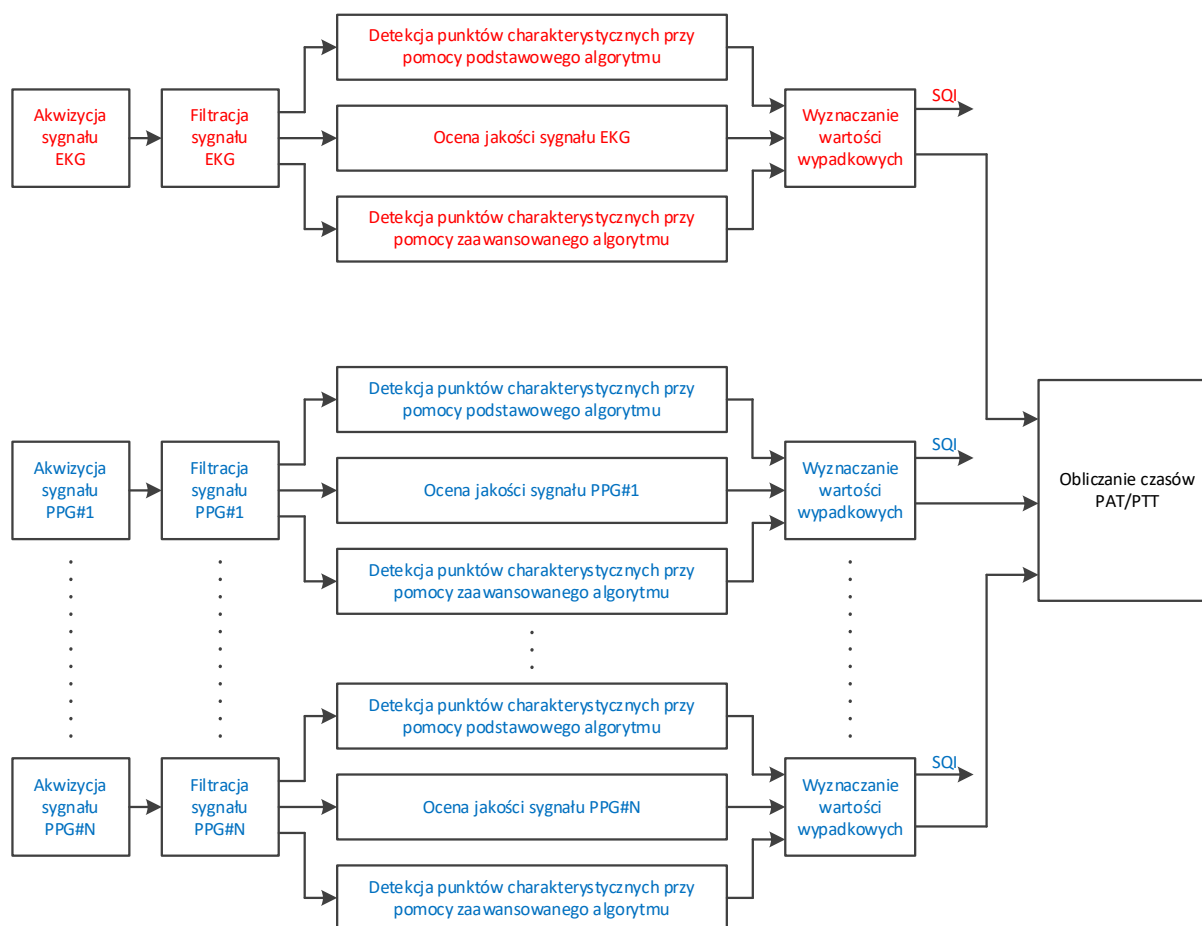
Dodatkową zaletą oprogramowania jest możliwość ustawienia czasu wykonywania sesji pomiarowej. Możliwe jest wykonywanie rejestracji w sposób ciągły, tzn. operator włącza i wyłącza rejestrację lub możliwe jest ustawienie stałego czasu rejestracji. Innym usprawnieniem jest możliwość wprowadzenia dodatkowych informacji o badanej osobie. Takimi informacjami są: imię, nazwisko, wiek, wzrost, płeć, numer ID. Dodatkowymi opcjonalnymi informacjami są odległości umieszczenia czujnika PPG względem serca badanej osoby. Odległości te pozwalają na dodatkowe obliczanie wartości prędkości fali tętna.

3.4 Ogólna budowa algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna

Proponowany algorytm obliczania czasu propagacji fali tętna pozwala obliczyć chwilowe wartości czasu PAT lub PTT dla każdej ewolucji sersa. Wartości PAT/PTT wyznaczone są na podstawie synchronicznie zarejestrowanych sygnałów EKG i PPG. Uzyskane „chwilowe” wartości PAT/PTT pozwalają na wyznaczenie zmienności tych czasów. Proponowany algorytm umożliwia uzyskanie wartości czasu PAT/PTT oraz ich zmienność w czasie rzeczywistym (online), tj. w trakcie realizacji pomiaru, ale również pozwala wykonać to samo przetwarzanie dla sygnałów już zarejestrowanych (offline). Kluczowym wymogiem algorytmu jest konieczność jednoczesnej rejestracji jednego sygnału EKG i dowolnej liczby sygnału PPG. Dodatkowo sygnały te muszą być rejestrowane z tą samą częstotliwością próbkowania.

Głównym celem algorytmu jest dokładne wyznaczenie położenia w czasie wybranych punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG, na podstawie których określana jest aktualna wartość czasu PAT/PTT. Wybrany punktem charakterystycznym sygnału EKG jest maksimum załamek R. Załamek R jest powszechnie stosowany jako punkt proksymalny, biorący udział w wyznaczaniu wartości PAT. W proponowanym algorytmie sygnał EKG pełni również rolę sygnału synchronizującego oraz pomocniczego podczas wyznaczania oceny jakości sygnału EKG i PPG. Natomiast wybranymi punktami charakterystycznymi sygnału PPG są maksimum I pochodnej oraz maksimum II pochodnej, przy czym ten drugi określany jest często jako punkt *foot*.

Każdy sygnał biorący udział w przetwarzaniu posiada swój dedykowany i niezależny tor przetwarzania. Cechą charakterystyczną proponowanego algorytmu jest jego modułowość, przy czym w każdym torze przetwarzania występują moduły realizujące ściśle określone zadania przetwarzania danych. Pomimo tego samego celu każdego toru przetwarzania, jakim jest dokładna detekcja punktów charakterystycznych, zasada działania modułów występujących w torze EKG zasadniczo różni się od procedur zaimplementowanych w modułach dotyczących toru PPG. Z kolei moduły występujące w każdym torze przetwarzania sygnału PPG są dla każdego sygnału PPG takie same. Różnice w implementacji procedur występujących pomiędzy kanałem EKG a PPG wynikają z faktu, że charakter zmian sygnału EKG znacząco różni się od charakteru zmian sygnału PPG. Ogólną postać algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna przedstawiono na rys. 3.7.



Rys. 3.7. Ogólna postać algorytmu do wyznaczania czasu propagacji fali tętnej

Kolejną istotną cechą proponowanego algorytmu jest również możliwość rozdzielania poszczególnych modułów przetwarzania celem ich implementacji w dedykowanych urządzeniach. W docelowym rozwiązaniu synchroniczna akwizycja sygnału EKG i PPG realizowana była w specjalnie do tego celu zaprojektowanym urządzeniu [99], pozwalającym na synchroniczny zapis sygnału EKG oraz PPG. Natomiast filtracja oraz zasadnicze przetwarzanie realizowane było na komputerze PC.

Rejestrowane w czasie rzeczywistym lub przygotowane w trakcie przetwarzania *offline*, paczki próbek pomiarowych sygnału są transmitowane do *bloku filtracji sygnału*. Każdy sygnał biomedyczny, biorący udział w przetwarzaniu jest filtrowany. Na podstawie odfiltrowanego sygnału EKG i PPG realizowane są kolejne bloki przetwarzania. Każdy odfiltrowany sygnał następnie jest równolegle przetwarzany przy pomocy kolejnych trzech niezależnych bloków przetwarzania, które realizują następujące zadania: wykrywanie punktów charakterystycznych przy pomocy algorytmu podstawowego, wykrywanie punktów charakterystycznych przy pomocy zaawansowanego algorytmu detekcji oraz wyznaczanie jakości odfiltrowanego sygnału realizowane w *bloku oceny jakości sygnału*, za pomocą dedykowanych procedur testowych.

Wyznaczone lokalizacje punktów charakterystycznych przy pomocy dwóch różnych metod oraz uzyskana ocena jakości fragmentów sygnału, przekazywane są na wejście bloku *wyznaczania wartości wypadkowych*. Blok wyznaczania wartości wypadkowych dokonuje wyboru docelowych lokalizacji punktów charakterystycznych oraz wyznacza ostateczną ocenę jakości sygnału. Wyniki jakości sygnału mogą zostać następnie zaprezentowane na wykresie, tak aby w trakcie rejestracji operator urządzenia mógł ewentualnie przeprowadzić korektę położenia sensora pomiarowego dla którego wyznaczono nieprawidłową jakość sygnału.

Na podstawie wyznaczonych lokalizacji punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG, w ostatnim bloku przetwarzania algorytmu realizowane jest obliczanie wartości chwilowych czasów PAT/ PTT. Na podstawie wyznaczonych wartości chwilowych czasów PAT/PTT możliwe jest wyznaczenie wartości definiujących zmienność tych czasów. Wartościami wyjściowymi proponowanego algorytmu są wartości czasu PAT/PTT, które mogą być wyrażone w liczbie próbek pomiarowych, ale również w jednostkach czasu.

3.5 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale przedstawiono stanowisko badawcze używane podczas realizacji pomiarów i przetwarzania sygnałów biomedycznych. Omówiono blok akwizycji sygnału. Blok ten zrealizowano w oparciu o dedykowane specjalistyczne urządzenie pomiarowe, które nawiązuje komunikację z dedykowanym oprogramowaniem zainstalowanym na komputerze PC. Urządzenie pomiarowe pozwala na synchroniczną rejestrację oraz transmisję wielu sygnałów, w tym EKG i PPG. W dalszej części rozdziału opisano dedykowany protokół komunikacyjny oraz dedykowaną metodę transmisji danych. Protokół oraz sposób transmisji zaimplementowano zarówno w urządzeniu pomiarowym ale również w oprogramowaniu komputerowym. Akwizycja, prezentacja oraz przetwarzania rejestrowanych w czasie rzeczywistym sygnałów realizowana jest w dedykowanym oprogramowaniu komputerowym. Właściwości tego oprogramowania przedstawiono w kolejnej części tego rozdziału zatytułowanej *Oprogramowanie do wizualizacji i rejestracji danych*. Ostatnia część niniejszego rozdziału zawiera zarys ogólnej budowy algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna. W zarysie tym opisano podstawowe właściwości algorytmu, wymagane sygnały oraz uzyskiwane efekty działania. Jak wcześniej przedstawiono, algorytm ten ma budowę modułową pozwalającą na implementację niektórych bloków przetwarzania w dedykowanych urządzeniach. Modułowość algorytmu pozwala również na implementację algorytmu w zrównoległych strukturach sprzętowych.

4

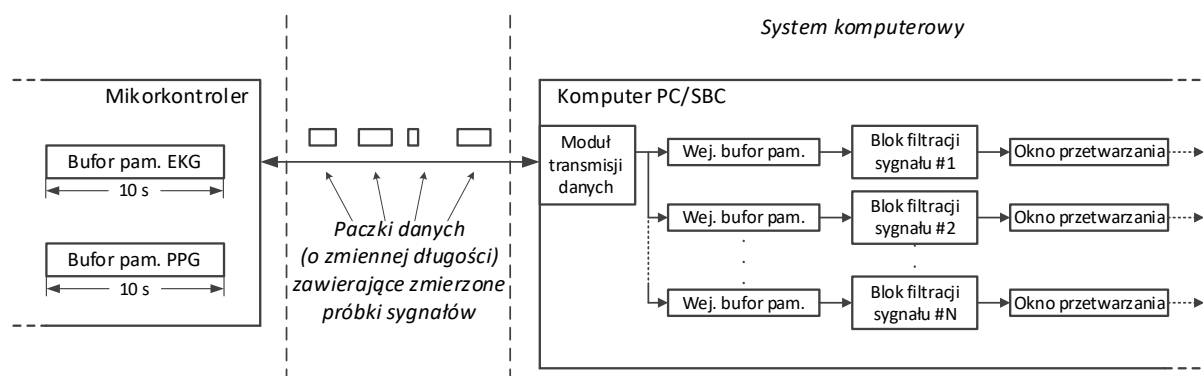
FILTRACJA SYGNAŁU

Blok filtracji sygnałów jest drugim istotnym elementem proponowanego algorytmu. Występuje on w każdym torze przetwarzania, niezależnie od typu sygnału. Parametry filtrów, w zależności od typu sygnału: EKG lub PPG, dobrano indywidualnie. Głównym zadaniem bloku filtracji jest usunięcie zakłóceń wolnozmiennych powodujących, dryf linii bazowej, zakłóceń wysokoczęstotliwościowych oraz składowej stałej występującej w sygnale.

Zarejestrowane próbki pomiarowe są na bieżąco transmitowane do systemu komputerowego na którym zainstalowane jest dedykowane oprogramowanie. Liczba próbek pomiarowych przesyłana do systemu komputerowego w poszczególnych blokach danych może być zmienna. Zależy ona od aktualnego stopnia zajętości systemu na którym zaimplementowany jest algorytm transmisji i przetwarzania danych. Rozmiar pojedynczej paczki próbek pomiarowych jest ograniczony maksymalnym rozmiarem danych, które mogą być przetransmitowane przy pomocy zaproponowanego protokołu komunikacyjnego. Natomiast czas pomiędzy transmisjami ograniczony jest rozmiarem wewnętrznych buforów pamięci, występujących w urządzeniu mikroprocesorowym.

Odebrane nieprzetworzone próbki pomiarowe są następnie magazynowane do indywidualnych *wejściowych buforów pamięci*, które pracują na zasadzie buforów cyklicznych FIFO. Z uwagi na

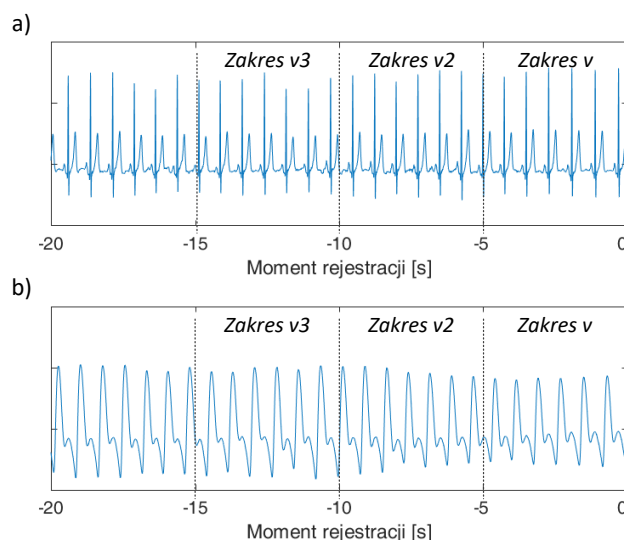
specyfikę działania proponowanego algorytmu, do procedur filtracji przesyłane są pełne kwanty danych pomiarowych. Jako pełny kwant danych pomiarowych rozumie się liczbę próbek pomiarowych odpowiadającą dokładnie 1 s sygnału. Zatem, gdy liczba próbek pomiarowych występująca w *wejściowym buforze pamięci* osiągnie długość odpowiadającą jednej sekundzie, to sygnał o długości jednego kwantu danych jest przesyłany do dedykowanego bloku filtracji. Odfiltrowane oraz zsynchronizowane w czasie sygnały, przesyłane są do dedykowanych buforów pamięci zwanych „oknami przetwarzania”. *Okna przetwarzania* są to buforzy typu FIFO o stałej długości, mogące zapamiętać ostatnie 10 s odfiltrowanego sygnału. *Okna przetwarzania* zawierają najbardziej aktualne postacie odfiltrowanych sygnałów. Również każdy blok filtracji sygnałów został tak zaprojektowany, aby do dedykowanych *okien przetwarzania*, przysyłać pełne kwanty danych pomiarowych. Na rys. 4.1 przedstawiono schemat blokowy mechanizmu odbioru i filtracji danych.



Rys. 4.1. Schemat blokowy mechanizmu odbioru i filtracji danych

Na tym etapie opisu proponowanego algorytmu, konieczne jest wprowadzenie kilku istotnych pojęć, które będą stosowane w dalszej części niniejszej rozprawy doktorskiej. Do dedykowanego *okna przetwarzania* docierają pełne kwanty danych odfiltrowanego sygnału EKG lub PPG. Ponieważ proponowany algorytm dedykowany jest do przetwarzania w trybie *online*, to każdy nowy kwant danych powinien być dostępny za ok. 1 s od poprzednio otrzymanego. Zatem co 1 s aktualizowane są dedykowane *okna przetwarzania*, które zawierają nowe próbki pomiarowe o rozmiarze wynoszącym dokładnie 1 s. Każda aktualizacja danego *okna przetwarzania*, powoduje uruchomienie wszystkich kolejnych procedur przetwarzania występujących w całym proponowanym algorytmie. Zatem wprowadza się pojęcie „1-sekundowego cyklu przetwarzania”, które określa, że do danego *okna przetwarzania* został przesłany 1 pełny kwant danych (czyli 1 s nowych odfiltrowanych próbek pomiarowych sygnałów) i uruchomiony został cały cykl przetwarzania. Do kolejnej aktualizacji *okien przetwarzania* pozostaje czas ok. 1 s. Zatem w tym czasie, wszystkie procedury występujące za *oknami przetwarzania* realizują swoje zadania. Aby zachować cechy systemu czasu rzeczywistego, łączny czas przetwarzania wszystkich procedur (po przesłaniu do dedykowanych *okien przetwarzania* nowych próbek pomiarowych) nie może przekraczać wartości 1 s.

Kolejnymi ważnymi pojęciami stosowanymi w niniejszej rozprawie są trzy zakresy czasowe odfiltrowanego sygnału: zakres v , v_2 oraz v_3 . Jako zakres v rozumie się zakres ostatnich 5 s odfiltrowanego sygnału. Zakres v_2 określa ostatnie 5 s odfiltrowanego sygnału, który jest przesunięty względem ostatniej odfiltrowanej próbki o wartość 5 s. Z kolei zakres v_3 określa ostatnie 5 s odfiltrowanego sygnału, który jest przesunięty względem ostatniej odfiltrowanej próbki sygnału o wartość 10 s. Na rys. 4.2 przedstawiono przykładowe odfiltrowane sygnały EKG i PPG z naniesionymi zakresami czasu: v , v_2 oraz v_3 .



Rys. 4.2. Odfiltrowany sygnał EKG (a) oraz PPG (b) z zaznaczonymi zakresami czasowymi: v, v2 oraz v3

Przedstawione zakresy czasowe nie mają wspólnych obszarów, lecz określają odfiltrowane fragmenty sygnału EKG i PPG w różnych odstępach czasu. Dla uproszczenia dalszej analizy działania proponowanego algorytmu przyjmuje się, że ostatnia odfiltrowana próbka sygnału EKG i PPG, jest to moment rejestracji sygnałów. Jak wcześniej wspomniano, *okno przetwarzania* w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania przechowuje ostatnie 10 s odfiltrowanego sygnału. Zatem każde *okno przetwarzania* zawiera odfiltrowane próbki sygnału EKG i PPG, których wartości występują w zakresach v i v2.

Niektóre bloki przetwarzania, zawarte w całym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*, wymagają dostępu do odfiltrowanych próbek pomiarowych sygnału EKG lub PPG, które występują za *oknem przetwarzania*. Dlatego w celu przechowywania takiego (starszego) sygnału tworzone są dodatkowe bufor pamięci zwane „buforami pamięci EKG/PPG z zakresu v3”. Jak sama nazwa wskazuje każdy bufor pamięci przechowuje odfiltrowany sygnał EKG lub PPG, dokładnie z zakresu czasu v3, tj. z zakresu ostatnich -15 do -10 s sygnału. *Bufor pamięci EKG/PPG z zakresu v3* jest przedłużeniem *okna przetwarzania* o dodatkowe 5 sekund sygnału. Zatem 1-sekundowe paczki odfiltrowanych próbek pomiarowych, które wychodzą poza zakres każdego *okna przetwarzania*, są przesyłane do dedykowanych *buforów pamięci EKG/PPG z zakresu v3*.

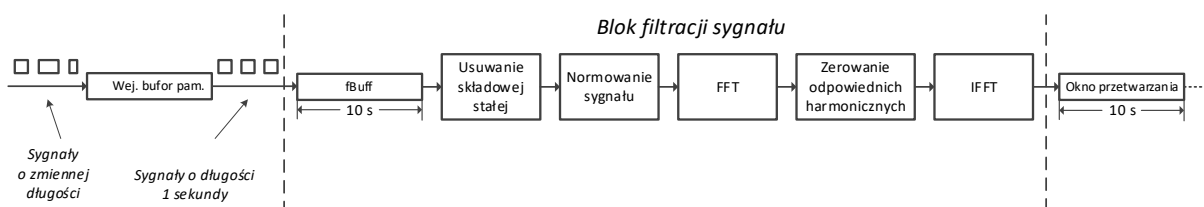
Liczba wszystkich odfiltrowanych próbek pomiarowych sygnału, zmniejszona o szerokość *okna przetwarzania*, zapamiętywana jest w zmiennej *windowOffset*. Zmienna ta określa liczbę próbek sygnału występującą poza oknem i pozwala wyliczyć bezwzględne indeksy próbek, znajdujących się w *oknie przetwarzania*. Dalsze procedury przetwarzania realizowane są na danych odfiltrowanych, które występują w *oknach przetwarzania*, a w niektórych przypadkach (np. procedurach testowych zawartych w *algorytmie oceny jakości sygnału*) z odfiltrowanych danych występujących w *buforach pamięci EKG/PPG z zakresu v3*. Z uwagi na specyfikę zaproponowanego algorytmu, pierwsze poprawne przetwarzanie danych może nastąpić dopiero po całkowitym wypełnieniu wymaganych *okien przetwarzania*. A w przypadku stosowania dodatkowych niektórych procedur testowych, konieczne jest również wypełnienie *buforów pamięci EKG/PPG z zakresu v3*.

Mierzone sygnały biomedyczne, zarówno EKG jak i PPG, zawierają składową stałą. Wartość składowej stałej zależna jest od typu czujnika, lokalizacji pomiaru oraz stopnia nacisku czujnika na skórę [32, 83]. Wartość składowej stałej z punktu widzenia wyznaczania aktualnych wartości czasów nie niesie informacji użytecznych. Powoduje natomiast niepotrzebne zwiększenie wartości liczb, co wymaga zastosowania pojemnego typu danych. Usunięcie składowej stałej powoduje, że zakres wartości niosących informacje może zostać zapisany przy użyciu typu danych o mniejszej liczbie bitów, zmniejszając wymagany rozmiar pamięci.

4.1 Metoda filtracji z użyciem szybkiej transformacji Fouriera

Aby zrealizować filtrację przy pomocy szybkiej transformacji Fouriera (FFT) [169], odbierane od wejściowego bufora pamięci 1-sekundowe kwanty danych pomiarowych, muszą zostać zapamiętane w specjalnym, dodatkowym buforze *fBuff*. *fBuff* jest to bufor cykliczny FIFO o długości 10 s, który przechowuje najbardziej aktualny nieprzetworzony sygnał z ostatnich 10 s. Do tego bufora przesyłane są próbki sygnału o długości wynoszącej zawsze wartość 1 s. Z sygnału występującego w buforze *fBuff* usuwana jest pierwotnie składowa stała. Następnie dokonywana jest normalizacja sygnału do ± 1 . Sygnał unormowany poddawany jest następnie przetwarzaniu przy pomocy szybkiej transformacji Fouriera.

Transformacja FFT jest szybką realizacją dyskretnej transformacji Fouriera DFT (ang. *Discrete Fourier Transform*). Nie jest to nowa, inna metoda przetwarzania, lecz algorytm implementujący znacznie szybszą realizację transformacji Fouriera. Istotnym wymogiem transformacji FFT jest stosowanie sygnału o długości wynoszącej 2^N , gdzie N to całkowita liczba naturalna. W przypadku, gdy długość sygnału nie spełnia tego warunku, brakująca część jest uzupełniana zerami. Efektem transformacji jest wektor zespolonych amplitud harmoniczných sygnału. „Filtracja” przy pomocy transformacji FFT polega na wyzerowaniu wybranych wartości wektora wynikowego (zespolonych harmoniczných). Dla sygnałów EKG przyjęto zerowanie harmoniczných odpowiadających częstotliwościom od 0 do 0,5 Hz oraz powyżej 45 Hz, natomiast dla sygnału PPG przyjęto zerowanie harmoniczných odpowiadających częstotliwościom od 0 do 0,5 Hz oraz powyżej 5,5 Hz. Wektor zawierający wyzerowane harmoniczne, w dalszej kolejności poddawany jest odwrotnej transformacji Fouriera IFFT (ang. *Inverse Fast Fourier Transform*). Po wykonaniu tych operacji uzyskiwany jest sygnał wynikowy pozbawiony określonych składowych częstotliwościowych. Liczba próbek sygnału uzyskana w wyniku dwukrotnej transformacji jest taka sama jak liczba próbek sygnału występującego przed filtracją. Sygnał odfiltrowany przy pomocy niniejszego bloku przetwarzania umieszczany jest w przygotowanym buforze pamięci jakim jest *okno przetwarzania*. Na rys. 4.3 przedstawiono schemat bloku filtracji stosującego szybką transformację Fouriera.



Rys. 4.3. Schemat bloku filtracji stosującego szybką transformację Fouriera

Każdorazowa filtracja sygnału, która jest przeprowadzana co krok zgodnie z przyjętym 1-sekundowym cyklem przetwarzania, powoduje nadmiarowe wykonywanie operacji przetwarzania na tych samych próbkach pomiarowych. Usuwanie składowej stałej, które wchodzi w skład bloku filtracji sygnału powoduje, że dany fragment sygnału występujący w buforze *fBuff* może mieć różną lokalną składową stałą. Zjawisko wpływu lokalnej składowej stałej utożsamiać można z niestacjonarnością sygnału. Sygnał odfiltrowany, występujący w oknie przetwarzania w danym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, charakteryzuje się indywidualnym dla danego cyklu przetwarzania przesunięciem amplitudy, spowodowanym zmiennością składowej stałej. Niestacjonarność może mieć istotny wpływ na dalsze procedury przetwarzania.

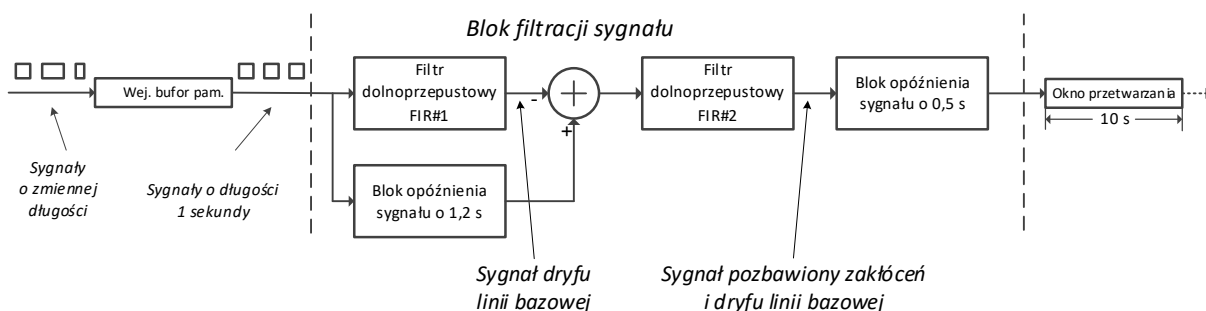
Kolejnym elementem przetwarzania, wchodzącym w skład bloku filtracji sygnału jest jego normalizacja. Normalizacja bazuje na sygnale pozbawionym składowej stałej, gdyż sygnał w takiej postaci pozwala uzyskać pożądany zakres składowych zmienných wynoszący ± 1 . Normalizacja wykonywana jest w każdym kroku przetwarzania. Normalizacja pozwala ograniczyć dynamikę do niewielkiego skończonego przedziału. Dobry zakres wymaga zastosowania zmiennoprzecinkowych typów danych. Do niedawna operacje matematyczne bazujące na wartościach

zmiennoprzecinkowych, mogły być realizowane tylko przy pomocy komputerów klasy PC. Obecne, rozbudowane jednostki obliczeniowe występujące w powszechnie stosowanych procesorach sygnałowych i mikrokontrolerach, pozwalają na sprawne przetwarzanie zmiennoprzecinkowych typów danych [170]. Niestety, normowanie sygnału nie uwzględnia rozkładu wartości próbek pomiarowych występujących w przetwarzanym sygnale. Z tego powodu, w przypadku wystąpienia wartości znacznie różniących się od przeciętnych, nastąpi „ściśnięcie” znacznej liczby próbek pomiarowych w wąskim przedziale. Przykładem wartości odstających w przetwarzanych sygnałach mogą być np. zakłócenia spowodowane ruchem.

W proponowanej metodzie filtracji, w każdym realizowanym przetwarzaniu wykonywana jest para operacji FFT oraz IFFT. Inne zjawisko występujące w filtracji przy pomocy transformacji Fouriera wynika z jej własności. Transformując sygnał o skończonej długości, w rzeczywistości transformowany jest iloczyn sygnału z wartością okna funkcyjnego [169]. Oknem funkcyjnym jest w tym przypadku okno prostokątne o długości bufora $fBuff$. W efekcie czego otrzymywany jest splot transformaty sygnału oraz funkcji okna. Z oknem funkcyjnym bezpośrednio związane jest zjawisko przecieku widma. W przypadku transformowania sygnałów występujących w ograniczonym buforze pamięci których składowe nie zawierają pełnych okresów, następuje przekłamanie widma sygnału. W efekcie wybrane częstotliwości sygnału nie są usuwane w całości, gdyż z uwagi na wspomniane zjawisko, energia tych sygnałów „przecieka” do innych prążków, teoretycznie uznawanych za składowe pożądane. Zatem, bardzo ważny jest dobór długości okna pomiarowego (tutaj buforu $fBuff$). Należy tak dobrać długość okna pomiarowego (sygnału), aby zawierał on całkowite wielokrotności harmonicznych występujących w sygnale, gdyż transformacja Fouriera z góry zakłada spełnienie warunku okresowości sygnału $x(t) = x(t + T)$. W świetle powyższego, wielokrotnie transformując (filtrując) ten sam fragment sygnału, w każdym kroku przetwarzania zostaje on odfiltrowany nieco inaczej. Przecieki energii sygnałów w różnych krokach przetwarzania, będą miały różny wpływ na ten sam fragment sygnału. Ponadto, zastosowanie transformacji FFT w celu filtracji sygnału, ogranicza proponowany algorytm do stosowania stałej długości buforów pamięci. Wraz ze wzrostem długości okna, zwiększa się rozdzielczość częstotliwościowa dyskretnych wartości transformaty. Zatem zmieniają się warunki estymacji sygnałami harmonicznymi.

4.2 Metoda filtracji z użyciem filtrów o skończonej odpowiedzi impulsowej

Druga proponowana metoda filtracji bazuje na zastosowaniu filtrów o skończonej odpowiedzi impulsowej – FIR. Metoda ta implementuje dwa kaskadowo połączone filtry dolnoprzepustowe. Zadaniem pierwszego filtra jest ekstrakcja sygnału wolnozmiennego i składowej stałej. Uzyskany w ten sposób sygnał jest następnie odejmowany od sygnału nieprzetworzonego (RAW), co pozwala uzyskać sygnał pozbawiony dryfu linii bazowej i składowej stałej. Sygnał ten poddawany jest następnie na blok drugiego filtra. Zadaniem drugiego filtra jest usunięcie z sygnału składowych wysokoczęstotliwościowych. Metodę filtracji, bazującą na zastosowaniu filtrów FIR, przedstawiono na rys. 4.4.



Rys. 4.4. Schemat bloku filtracji stosującej filtry o skończonej odpowiedzi impulsowej - FIR

Parametry filtrów występujących w omawianym bloku przetwarzania zaprojektowano z użyciem narzędzia *Filter Designer (fdatool)* wchodzącego w skład pakietu MATLAB [171]. Obydwa filtry zaprojektowano dla stałej częstotliwości próbkowania, która w opisywanym rozwiązaniu wynosiła $F_S = 250$ Hz. Filtry zaprojektowano przy pomocy metody okien czasowych. Jako funkcję okna dla każdego filtra FIR wybrano okno typu *Hamming*. Rząd pierwszego filtra wynosił $N = 600$, natomiast częstotliwość odcięcia wynosiła $F_c = 0,05$ Hz. W przypadku drugiego filtra zastosowano rząd $N = 150$, natomiast częstotliwość odcięcia dla sygnału EKG i PPG odpowiednio: $F_{cEKG} = 45$ Hz i $F_{cPPG} = 20$ Hz. Typ pierwszego filtra FIR oraz wysoki rząd N dobrano w celu uzyskania najlepszej ekstrakcji linii bazowej przy zachowaniu możliwie najmniejszej odpowiedzi impulsowej oraz wynikającego z niej przesunięcia grupowego sygnału. Natomiast typ drugiego filtra FIR oraz wybrane częstotliwości odcięcia dobrano tak, aby uzyskać praktycznie niezmienny kształt sygnałów EKG i PPG. W przypadku sygnału EKG kluczowe było odpowiednie dobranie filtra, aby nie wpływał on na przesunięcie w czasie załamka R. Natomiast w sygnale PPG, dobrana częstotliwość odcięcia pozwala uzyskać sygnał wyjściowy, który możliwie najlepiej pokrywa się z każdym zboczem narastającym występującym w sygnale PPG.

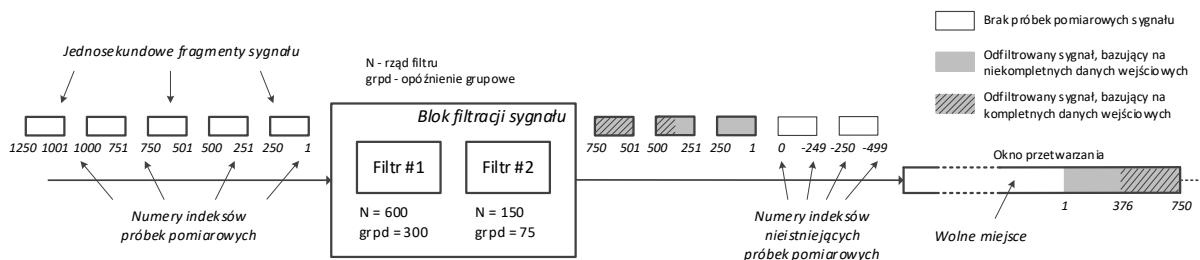
W odróżnieniu od metody bazującej na transformacji Fouriera, metoda ta nie wymaga stosowania wejściowego bufora pamięci (tak jak poprzednio *fBuff*). Dane występujące w jednosekundowych kwantach przekazywane są bezpośrednio na wejście pierwszego filtra cyfrowego oraz pierwszego bloku opóźniającego.

Zaletą stosowania filtrów FIR jest fakt, że filtry te posiadają liniową charakterystykę fazową (w odróżnieniu do filtrów o nieskończonej odpowiedzi impulsowej – IIR). Liniowość charakterystyki fazowej zapewnia stałe opóźnienie grupowe dla wszystkich składowych sygnału. Drugą zaletą filtrów FIR jest brak obecności sprzężenia zwrotnego, co powoduje, że filtry te są zawsze stabilne. Kolejną istotną zaletą filtrów FIR jest możliwość ich stosowania do przetwarzania w czasie rzeczywistym. Filtry FIR mogą występować w strukturze opisywanej przy pomocy równań stanu. Równania stanu pozwalają zachować aktualny stan filtra w dowolnej chwili. Podczas filtracji próbek pomiarowych w czasie rzeczywistym, sygnał do bloku filtracji może docierać sekwencyjnie a liczba próbek pomiarowych w danym kwancie może być zmienna. Filtry o strukturze równań stanu pozwalają kontynuować filtrację w każdej chwili. Zapamiętywany w każdym momencie aktualny stan filtra, pozwala zapobiec każdorazowej „stabilizacji” filtra, spowodowanej koniecznością całkowitego wypełnienia struktury filtra nowymi próbkami pomiarowymi. Zjawisko stabilizacji filtrów występuje tylko jednorazowo – na początku filtracji. Całkowity czas trwania stabilizacji bloku filtracji sygnału bazującego na filtrach FIR, jest sumą wartości rzędów N (odpowiedzi impulsowych) wszystkich połączonych kaskadowo filtrów.

Pewną wadą filtrów FIR jest konieczność stosowania znacznie wyższych rzędów filtrów (w odniesieniu do filtrów IIR) w celu uzyskania określonej charakterystyki częstotliwościowej. Z uwagi na skończoną precyzję reprezentacji liczb stosowanych w systemach cyfrowych, mogą wystąpić pewne zmiany kształtu charakterystyki częstotliwościowej filtra, która spowodowana jest zjawiskiem zaokrąglania liczb określających jego współczynniki. W celu zapobiegnięcia ww. zjawisku filtr wysokiego rzędu dekomponuje się na kaskadowo połączone filtry drugiego rzędu.

Wymagane wysokie rzędy N w przypadku filtrów FIR bezpośrednio przekładają się na wspomniany czas stabilizacji filtra oraz wartość opóźnienia grupowego (*grp_d*). Opóźnienie grupowe powoduje, że sygnał na wyjściu jest „opóźniony” względem sygnału wejściowego. W takim przypadku konieczne jest stosowanie dodatkowego bloku opóźniającego dedykowanego dla toru sygnału nieprzetworzonego, który jest umiejscowiony przed procedurą odejmowania sygnału dryfu linii bazowej od sygnału nieprzetworzonego. Drugi zastosowany filtr również wprowadza pewne opóźnienie. Zatem, sygnał uzyskany na wyjściu *bloku filtracji sygnału* jest opóźniony o sumę opóźnień grupowych obydwu filtrów. Wartość opóźnienia grupowego jest równa połowie rzędu filtra N . Zatem, po upływie czasu wynoszącego połowę wartości sumy rzędów filtrów, uzyskiwany jest sygnał zgodny, co do poprawności numeracji indeksów próbek. W docelowym rozwiązaniu zastosowano filtry o łącznym rzędzie $N_{TOTAL} = 750$ co bezpośrednio przekłada się na wartość opóźnienia grupowego

$grpd = 375$ próbek pomiarowych. Dla przyjętej częstotliwości próbkowania daje to opóźnienie grupowe wynoszące $grpd = 1,5$ s. Zatem, aby zachować zgodność numeracji próbek wejściowych z wyjściowymi, po odfiltrowaniu sygnału usuwane są pierwsze 375 próbek. Dodatkowo, aby zapewnić na wyjściu niniejszego bloku filtracji pełne 1-sekundowe odfiltrowane fragmenty sygnału, konieczne było wprowadzenie drugiego bloku opóźnienia sygnału o wartość $0,5$ s, występującego za drugim filtrem FIR. W wyniku działania omawianego bloku przetwarzania, na wyjściu uzyskiwany jest odfiltrowany sygnał, który jest opóźniony względem sygnału wejściowego o 2 s. Dodatkowo, z uwagi na występujący sumaryczny rząd filtra ($N_{TOTAL} = 750$), dopiero po upływie $3,5$ s od rozpoczęcia pomiaru uzyskiwany jest sygnał bazujący na kompletnych danych wejściowych. Wpływ rzędu filtra N oraz przesunięcia grupowego $grpd$ zostało zobrazowane na rys. 4.5.

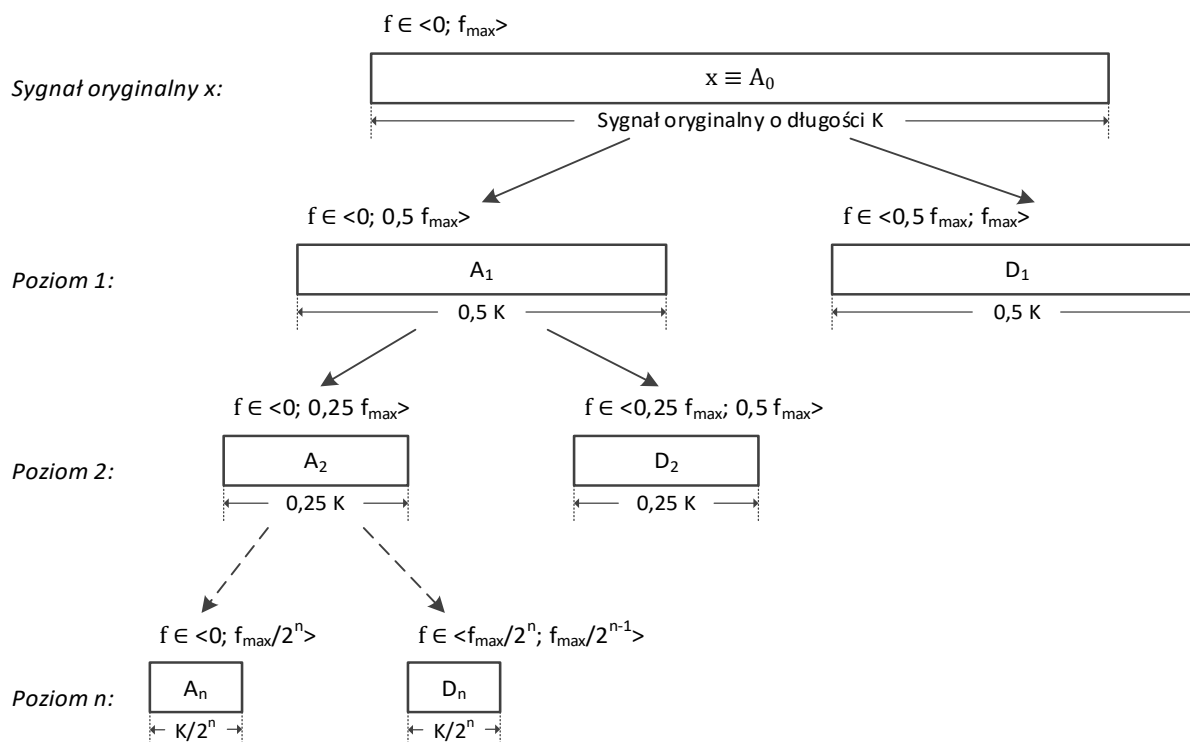


Rys. 4.5. Zjawisko występowania opóźnienia sygnału wprowadzanego przez blok filtracji sygnału

Opóźnienie grupowe ($1,5$ s) oraz dodatkowe opóźnienie programowe ($0,5$ s) w celu zachowania pełnych kwantów danych, wprowadzają łącznie opóźnienie sygnału o wartości 2 s. Pozostaje jeszcze czas odpowiadający długości pozostałych pierwszych 375 odfiltrowanych próbek pomiarowych, które uzyskiwane są na podstawie jeszcze niepełnych danych wejściowych. Uwzględniając, że dane transmitowane są w pełnych kwantach danych, dopiero po upływie 4 kwantu, uzyskiwane są próbki pomiarowe bazujące w pełni na wszystkich wymaganych danych wejściowych. Uwzględniając ten fakt, *okno przetwarzania* zostanie w całości wypełnione poprawnie obliczonymi próbkami pomiarowymi po upływie 14 -tego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*.

4.3 Metoda filtracji z użyciem dyskretnej transformacji falkowej

Inną proponowaną metodą filtracji jest metoda bazująca na dyskretnej transformacji falkowej DWT. Filtracja przy pomocy dyskretnej transformacji falkowej polega na dekompozycji sygnału wejściowego na sygnały zawierające cząstkowe informacje o sygnale wejściowym. Te cząstkowe informacje, które są inne na każdym poziomie dekompozycji, są ściśle związane z rodzajem falki oraz jej aktualną skalą (szerokością) i przesunięciem (aktualna pozycja względem początku sygnału). Z daną falką oraz jej skalą związany jest również określony zakres częstotliwości. Ogólnie można przyjąć, że dokonując jednopoziomowej dekompozycji, uzyskuje się dwa wektory współczynników. Pierwszy zawiera składowe sygnału z zakresu od zera do około połowy częstotliwości, natomiast drugi wektor zawiera składowe sygnału z zakresu od około połowy częstotliwości do częstotliwości maksymalnej występującej w sygnale wejściowym. Zatem pierwszy wektor współczynników określany jest jako wektor współczynników aproksymacji, natomiast drugi wektor określany jest mianem wektora współczynników detalu. Dekompozycja na kolejnym poziomie realizowana jest z wykorzystaniem poprzednio uzyskanego wektora współczynników aproksymacji. Efektem tej dekompozycji jest również uzyskanie dwóch wektorów wyjściowych. Dekompozycja na każdym poziomie bazuje na poprzednio uzyskanym wektorze aproksymacji. Na rys. 4.6 przedstawiono drzewo dekompozycji, obrazujące zasadę dekompozycji sygnału na kolejnych poziomach dekompozycji.



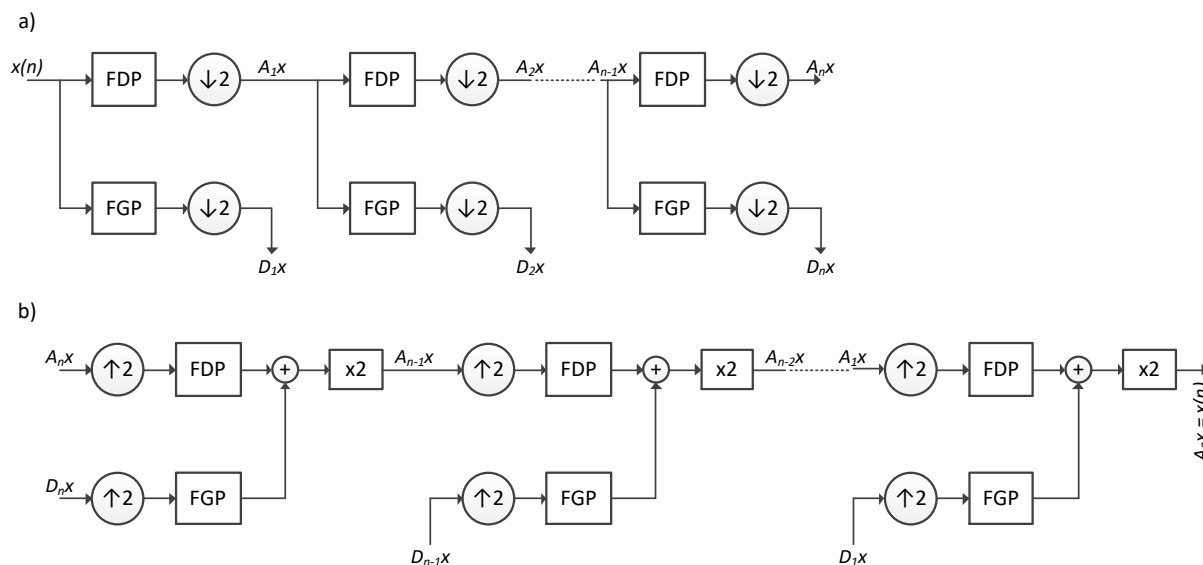
Rys. 4.6. Drzewo dekompozycji falkowej

Na każdym poziomie dekompozycji otrzymuje się wektory wyjściowe o długości stanowiącej połowę długości wektora wejściowego. Zakres częstotliwości sygnału, który przechowuje dany wektor wyjściowy współczynników dekompozycji, jest połową zakresu częstotliwości sygnału wejściowego. Zatem, zakres częstotliwości sygnału aproksymacji na n -tym poziomie dekompozycji jest równy $\langle 0, f_{\max}/2^n \rangle$, natomiast zakres częstotliwości sygnału detalu na n -tym poziomie dekompozycji jest równy $\langle f_{\max}/2^n, f_{\max}/2^{n-1} \rangle$. W praktycznej implementacji podczas dekompozycji stosuje się dwa filtry FIR o charakterystykach odpowiednio: filtru dolnoprzepustowego (FDP) oraz filtru górnoprzepustowego (FGP). Po filtracji sygnał poddawany jest decymacji ze współczynnikiem 2, stąd dwukrotnie mniejsza długość sygnałów wyjściowych. Rekonstrukcja sygnału wymaga uzupełnienia liczby poszczególnych elementów w każdym wektorze wejściowym. Uzupełnienie realizowane jest poprzez wstawienie zer pomiędzy istniejącymi współczynnikami w wektorze współczynników aproksymacji oraz współczynników detalu. Nowopowstałe wektory, poddawane są ponownej filtracji przy użyciu drugiej pary filtrów dolnoprzepustowego oraz górnoprzepustowego. Uzyskane po filtracji wektory danych są sumowane a następnie każda z wartości występująca w wektorze sum jest podwajana. Poprzez wielokrotne powtarzanie procesu dekompozycji oraz rekonstrukcji realizowana jest wielopoziomowa dekompozycja i rekonstrukcja. Wyżej przedstawiony praktyczny algorytm zaproponowany został przez Mallata [172]. Schemat dekompozycji oraz rekonstrukcji Mallata przedstawiono na rys. 4.7.

Stosując wyżej przedstawiony algorytm możliwe jest uzyskanie sygnałów cząstkowych o długości zgodnej z długością sygnału oryginalnego. Dodatkowo, sygnały te zawierają składowe zgodne z danym przedziałem częstotliwości. Możliwe jest zatem stosowanie transformacji falkowej w celu eliminacji zakłóceń. Najbardziej istotnymi zakłóceniami z punktu widzenia proponowanego algorytmu są: składowa stała i składowa wolnozmienna, które powodują odpowiednio przesunięcie i dryf linii bazowej. Częstotliwość tych sygnałów zwykle nie przekracza 1 Hz.

W celu uzyskania sygnału zawierającego tak niskie składowe częstotliwościowe, konieczne jest przeprowadzenie dekompozycji na relatywnie dużym poziomie. Przeprowadzając teoretyczną analizę, w celu ograniczenia sygnału aproksymacji do zakresu od 0 do około 1 Hz, przy częstotliwości próbkowania $FS = 250$ Hz, konieczne jest wykonanie dekompozycji do minimum 7 poziomu. Sygnał

pozbawiony tak niskiego zakresu częstotliwości może być uzyskany na podstawie sumy wszystkich sygnałów zawierających detale, tj. sygnałów od D_1 do D_7 .



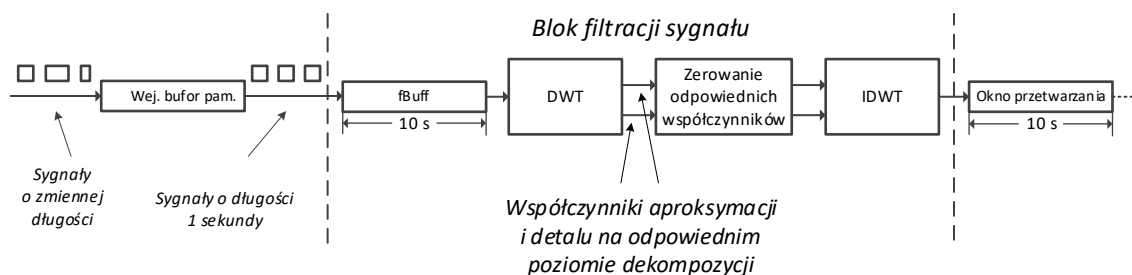
Rys. 4.7. Schemat dekompozycji (a) oraz rekonstrukcji (b) falkowej zaproponowany przez Mallata

Dryf linii bazowej w sygnałach EKG i PPG jest sygnałem niestacjonarnym. Jego charakter zmian zależy od wielu czynników i również może się różnić pomiędzy badanymi osobami. Dodatkowo, w zależności od zastosowanych falek, odpowiadające im filtry są różne. Dlatego przeprowadzono badanie mające na celu znalezienie takiego poziomu dekompozycji oraz takiej falki, dla których uzyskany zostanie akceptowalny sygnał pozbawiony dryfu linii bazowej. Jako akceptowalny sygnał uznaje się taki, przy którym uzyskuje się najmniejszą fluktuację dolnej i górnej obwiedni sygnału odfiltrowanego. Podczas badania zwrócono również uwagę na płynny charakter zmian składowej wolnozmiennnej, możliwie najbardziej zbliżony do dryfu linii bazowej. Dodatkowym kryterium wyboru odpowiedniego typu falki było poszukiwanie takiej, dla której odpowiadające filtry falkowe charakteryzują się najmniejszą możliwą długością odpowiedzi impulsowej. Jako podstawę do poszukiwań odpowiedniej falki wybrano rodzinę falek *Daubechies* [173], gdzie falki tego typu są powszechnie stosowane w filtracji [103]. W trakcie badania filtracji falkowej przeanalizowano 100 odcinków 5-cio minutowych sygnałów PPG zarejestrowanych z rąk, oraz 115 odcinków, również 5-cio minutowych, uzyskanych z nóg. Sygnały te pozyskano od 70 ochotników w wieku od 18 do 73 lat. Na podstawie przeprowadzonej oceny wzrokowej zaobserwowano, że akceptowalne wyniki redukcji linii bazowej występują dla falek *db4* i *db5*. W przypadku falki *db5* spośród łącznej liczby 215 sygnałów wyznaczono 9 sygnałów, gdzie akceptowalne wyniki występowały już na poziomie dekompozycji równej 7, 185 sygnałów dla poziomu 8 oraz 21 sygnałów dla poziomu 9. Stosując falkę *db4* uzyskiwany był praktycznie taki sam rezultat jak dla falki poprzedniej lecz z nieznacznie mniej „gładkimi” obwiedniami sygnałów odfiltrowanych. Zaobserwowano również, że stosując zbyt duży poziom dekompozycji, uzyskany sygnał wolnozmienny może charakteryzować się zbyt niską podatnością na zmiany trendu analizowanego sygnału, co w efekcie spowoduje, że dryf nie zostanie poprawnie odfiltrowany. Dodatkowo, uzyskany sygnał wolnozmienny w dużej mierze zależy od aktualnej wartości tętna sygnału PPG. Biorąc pod uwagę powyższe obserwacje, w celu usunięcia dryfu linii bazowej oraz składowej stałej podczas filtracji zdecydowano się na wybór falki *db4*. Natomiast jako poziom dekompozycji przyjęto poziom 8.

Transformacja falkowa przystosowana jest do przetwarzania sygnałów już zarejestrowanych (offline) i wymaga posiadania określonej liczby próbek pomiarowych. Podczas dekompozycji sygnału, obok filtracji realizowana jest również jego decymacja. Jak wykazano poprzednio, w celu uzyskania sygnału pozbawionego choćby dryfu linii bazowej z sygnału PPG wymagane jest przeprowadzenie 8 poziomowej dekompozycji. Zatem konieczne jest dostarczenie na wejście relatywnie długiego

sygnału, aby po przejściu tego sygnału przez 8 sekcji filtracji i decymacji, na każdym wyjściu danej sekcji uzyskać liczbę próbek, większą od długości filtra, tj. długości odpowiedzi impulsowej.

W celu zachowania wymogu pierwotnego posiadania określonej porcji danych, otrzymywane 1-sekundowe fragmenty zarejestrowanego sygnału, magazynowane są w buforze pamięci o długości 10 s (fBuff). Bufor ten w każdym momencie czasu przechowuje ostatnie 10 s zarejestrowanego sygnału. Następnie, dane występujące w tym buforze pamięci poddawane są dekompozycji falkowej. W wyniku dekompozycji otrzymywane są wartości współczynników na każdym poziomie dekompozycji. Z uwagi na fakt, że informacje o składowej stałej oraz niepożądanych składowych wolnozmiennych występują w najwyższym poziomie wektora współczynników aproksymacji to składniki tego wektora są zerowane. Wektory współczynników detalu i aproksymacji są następnie poddawane procesowi przetwarzania przy pomocy odwrotnej transformacji falkowej (IDWT). Proces filtracji przy pomocy transformacji falkowej przedstawiono na rys. 4.8.



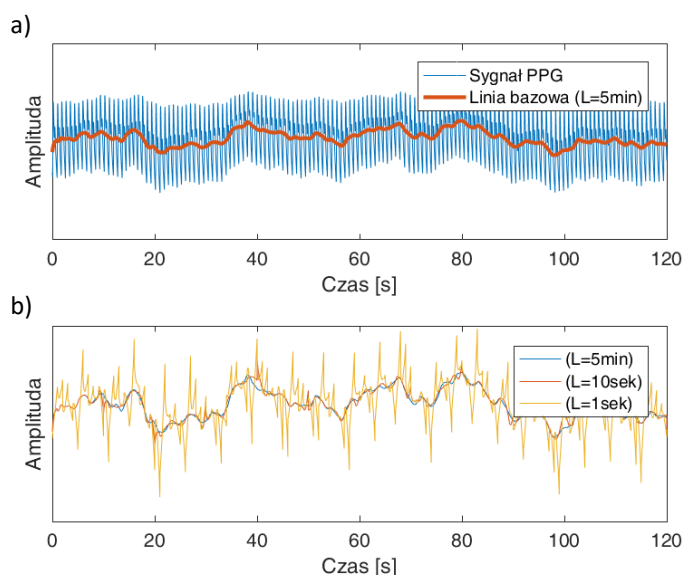
Rys. 4.8. Schemat blokowy bloku filtracji stosującego transformację falkową

W wyniku tej filtracji w oknie przetwarzania powinien występować sygnał pozbawiony składowej stałej i dryfu linii bazowej. Niestety, sygnał ten zawiera dodatkowe błędne składowe, które powstały w wyniku tak dużej liczby poziomów dekompozycji w odniesieniu do długości danych wejściowych. W każdym bloku dekompozycji występuje filtr FIR. Filtr ten posiada swoją długość, która definiowana jest przy pomocy długości odpowiedzi impulsowej. Przetwarzany sygnał na początku i końcu charakteryzuje się dużą nieciągłością, gdyż występuje on w prostokątnym oknie funkcyjnym. Filtrując ten sygnał dowolnym filtrem obserwowane jest zjawisko stabilizacji filtra, które spowodowane jest wypełnianiem się wszystkich wewnętrznych współczynników w trakcie filtracji. Efekt stabilizacji filtra występuje na początku odfiltrowanego sygnału. Odfiltrowany sygnał, który bezpośrednio trafia na blok decymacji również i na końcu charakteryzuje się niepoprawnymi danymi wynikającymi z faktu, że ostatnie próbki wyjściowe bazują już na niekompletnych danych wejściowych (gdyż nie istnieją próbki sygnału, których indeksy są większe od ostatniej rzeczywistej próbki pomiarowej).

W celu zapobiegnięcia temu zjawisku, powszechnie stosuje się wprowadzenie na początku i na końcu sygnału poddawanego filtracji (w każdym poziomie dekompozycji), dodatkowych fragmentów sygnału. Fragmenty te stanowią odwrócony pod względem czasu sygnał o długości stanowiącej długość filtra, pomniejszoną o 1. Dzięki temu, w sposób znaczący zredukowany jest wpływ nieciągłości sygnału. Niestety, niekorzystny wpływ nieciągłości sygnału nie jest zredukowany do zera, gdyż nie znany jest rzeczywisty przebieg sygnału który występowałby przed i po sygnale poddawanym dekompozycji. Występujące dodatkowe dane ułożone w ww. sposób są tylko pewną estymacją możliwego sygnału. Zatem, w każdym realizowanym poziomie dekompozycji, stosowanie dodatkowego przybliżenia próbek sygnału występujących przed i po sygnale poddawanym filtracji wprowadza pewien błąd, gdyż przybliżenie to nie jest sygnałem rzeczywistym. Sygnał po filtracji w danym bloku dekompozycji, a następnie poddany decymacji, zawiera z obydwu stron niewielkie błędy wynikające z zastosowania przybliżenia próbek sygnału, które mogą występować zarówno przed i po analizowanym sygnale.

Przeprowadzono badanie polegające na ocenie wpływu długości sygnału wejściowego, poddanego na wejście „filtra” implementującego transformację DWT, na jakość uzyskiwanego sygnału dryfu linii

bazowej. Analizowanym sygnałem wejściowym był sygnał PPG o długości 5 minut. Częstotliwość próbkowania tego sygnału wynosiła $FS = 250$ Hz, co daje wektor wejściowy o długości 75000 próbek pomiarowych. W badaniu tym wykonano trzy testy. Testy różniły się długością pojedynczego fragmentu wektora wejściowego (L). W pierwszym teście filtracji poddano 1 fragment o długości $L = 5$ minut. W drugim teście filtracji poddano 30 fragmentów o długości $L = 10$ s., natomiast w trzecim teście filtracji poddano 300 fragmentów o długości $L = 1$ s. Długości te odpowiadają odpowiednio: długości całego analizowanego fragmentu sygnału PPG, długości bufora wejściowego ($fBuff$) i *okna przetwarzania* oraz długości pojedynczego kwantu danych, który do tych buforów jest przesyłany w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Odfiltrowane fragmenty, zawierające dryf linii bazowej w ramach danego testu, zostały przesłane z zachowaniem odpowiedniej kolejności do wspólnego wektora danych, tak aby dla każdego testu dostępny był pojedynczy 5-minutowy wektor wyjściowy. W każdym z testów zastosowano falkę *db4*. Natomiast do ekstrakcji dryfu linii bazowej wykorzystano współczynniki aproksymacji na poziomie 8 dekompozycji. Na rys. 4.9a przedstawiono pierwsze dwie minuty przebiegu sygnału PPG z naniesionym dryfem linii bazowej, który został uzyskany w pierwszym teście, gdzie sygnałem wejściowym był 1 fragment sygnału PPG o długości $L = 5$ minut. Natomiast na rys. 4.9b przedstawiono dwie pierwsze minuty uzyskanego dryfu linii bazowej dla trzech testów, gdzie długość pojedynczego fragmentu sygnału wejściowego L wynosiła odpowiednio: 5 minut, 10 s oraz 1 s.



Rys. 4.9. Sygnał PPG z naniesionym dryfem linii bazowej, uzyskany w wyniku filtracji pojedynczego bloku danych o rozmiarze $L = 5$ min (a); Dryfy linii bazowej uzyskane w wyniku filtracji DWT, dla pojedynczych bloków danych o różnym rozmiarze (b)

Stosując dekompozycję falkową do filtracji sygnałów, dla relatywnie długiego pojedynczego wektora danych w odniesieniu do liczby poziomów dekompozycji, możliwe jest uzyskanie poprawnego dryfu linii bazowej (rys. 4.9a – przebieg $L = 5$ min, rys.4.9b – przebieg $L = 5$ min). W przypadku gdy rozmiar pojedynczego bloku danych wejściowych jest niewystarczający do wymaganego poziomu dekompozycji, uzyskiwany jest sygnał zawierający niewielkie zniekształcenia i nieciągłości (rys. 4.9b – przebieg $L = 10$ sek), lub sygnał zawierający znaczące zniekształcenia i nieciągłości (rys. 4.9b – przebieg $L = 1$ sek).

Dokonując 8-poziomowej dekompozycji, która ma na celu uzyskanie składowych sygnału definiujących dryf linii bazowej, współczynniki aproksymacji na tym poziomie są o długości $K/2^n$, gdzie K to liczba danych wejściowych, co stanowi ok. 0,39 % długości danych wejściowych. Zatem dla sygnału, w którym jednorazowy kwant danych wynosi 75000 próbek sygnału, uzyskany wektor współczynników aproksymacji ma długość ok. 293. W przypadku pozostałych testów w których

pojedynczy kwant danych jest o długości 2500 próbek (10 s) lub 250 próbek (1 s) to teoretyczna długość wektora współczynników aproksymacji na wymaganym poziomie wynosi odpowiednio: 10 i 1 wartość. Biorąc pod uwagę, że z falką *db4* skojarzony jest filtr o długości 8, to dla tak niewielkich sygnałów wejściowych uzyskiwane są błędne wartości współczynników w najniższych etapach dekompozycji oraz rekonstrukcji transformacji falkowej.

Zatem, fragmenty sygnału o długości 1 s nie mogą być stosowane do ekstrakcji sygnału pozbawionego dryfu linii bazowej, natomiast fragmenty sygnału o długości 10 s wprowadzają znaczące zniekształcenia i nieciągłości, które mogą negatywnie wpłynąć na poprawność działania całego algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna.

4.4 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale przedstawiono trzy powszechnie stosowane metody filtracji sygnałów EKG i PPG. Pierwsza wykorzystuje szybką transformację Fouriera – FFT. Druga implementuje filtry o skończonej odpowiedzi impulsowej – FIR, natomiast trzecia bazuje na szybkiej transformacji falkowej – DWT.

Uwzględniając przedstawione w zarysie rozważania teoretyczne oraz wyniki przeprowadzonych eksperymentów, aby zapewnić możliwie najlepszą filtrację w trybie online, konieczne jest wybranie metody filtracji bazującej na filtrach cyfrowych FIR. W przypadku pozostałych metod filtracji, dla tak niewielkich fragmentów filtrowanych sygnałów, bloki filtracji wprowadzają dodatkowe niepożądane składowe sygnału, które mogą negatywnie wpłynąć na jakość działania dalszych procedur przetwarzania. Jak już wcześniej przedstawiono, wadą stosowania filtrów FIR w bloku filtracji jest wprowadzane przez filtry opóźnienie grupowe, które składa się na całe opóźnienie bloku filtracji wynoszące 2 s. Dodatkowo od momentu rozpoczęcia rejestracji i przetwarzania sygnału, dopiero po upływie 3,5 s uzyskiwany jest poprawny sygnał EKG i PPG, otrzymany na podstawie wszystkich wymaganych przez filtry FIR próbek pomiarowych.

5

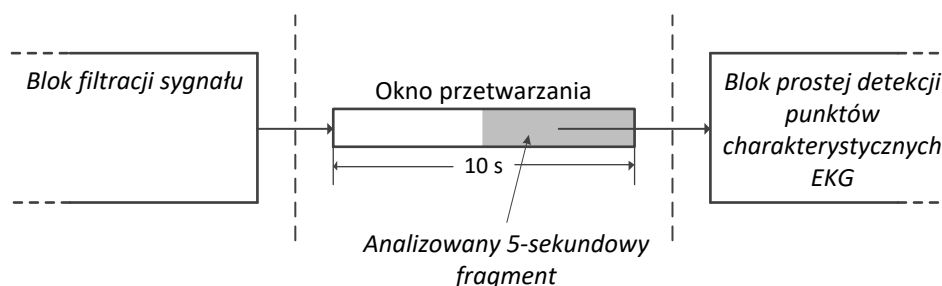
PODSTAWOWY ALGORYTM DETEKЦИИ PUNKTÓW CHARAKTERYSTYCZNYCH SYGNAŁÓW EKG I PPG

Detekcja punktów charakterystycznych w sygnałach EKG i PPG, realizowana jest na podstawie odfiltrowanych sygnałów występujących w dedykowanych buforach pamięci – *oknach przetwarzania*. Jak wcześniej opisano, okna te są buforami FIFO przechowującymi ostatnie 10 s odfiltrowanego sygnału EKG lub PPG. W przypadku sygnałów niezakłóconych, w których liczba niepożądanych składowych oraz artefaktów np. spowodowanych ruchem jest stosunkowo niewielka, możliwe jest przeprowadzenie detekcji punktów charakterystycznych przy pomocy nieskomplikowanych metod i algorytmów przetwarzania. Niniejszy rozdział dotyczy procedur przetwarzania, realizujących podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych. Algorytm ten umożliwi prawidłową detekcję poszukiwanych punktów w sygnałach EKG i PPG w przypadku, gdy analizowany sygnał nie będzie zawierał licznych zakłóceń lub artefaktów. Dodatkowo, algorytm ten stosuje procedury

przetwarzania, które mogą być z łatwością implementowane w systemach o relatywnie niskiej mocy obliczeniowej oraz niewielkiej ilości dostępnej pamięci operacyjnej.

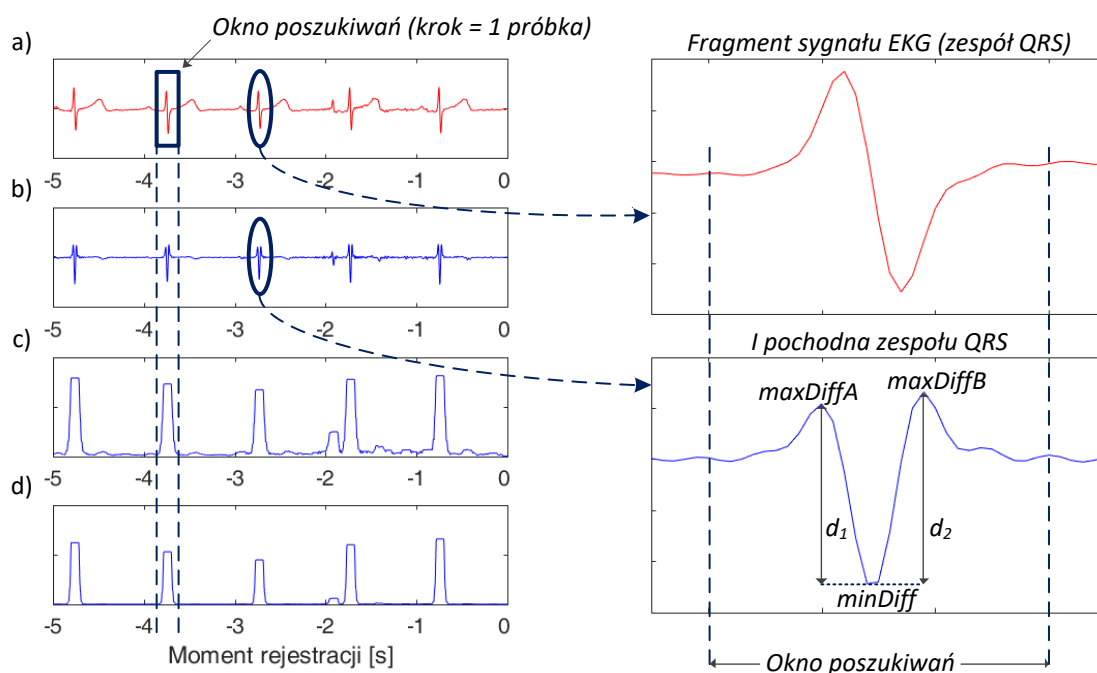
5.1 Podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG, bazujący na poszukiwaniu zespołu QRS w ograniczonym zakresie

Sygnał EKG w obszarze zespołu QRS charakteryzuje się występowaniem gwałtownych zmian wartości amplitudy. Zespół ten zawiera zbocza, charakteryzujące się dużą stromością. Dlatego fakt ten wykorzystano w opracowanym podstawowym algorytmie detekcji lokalizacji punktów charakterystycznych sygnału EKG. Pomimo, że *okno przetwarzania* zawiera ostatnie 10 s odfiltrowanego sygnału, to do wyznaczenia lokalizacji punktów charakterystycznych pobieranych jest tylko ostatnie 5 s sygnału, czyli sygnał występujący w zakresie v (rys. 5.1). Pobranie tylko 5 s sygnału, pozwala zachować kompromis pomiędzy relatywnie szybką odpowiedzią algorytmu detekcji (po 5 s uzyskiwany jest wynik) oraz minimalną nadmiarowością przetwarzania (spowodowaną wielokrotnie analizowanymi tymi samymi fragmentami sygnału) a całkowitą ilością danych, która jest wymagana do poprawnej detekcji wszystkich punktów charakterystycznych.



Rys. 5.1. Sposób transmisji danych do bloku implementującego podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG

Wybrany, 5-sekundowy fragment odfiltrowanego sygnału EKG, na wstępie poddawany jest procedurze wyznaczania pierwszej pochodnej. Procedura ta pozwala wykryć szybkie zmiany amplitudy sygnału. Długość zespołu QRS, dla przeciętnego człowieka może wynosić od 0,04 do 0,12 s [76]. Uwzględniając te wartości, formułuje się zakres czasu, umownie nazwany *oknem poszukiwań zespołu QRS*. Jako długość tego okna przyjęto wartość 0,12 s, gdyż wartość ta pozwala objąć swym zakresem cały zespół QRS. Dla przyjętej częstotliwości próbkowania $FS = 250$ Hz długość *okna poszukiwań zespołu QRS* wynosi 30 próbek. W momencie objęcia przez *okno poszukiwań* całego zespołu QRS, pozostałe załamki, takie jak: P, T, U występują poza oknem. Procedurę detekcji lokalizacji zespołu QRS oraz wyniki występujące w poszczególnych etapach przetwarzania przedstawiono na rys. 5.2. W momencie wyzwolenia 1-sekundowego cyklu przetwarzania, *okno poszukiwań* przesuwane jest wzdłuż całego analizowanego sygnału (o długości 5 s) z krokiem przesunięcia wynoszącym 1 próbkę pomiarową. Po każdorazowym przesunięciu *okna poszukiwań*, w oknie tym wyznaczana jest aktualna wartość minimalna I pochodnej ($minDiff$). Jeżeli okno w danym kroku przesunięcia zawierać będzie cały zespół QRS, to aktualna wartość $minDiff$ odpowiadać będzie zboczu opadającemu sygnału EKG (przy załamku S). Lokalizacja wartości $minDiff$ w oknie poszukiwań, dzieli umownie to okno na dwie części: część $a \in \langle \text{początek okna poszukiwań}; minDiff \rangle$ oraz $b \in \langle minDiff; \text{koniec okna poszukiwań} \rangle$. Zarówno w części a , jak i części b w tym przypadku występować będą wartości maksymalne pierwszej pochodnej ($maxDiffA$, $maxDiffB$). Jeżeli *okno poszukiwań* będzie zawierało cały zespół QRS to wartości $maxDiffA$ i $maxDiffB$ odpowiadać będą pierwszemu zboczu narastającemu (przy załamku R) oraz drugiemu zboczu narastającemu, występującemu po załamku S. Dla każdego przesunięcia *okna poszukiwań*, lokalizacje wystąpienia wartości $maxDiffA$ i $maxDiffB$ są również zapamiętywane.



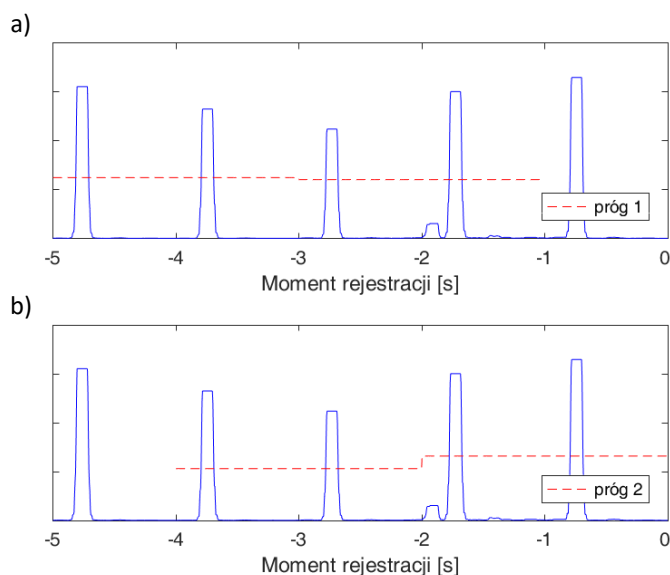
Rys. 5.2. Procedura detekcji zespołu QRS. Sygnał EKG (a); I pochodna analizowanego sygnału (b); suma wartości d_1 i d_2 (c); potęga sumy wartości d_1 i d_2 (d)

W dalszej części przetwarzania wyznaczane są odległości d_1 i d_2 , które są różnicą pomiędzy odpowiednią wartością maksymalną I pochodnej, a wartością minimalną I pochodnej. W szczególności: $d_1 = \text{maxDiffA} - \text{minDiff}$ oraz $d_2 = \text{maxDiffB} - \text{minDiff}$. Wyznaczone wartości: d_1 i d_2 są następnie sumowane. Poszukiwanie wartości maksymalnych i minimalnych I pochodnej, a następnie wyznaczenie sumy różnic, pozwala zwiększyć dokładność poprawnej detekcji zakresu w którym występuje załamek R, nawet w przypadku dużej amplitudy oraz stromości załamka T (która często może przekraczać amplitudę załamka R). Dodatkowo, w celu zwiększenia dystansu pomiędzy wartościami niosącymi istotne informacje od wartości uznawanych jako bezwartościowe, stosuje się potęgowanie każdej wartości wyznaczonego przebiegu będącego sumą wartości d_1 i d_2 w każdym przesunięciu okna poszukiwań. Jako istotne informacje rozumie się lokalizacje w czasie, gdy okno poszukiwań obejmuje swym zakresem cały zespół QRS. Odpowiada to lokalnym maksimum występującym w przebiegach uzyskanych na podstawie sumy d_1 i d_2 . Jeżeli okno poszukiwań zawierać będzie cały zespół QRS to suma oraz kwadrat sumy wartości d_1 i d_2 będą znacznie większe niż gdy zespół QRS będzie częściowo lub całkowicie poza oknem poszukiwań.

Ponieważ amplituda zespołu QRS dla każdej badanej osoby, a nawet w trakcie pojedynczego badania może znacząco ulegać zmianie, to wartość lokalnych maksimum występujących w przebiegu kwadratu sumy d_1 i d_2 , może się również dynamicznie zmieniać. W celu lepszej separacji tych lokalnych maksimum od tych, które nie niosą informacji użytecznych, formowany jest dynamiczny próg separujący te lokalne maksima. Wartości poniżej dynamicznego progu są zerowane, co pozwala pozostawić tylko istotne lokalne maksima. Dynamiczny próg składa się z odcinków o stałej długości, która w omawianej procedurze wynosi 2 s. Ponieważ długość jednorazowo analizowanego przebiegu wynosi 5 s, to próg ten składać się będzie tylko z 2 pełnych odcinków. W każdym odcinku wyznaczana jest wartość maksymalna, a 40 % tej wartości (względem 0) stanowi wartość progu dla danego odcinka. Podział analizowanego przebiegu funkcji (kwadrat sumy d_1 i d_2) na odcinki, pozwala zmniejszyć błąd doboru progu w przypadku wystąpienia lokalnego maksimum, którego amplituda jest o znacznie wyższym poziomie w odniesieniu do pozostałych istotnych maksimum lokalnych.

W niniejszym podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych, wyznaczony dynamiczny próg obejmuje swym zakresem dokładnie 80 % analizowanego przebiegu. Dlatego w celu

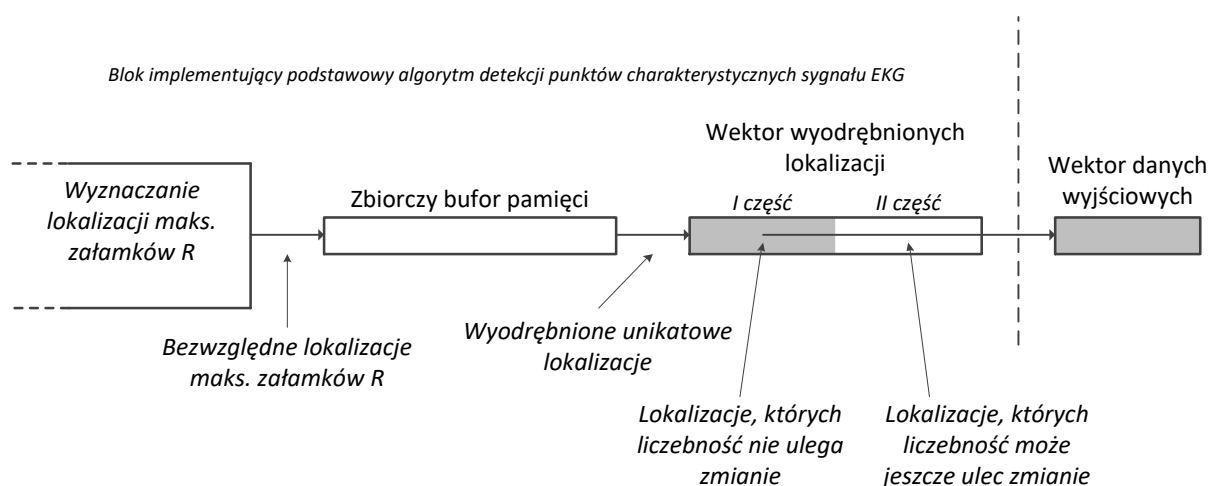
zwiększenia poprawności detekcji lokalnych maksimum oraz objęcia pozostałych 20 % przebiegu, wyznaczany jest drugi dynamiczny próg, który jest przesunięty względem pierwszego o długość wynoszącą dokładnie 1 s. Na rys. 5.3 przedstawiono przykładowy przebieg kwadratu sumy d_1 i d_2 z zaznaczonymi dwoma dynamicznymi progami.



Rys. 5.3. Kwadrat sumy wartości d_1 i d_2 z zaznaczonym progiem 1 (a) i progiem 2 (b)

Dysponując dwoma dynamicznymi progami, poszukiwanie lokalizacji zespołów QRS odbywa się dwuetapowo. W pierwszym etapie analizowany jest przebieg objęty pierwszym dynamicznym progiem, natomiast w drugim etapie analizowany jest przebieg objęty drugim dynamicznym progiem. Wszystkie wyznaczone lokalizacje zespołu QRS występujące w zakresie v , które wyznaczono na podstawie dwóch dynamicznych progów, są zbierane do wspólnego wektora danych. Ze wspólnego wektora danych wyodrębniane są tylko wartości unikalne (tzn. wybrane bez powtórzeń). Na podstawie unikalnych lokalizacji występowania zespołów QRS, oraz zapamiętanych wcześniej lokalizacji punktów $maxDiffA$ oraz $maxDiffB$, możliwe jest wyznaczenie zakresów, gdzie powinna znajdować się wartość maksymalna załamka R. Dokładne określenie lokalizacji załamka R realizowane jest poprzez wyznaczenie wartości maksymalnej w zakresie ograniczonym przez lokalizacje występowania wartości $maxDiffA$ i $maxDiffB$, które są skojarzone z wysokimi wartościami kwadratu sumy liczb d_1 i d_2 [174, 175]. Zaproponowany algorytm detekcji zespołu QRS jest odrębną i znacznie rozszerzoną implementacją algorytmu przedstawionego w [42].

W wyniku działania tej części algorytmu, uzyskiwany jest wektor lokalizacji maksimum załamka R, dla zakresu wartości v czyli aktualnie przetwarzanego 5-sekundowego sygnału EKG. Dysponując całkowitą liczbą próbek sygnału, która występuje poza *oknem przetwarzania* (zmienna $windowOffset$) oraz aktualnie przetwarzanym 5-sekundowym sygnałem, możliwe jest wyznaczenie bezwzględnych wartości lokalizacji. Ponieważ cały 1-sekundowy cykl przetwarzania, wyzwalany jest co 1 s, a długość analizowanego sygnału wejściowego w omawianym algorytmie wynosi 5 s, to te same fragmenty sygnału wejściowego są w ten sam sposób 5-krotnie przetwarzane. Zatem 5 razy wyznaczone są bezwzględne lokalizacje dla tego samego fragmentu sygnału EKG. Lokalizacje te są następnie zapisywane do zbiorczego bufora pamięci, z którego każdorazowo wyodrębniane są wartości unikalne, tj. wybrane bez powtórzeń (rys. 5.4).



Rys. 5.4. Przepływ danych w części wyjściowej bloku implementującego podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG

Zasadniczą cechą zbiorczego bufora pamięci jest to, że umożliwia on przechowywanie wszystkich lokalizacji bezwzględnych, które dotyczą ostatnich 10 s odfiltrowanego sygnału, czyli sygnału zwartego w całym *oknie przetwarzania*. Po wyodrębnieniu unikalnych wartości, uzyskiwany jest wektor wyodrębnionych lokalizacji, który zawiera w pierwszej części lokalizacje zawarte w zakresie v_2 , czyli sygnału występującego poza zakresem aktualnie przetwarzanego sygnału. Lokalizacje bezwzględne występujące w zakresie v_2 (I część wektora wyodrębnionych lokalizacji), można uznać za lokalizacje o niezmiennej już liczbie wartości. Nowe lokalizacje, które odebrane zostaną w kolejnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* nie wpłyną na liczbę oraz wartości lokalizacji występujących w zakresie v_2 . Zatem dla zakresu wartości v_2 , oraz zakresów które zawierają lokalizacje starsze od tego zakresu (w tym v_3), raz wyznaczone lokalizacje punktów charakterystycznych są ostateczne. Kolejne *1-sekundowe cykle przetwarzania* nie mają już wpływu na wykrywanie nowych punktów charakterystycznych w zakresach wartości v_2 (i starszych), gdyż analizowany sygnał wejściowy jest z zakresu wartości v . Z kolei druga część wektora wyodrębnionych lokalizacji dotyczy sygnału zawartego w *oknie przetwarzania*, który występuje w zakresie v (ostatnie 5 s sygnału), czyli sygnału, który jest aktualnie analizowany. Liczba wartości występująca w drugiej części wektora wyodrębnionych lokalizacji może się zwiększać, z uwagi na możliwość wykrycia w następnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* nowych punktów charakterystycznych, które nie zostały wcześniej wykryte. Zatem liczba lokalizacji występujących w zakresie v dla danego *1-sekundowego cyklu przetwarzania* może być niepełna, a kolejne lokalizacje mogą zostać wykryte w następnym *1-sekundowym cyklu*. Jednak w praktycznie każdym niezakłóconym sygnale EKG, dla każdego *1-sekundowego cyklu przetwarzania* praktycznie wszystkie punkty charakterystyczne są wykrywane.

Danymi wyjściowymi podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG, jest wektor bezwzględnych lokalizacji wartości maksymalnej załamków R, który jest pierwszą częścią *wektora wyodrębnionych lokalizacji*. Zatem, dane wyjściowe zawierają bezwzględne lokalizacje maksimum załamka R, które dotyczą sygnału zawartego w zakresie v_2 . Lokalizacje bezwzględne, które być może nie zostały w ramach danego *1-sekundowego cyklu przetwarzania* w całości odnalezione i występują w zakresie wartości v (II części *wektora wyodrębnionych lokalizacji*), są również dostępne dla kolejnych procedur przetwarzania, takich jak np. procedury zawarte w *algorytmie oceny jakości sygnałów*, które zostaną opisane w dalszej części rozprawy.

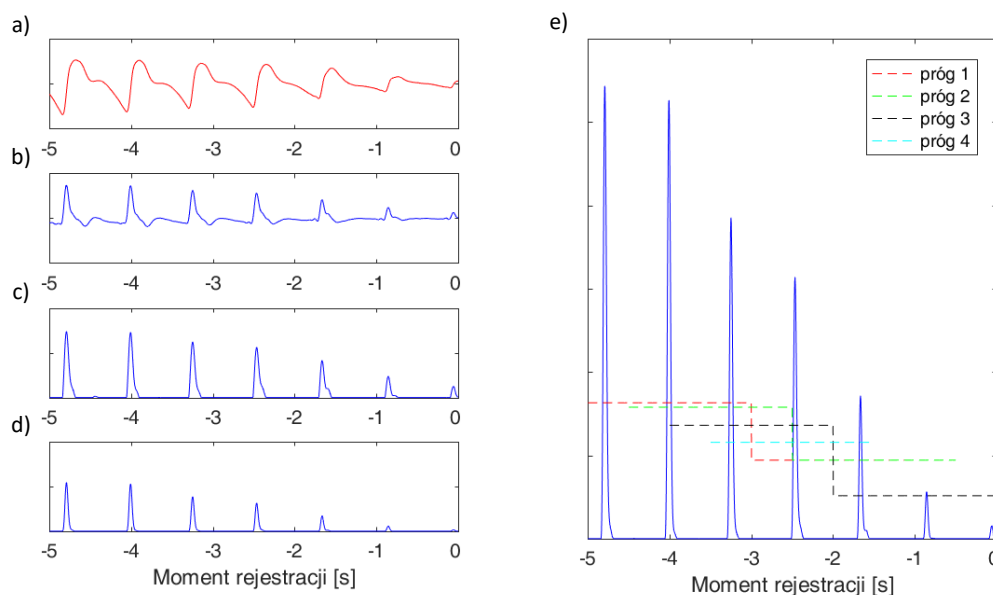
Przedstawiony podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG pozwala bardzo dokładnie wskazać bezwzględne lokalizacje maksimum załamka R. Dokładność detekcji jest niemal 100 % w przypadku sygnałów niezakłóconych. Zaletą proponowanego algorytmu jest możliwość poprawnej detekcji maksimum załamka R w sygnałach, gdzie występuje załamek T o amplitudzie znacznie większej od amplitudy załamka R.

5.2 Podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG, bazujący na funkcji I i II pochodnej

Sygnał PPG, przed wystąpieniem największego lokalnego maksimum (punktu *Systolic*), charakteryzuje się występowaniem bardzo dużej stromości zbocza narastającego. Moment największej stromości (maksimum I pochodnej) jest jednym z wielu powszechnie stosowanych punktów charakterystycznych w przetwarzaniu sygnału PPG. Lokalizacje występowania maksimum I oraz II pochodnej wybrano jako punkty charakterystyczne, stosowane w omawianym podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG.

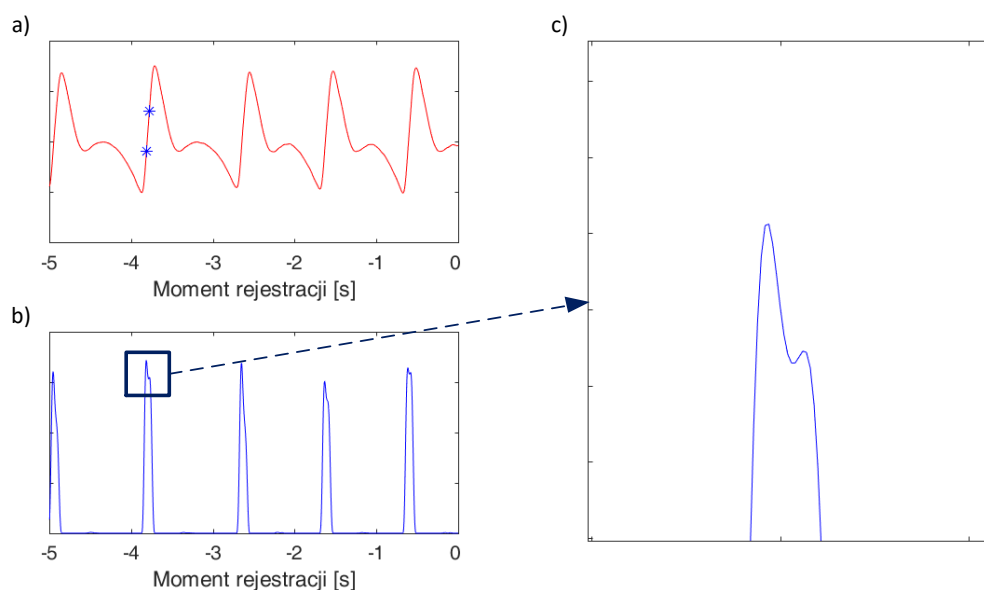
Podobnie jak w poprzednio przedstawionym algorytmie (dotyczącym sygnału EKG), na wejście podawane jest ostatnie 5 s odfiltrowanego sygnału PPG, występującego w dedykowanym *oknie przetwarzania* (zakres v). Dobrana długość analizowanego sygnału PPG, również stanowi kompromis pomiędzy dokładnością detekcji poszukiwanych punktów charakterystycznych a czasem po którym uzyskiwany jest wynik. W pierwszym etapie przetwarzania, odfiltrowany 5-sekundowy sygnał PPG poddawany jest procedurze wyznaczania wartości I pochodnej. Ponieważ istotnymi zboczami sygnału PPG są poprzedzające punkty *Systolic* zbocza narastające, to wartości ujemne uzyskiwanego przebiegu funkcji I pochodnej są zerowane. W celu zwiększenia dystansu pomiędzy poszukiwanymi lokalnymi maksimumami, a wartościami nie niosącymi informacji użytecznych, przebieg ten dodatkowo podnoszony jest do kwadratu. Ponieważ sygnał PPG charakteryzuje się bardzo dużą wrażliwością na zakłócenia, to uzyskany na jego podstawie przebieg funkcji I pochodnej oraz przebieg podniesiony do kwadratu jest również podatny na wspomniane zakłócenia. Dlatego i w tym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych, stosowany jest dynamiczny próg. Wartości poniżej tego progu są zerowane. Wysokość dynamicznego progu wynosi 30 % aktualnej wartości maksymalnej, która obliczana jest względem zera. Z kolei długość dynamicznego progu jest pełną wielokrotnością 2-sekundowego odcinka. Ponieważ w danym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, analizowany jest 5-sekundowy, wrażliwy na zakłócenia sygnał PPG, konieczne jest utworzenie wielu dynamicznych progów. W tym przypadku każdorazowo tworzone są 4 dynamiczne progi, które są przesunięte względem siebie w czasie o wartość 0,5 s. Stosowanie wielu dynamicznych progów umożliwia całkowite pokrycie analizowanego sygnału, które ma na celu zwiększenie skuteczności detekcji poszukiwanych lokalnych maksimumów funkcji I pochodnej, nawet wtedy, gdy w sygnale wystąpią znaczące zmiany amplitudy sygnału dla poszczególnych ewolucji serca. W przypadku stosowania np. tylko jednego dynamicznego progu, znaczące zmiany amplitudy mogłyby niekorzystnie podnieść wartość tego progu, powodując „zakrycie” innych istotnych lokalnych maksimumów. Na rys. 5.5a przedstawiono postać przykładowego, 5-sekundowego malejącego sygnału PPG, który występuje w analizowanym 1-sekundowym cyklu przetwarzania.

W przedstawionym przykładzie, postępujący zanik sygnału powoduje, że wartość istotnych lokalnych maksimumów występujących w przebiegu I pochodnej również maleje. Dlatego, zastosowanie wielu dynamicznych progów pozwala wykryć nawet i te lokalne maksima, które nie zostałyby wykryte w przypadku zastosowania pojedynczego progu. Podobnie jak w poprzednim *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG*, wartości funkcji I pochodnej, które występują poniżej odpowiedniego progu nie są analizowane. Z kolei lokalizacje występowania maksimumów lokalnych, które są powyżej danego progu, są magazynowane do wspólnego bufora pamięci, z którego ostatecznie wyznaczane są unikalne (wybrane bez powtórzeń) wartości lokalizacji. Na tym etapie przetwarzania, unikalne wartości lokalizacji punktów charakterystycznych zawierają się w zakresie wartości v (czyli w zakresie aktualnie analizowanego sygnału wejściowego PPG).



Rys. 5.5. Sygnały występujące w 1-sekundowym cyklu przetwarzania: analizowany sygnał PPG (a); I pochodna analizowanego sygnału (b); wartości nieujemne I pochodnej (c); kwadrat wartości nieujemnych I pochodnej (d); kwadrat wartości nieujemnych I pochodnej z naniesionymi dynamicznymi progami (e)

W bardzo niewielu przypadkach, omawiany algorytm powoduje wykrycie więcej niż jednego punktu lokalizacji maksimum I pochodnej. Taka sytuacja może wystąpić nawet w bardzo „czystych” sygnałach, tj. w takich, które charakteryzują się wysokim współczynnikiem SNR i nie zawierają dodatkowych zakłóceń (np. spowodowanych ruchem). W takich sygnałach obserwuje się bardzo niewielką i praktycznie niedostrzegalną na wykresie zmianę kąta nachylenia zbocza narastającego. Zmiana kąta nachylenia zbocza narastającego powoduje wystąpienie dwóch maksimum lokalnych funkcji I pochodnej, które zlokalizowane są bardzo blisko siebie. Maksima te z kolei interpretowane są przez omawiany algorytm przetwarzania jako dwa punkty charakterystyczne (rys. 5.6). W takiej sytuacji, zastosowanie bardzo wysokich wartości dynamicznego progu nie rozwiązuje problemu błędnej detekcji dwóch lokalnych maksimum. Konieczna jest zatem dodatkowa procedura selekcji podwójnych lokalnych maksimum, które występują na jednym zboczu narastającym sygnału PPG.

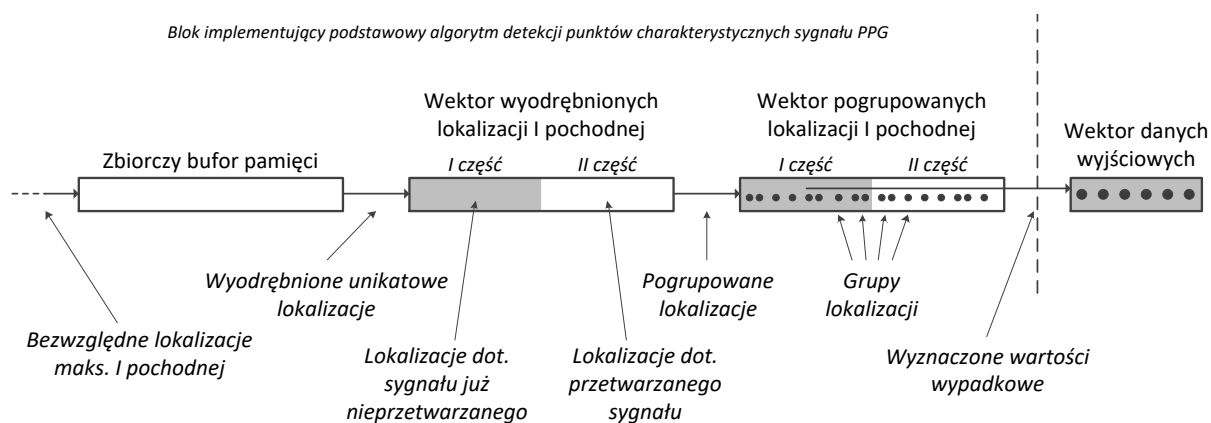


Rys. 5.6. Zjawisko detekcji dwóch maksimum lokalnych I pochodnej na jednym zboczu narastającym: analizowany sygnał PPG (a); kwadrat wartości nieujemnych I pochodnej (b); powiększony przebieg kwadratu wartości nieujemnych I pochodnej, gdzie zbocze narastające zawiera dwa lokalne maksima (c)

W przedstawionym przykładzie jako pierwsze spośród dwóch lokalnych maksimum, które występują na jednym zboczach narastającym jest lokalne maksimum o większej amplitudzie względem drugiego. Niestety w rzeczywistych sygnałach, kolejność występowania dominującego lokalnego maksimum funkcji I pochodnej, dotyczącej danego zbocza narastającego sygnału PPG, może być dowolna. Zatem nie można przyjąć stałego kryterium polegającego na wyznaczeniu wartości wypadkowej lokalnego maksimum, które występuje jako pierwsze.

Ponieważ cały 1-sekundowy cykl przetwarzania algorytmu uruchamiany jest ze stałym odstępem czasu wynoszącym 1 s, to wszystkie fragmenty analizowanego 5-sekundowego sygnału wejściowego PPG, będą przetwarzane 5-krotnie. Podobnie jak w podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG, wszystkie znalezione w danym cyklu przetwarzania lokalizacje punktów charakterystycznych (maksimum I pochodnej) z uwzględnieniem liczby próbek występujących poza oknem przetwarzania (zmienna *windowOffset*) pozwalają określić lokalizacje bezwzględne, które liczone są od rejestracji i przetwarzania sygnału. Uzyskane lokalizacje bezwzględne są zapamiętywane w zbiorczym buforze pamięci. Zbiórca bufor pamięci pozwala zachować bezwzględne lokalizacje punktów charakterystycznych PPG, które dotyczą ostatnich 10 s sygnału wejściowego, który w całości występuje w oknie przetwarzania. Następnie, w zbiorczym buforze pamięci przeprowadzana jest selekcja występujących lokalizacji bezwzględnych, tak aby zachować tylko unikalne (wybrane bez powtórzeń) wartości. Uzyskane wartości unikalne, są przechowywane w wektorze wyodrębnionych lokalizacji (rys. 5.7).

Z kolei wektor wyodrębnionych lokalizacji składa się z dwóch części, gdzie pierwsza część wektora zawiera lokalizacje dotyczące sygnału już nieprzetwarzanego, tj. z zakresu v_2 (starszego niż ostatnie 5 s sygnału), natomiast druga część wektora zawiera lokalizacje dotyczące aktualnie przetwarzanego 5-sekundowego sygnału (z zakresu v). Wszystkie wartości występujące w wektorze wyodrębnionych lokalizacji w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania są grupowane. Grupowanie polega na przyporządkowaniu każdego punktu charakterystycznego do danego zbocza narastającego PPG. Zatem dana grupa zawiera tylko te lokalizacje, które dotyczą wybranego, jednego zbocza narastającego sygnału PPG.



Rys. 5.7. Przepływ danych w części wyjściowej bloku implementującego podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG

W najlepszym przypadku jedno zbocze narastające sygnału PPG, zawiera tylko jeden punkt charakterystyczny, co bezpośrednio przekłada się na jednoelementową grupę danych. W procesie grupowania danych, w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania algorytmu zapamiętywana jest również największa wartość lokalizacji, która występuje w ostatnio utworzonej grupie. Znajomość największej wartości lokalizacji dla ostatnio utworzonej grupy, pozwala rozpocząć tworzenie nowej grupy od wartości, która na pewno nie jest elementem grupy poprzedniej. Dysponując grupami lokalizacji (jedno- i wieloelementowymi) możliwe jest wyznaczenie wartości wypadkowej. W przypadku grupy jednoelementowej wartością wypadkową jest wartość tego jednego elementu. Natomiast w przypadku grup wieloelementowych, możliwe jest wyznaczenie lokalizacji wypadkowej

jedną z trzech metod. W pierwszej metodzie, wartość wypadkowa jest ustalana na stałe, tj. pierwszy lub ostatni element stanowi wartość wypadkową. W drugiej metodzie, wartością wypadkową jest ta wartość, która dotyczy największego lub najmniejszego lokalnego maksimum w sygnale I pochodnej. Natomiast w trzeciej proponowanej metodzie, wartością wypadkową jest średnia wartość lokalizacji, która dotyczy wyznaczonych lokalizacji grupy. Np. w dwuelementowej grupie, wartość wypadkowa leży pomiędzy lokalizacjami występującymi w tej grupie. W docelowym algorytmie przyjęto, że wartością wypadkową jest wartość uzyskana przy pomocy pierwszej metody, tj. pierwsza znaleziona wartość lokalizacji w danej grupie, jest wartością wypadkową. Na rys. 5.7 przedstawiono schemat blokowy obrazujący przepływ danych w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG*.

Jak wcześniej przedstawiono, I część *wektora wyodrębnionych lokalizacji*, zawiera wartości dotyczące sygnału już nieprzetwarzanego, który występuje w zakresie v_2 . Zatem w tej części, podczas nowego cyklu przetwarzania, uzyskane grupy lokalizacji nie ulegną zmianie gdyż nowe ewentualne lokalizacje będą zawierały się w zakresie wartości v , czyli w zakresie w którym występuje aktualnie przetwarzany sygnał wejściowy. Podobnie jak w analogicznej metodzie dotyczącej sygnału EKG, raz wyznaczone lokalizacje, które występują w zakresie v_2 , są to lokalizacje o zamkniętej liczebności dla danej grupy, która występuje w tym zakresie. Z kolei II część *wektora wyodrębnionych lokalizacji* dotyczy sygnału zawartego w *oknie przetwarzania*, który występuje w zakresie v (ostatnie 5 s sygnału), czyli sygnału, który jest aktualnie analizowany. Liczebność danych występująca w drugiej części *wektora wyodrębnionych lokalizacji* również może być zmienna, z uwagi na możliwość wykrycia w następnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* nowych lokalizacji punktów charakterystycznych, które nie zostały wykryte poprzednio. Zatem, lokalizacje występujące w zakresie v , w danym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* mogą być niepełne. Jednak w praktycznie każdym niezakłóconym sygnale PPG, dla każdego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, wykryte punkty charakterystyczne są już kompletne.

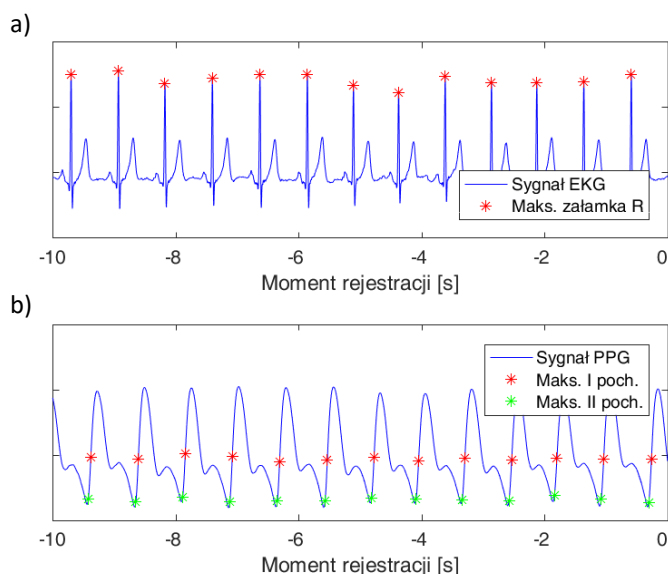
Wartości wyjściowe omawianego algorytmu przetwarzania to wartości wypadkowe grup, które zawierają się w zakresie wartości v_2 , tj. I części *wektora wyodrębnionych lokalizacji*. Podobnie jak w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG*, wartości wypadkowe, które znajdują się w II części *wektora wyodrębnionych lokalizacji* (zakres v) są również dostępne dla kolejnych procedur przetwarzania, takich jak np. procedury zawarte w algorytmie detekcji jakości sygnałów, które zostaną opisane w dalszej części rozprawy. Wartości wypadkowe zawarte w zakresie v dotyczą aktualnie przetwarzanego sygnału wejściowego i mogą w danym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* być jeszcze niekompletne. Ewentualnie nowoznalezione lokalizacje punktów charakterystycznych, występujących w zakresie v , mogą wpłynąć na wartość wypadkową danej grupy. Zatem należy przyjąć, że wartości uzyskane w zakresie v są to aktualne wartości, które dotyczą *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, gdzie nowy cykl może wpłynąć na zwiększenie liczebności wykrytych punktów oraz ewentualną, ostateczną wartość wypadkową danej grupy, w której znaleziono nowy punkt charakterystyczny.

Wyznaczone wartości wypadkowe, zawierają informacje o położeniu w czasie lokalnego maksimum I pochodnej sygnału PPG, które występują na zboczach narastających, w fazie skurczowej sygnału PPG. Drugim typem punktów charakterystycznych, które są wyznaczane w proponowanym algorytmie detekcji, są to lokalizacje występowania maksimum II pochodnej sygnału PPG. Maksima lokalne II pochodnej sygnału, występują pomiędzy wartością minimalną fragmentu sygnału PPG a najbliższą lokalizacją występowania I pochodnej sygnału.

Zatem odstęp w czasie, pomiędzy lokalizacjami występowania maksimum I oraz II pochodnej na jednym zboczach narastającym występującym w fazie skurczowej fragmentu sygnału PPG praktycznie nie przekracza wartości 150 ms. Zatem w celu znalezienia lokalnego maksimum II pochodnej formowany jest zakres poszukiwań o tej długości. Zakres ten dla każdego zbocza narastającego sygnału PPG, ustawiany jest w taki sposób, aby koniec tego zakresu wypadł zawsze w miejscu występowania lokalnego maksimum I pochodnej. Takie ułożenie zakresu poszukiwań każdego

lokalnego maksimum II pochodnej sygnału PPG, pozwala objąć swym zakresem moment występowania drugiego poszukiwanego punktu charakterystycznego.

Efektom działania całego *podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*, który implementuje dedykowane procedury detekcji zarówno dla sygnału EKG, jak i PPG jest wyznaczenie bezwzględnych lokalizacji punktów charakterystycznych sygnału. W przypadku sygnału EKG punktami tymi są lokalizacje maksimum załamka R, natomiast w przypadku sygnału PPG, punktami charakterystycznymi są lokalizacje maksimum I oraz II pochodnej sygnału. Na rys. 5.8 przedstawiono sygnały EKG i PPG, występujące w dedykowanych *oknach przetwarzania* z naniesionymi wyznaczonymi punktami charakterystycznymi.



Rys. 5.8. Sygnały EKG (a) i PPG (b) występujące w dedykowanych *oknach przetwarzania* z naniesionymi wyznaczonymi punktami charakterystycznymi

5.3 Podsumowanie

W rozdziale tym przedstawiono zasadę działania opracowanych autorskich bloków przetwarzania w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych dla sygnału EKG i PPG*. W rozdziale zawarto szczegółowy opis przepływu danych w zaimplementowanych blokach przetwarzania zaproponowanego algorytmu.

Zastosowane algorytmy przetwarzania sygnału EKG i PPG, pozwalają uzyskać ostateczny wynik końcowy dopiero po upływie 5 s odfiltrowanego sygnału. Wyniki uzyskane po 5 wymaganych sekundach, zawierają wszystkie wykryte lokalizacje bezwzględne, nawet te które są nieprawidłowe i powstały w wyniku zakłóceń występujących w sygnale. Przedstawiony w niniejszym rozdziale algorytm detekcji punktów charakterystycznych nie stosuje żadnej selekcji wykrytych (nawet błędnie) punktów charakterystycznych. Wyjątek stanowi procedura grupowania dla maksimum I pochodnej, które mogą wystąpić na jednym zboczach narastającym danego fragmentu sygnału PPG.

Jak wcześniej przedstawiono, proponowane algorytmy pozwalają uzyskać aktualny dla danego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, wynik po czasie krótszym niż wymagany czas 5 s. Niestety uzyskane wartości w tym zakresie, mogą być niekompletne a kolejne 1-sekundowe cykle mogą wpłynąć na zwiększenie liczby wykrytych punktów charakterystycznych w ramach danej ewolucji serca lub mogą wpłynąć na wartość wypadkową lokalizacji. Zjawisko wykrywania nowych lokalizacji w nowych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* jest tym bardziej dostrzegalne im bardziej zdegradowany jest analizowany sygnał. Jednak w praktycznie każdym niezakłóconym sygnale EKG

i PPG, dla każdego 1-sekundowego cyklu przetwarzania, wykryte punkty charakterystyczne występujące w zakresie v mogą z powodzeniem być uznawane jako kompletne.

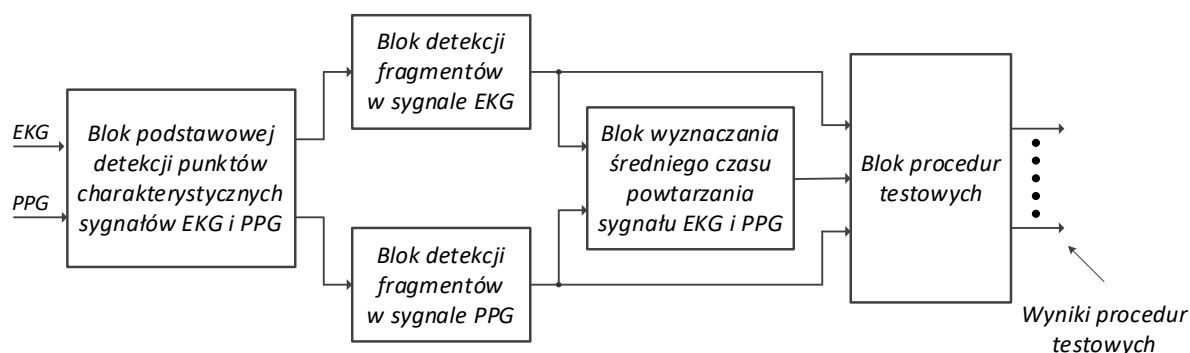
Uzyskane wyniki końcowe, w zakresie v_2 (po upływie 5 s od ostatniej odfiltrowanej próbki), jak również wyniki tymczasowe, które występują w zakresie v (będące w zakresie analizowanego sygnału), są stosowane w dalszych procedurach przetwarzania algorytmu oraz stanowią dane wejściowe do wyznaczenia poszukiwanych wartości PAT/PTT w ramach danej ewolucji serca.

6

ALGORYTM OCENY JAKOŚCI SYGNAŁU

Poprawna detekcja poszukiwanych lokalizacji punktów charakterystycznych, pozwala uzyskać dokładne wartości chwilowe czasów propagacji fali tętna. Wartości te z kolei pozwalają na prawidłowe wyznaczenie zmienności tego czasu. Na poprawność detekcji poszukiwanych punktów charakterystycznych bardzo duży wpływ ma jakość przetwarzanego sygnału EKG i PPG. W literaturze występuje wiele zależności analitycznych, które pozwalają w sposób ogólny ocenić określone parametry sygnałów. Niestety wartości uzyskiwane przy pomocy tych zależności nie pozwalają w sposób ciągły oraz jednoznaczny wskazać, które fragmenty sygnału EKG i PPG należy odrzucić, a które mogą zostać użyte do dalszego przetwarzania.

W niniejszym rozdziale zaproponowano dedykowany algorytm przetwarzania, wyznaczający ocenę jakości sygnału EKG i PPG, w aspekcie ich dalszego przetwarzania, mającego na celu poprawną detekcję lokalizacji punktów charakterystycznych. Przedstawiany algorytm składa się z kilku bloków przetwarzania, które implementują określone procedury, realizujące wyspecjalizowane cele. Na rys. 6.1 przedstawiono ogólną postać algorytmu oceny jakości sygnału.



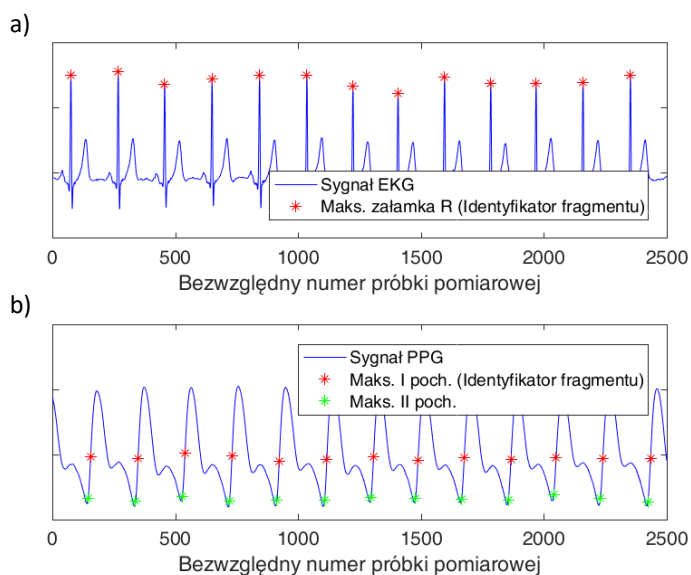
Rys. 6.1. Algorytm oceny jakości sygnałów

Odfiltrowane sygnały EKG i PPG, które występują w dedykowanych *oknach przetwarzania*, są danymi wejściowymi omawianego *algorytmu oceny jakości sygnału*. Trafiają one bezpośrednio do *bloku prostej detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. Blok ten zawiera procedury wyznaczania punktów charakterystycznych – takie same, jak przedstawione w rozdziale 5. Na wyjściu tego bloku, w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania dostępne są wektory danych, zawierające bezwzględne lokalizacje punktów charakterystycznych sygnału EKG (załamek R) i PPG (I oraz II pochodna), które dotyczą zakresów wartości v_1 i v_2 .

Uzyskane lokalizacje bezwzględne punktów charakterystycznych w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, przesyłane są do *bloków detekcji fragmentów w sygnale EKG lub PPG*. Ich zadaniem jest wskazanie lokalizacji bezwzględnej początku i końca dla każdego fragmentu sygnału występującego w zakresach v_1 i v_2 . Zatem, na wyjściu bloku *detekcji fragmentów w sygnale EKG i PPG*, obok zdefiniowanych zakresów każdego fragmentu sygnału, dostępne są również lokalizacje bezwzględne występowania określonych punktów charakterystycznych.

Na tym etapie analizy działania proponowanego algorytmu, konieczne jest wprowadzenie dodatkowego pojęcia jakim jest identyfikator sygnału EKG i PPG. Wyznaczone w *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG* (oraz PPG) fragmenty, zawierają jeden pełen odcinek sygnału EKG lub PPG, który odpowiada pojedynczej ewolucji serca. W celu precyzyjnego wskazania danego fragmentu w całym sygnale, konieczne jest wprowadzenie unikatowej numeracji, która w sposób jednoznaczny zidentyfikuje dany fragment. Unikalne numery które występują w danym sygnale EKG i PPG, to numery próbek odfiltrowanego sygnału. Zatem jako identyfikator dla każdego fragmentu sygnału EKG, przyjmuje się wartość bezwzględną lokalizacji maksimum załamka R, który został wykryty przy pomocy *podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG*. Z kolei jako identyfikator dla każdego fragmentu sygnału PPG, przyjmuje się lokalizację bezwzględną wypadkowej wartości lokalnego maksimum funkcji I pochodnej, która została wykryta przy pomocy *podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG*. Wartości identyfikatorów dla każdego fragmentu sygnału są niepowtarzalne, ponieważ stanowią wartość indeksu próbki pomiarowej, która liczona jest od startu pomiaru.

W przypadku błędnego wykrycia danego fragmentu sygnału (na skutek zakłóceń), ten błędny fragment jest również opatrzony swoim niepowtarzalnym identyfikatorem. Zatem dalsze procedury przetwarzania, które zostały zaimplementowane w całym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętnej* bazują na fragmentach sygnału, które obok informacji o lokalizacjach początku i końca fragmentu oraz punktów charakterystycznych, zawierają również indywidualny identyfikator. Na rys. 6.2 przedstawiono przykładowy sygnał EKG i PPG, na którym zaznaczono wyznaczone punkty charakterystyczne oraz identyfikatory fragmentów sygnału.



Rys. 6.2. Przykładowy sygnał EKG (a) i PPG (b) z naniesionymi identyfikatorami fragmentów oraz wyznaczonymi punktami charakterystycznymi sygnału

Wektory danych wyjściowych *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG i PPG*, są wejściowymi danymi *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*. Średni czas powtarzania sygnału dotyczy zarówno sygnału EKG i PPG, ponieważ rytm pracy serca oraz fala tętna napędzane są tą samą biologiczną pompą. Informacje o każdym fragmencie sygnału EKG i PPG, które występują w zakresach v i $v2$ oraz informacja o aktualnej wartości średniego czasu powtarzania obydwu sygnałów, są przekazywane do *bloku procedur testowych*. W bloku tym zawartych jest kilka procedur testowych, z których każda pozwala wykryć błędne fragmenty sygnału EKG lub PPG, charakteryzujące się występowaniem określonych niepożądanych cech.

Procedury testowe, w zależności od zaimplementowanych metod przetwarzania, korzystają z odpowiednich wektorów danych, uzyskanych z *bloków detekcji fragmentów sygnału EKG i PPG* oraz *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*. Procedury testowe generują cząstkowe oceny, które dotyczą wszystkich fragmentów w obydwu analizowanych zakresach (zakres v i $v2$), które są danymi wejściowymi *algorytmu oceny jakości sygnału*. W dalszej części niniejszego rozdziału przedstawiono w sposób szczegółowy wszystkie bloki przetwarzania, które wchodzi w skład całego *algorytmu oceny jakości sygnałów*.

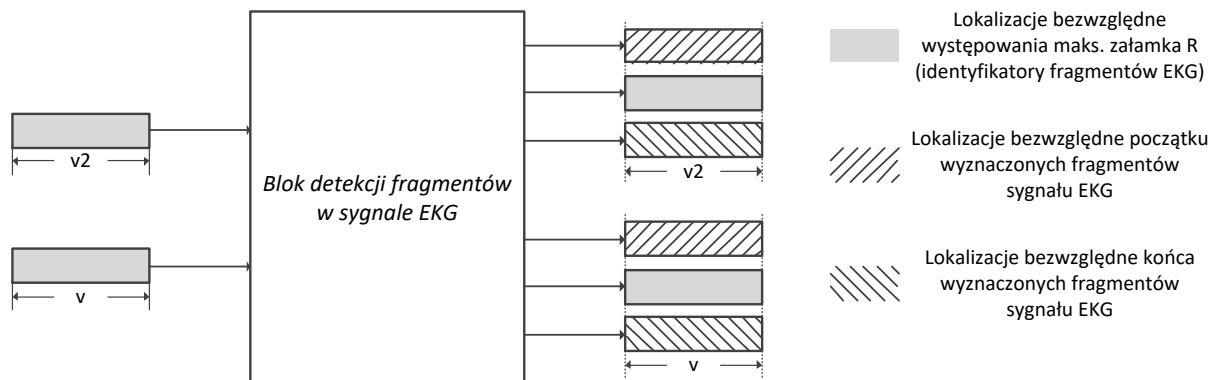
6.1 Blok detekcji fragmentów w sygnale EKG

Jak wcześniej przedstawiono, sygnał EKG składa się z cyklicznie powtarzających się charakterystycznych fragmentów sygnału. Każdy prawidłowy fragment sygnału EKG zawiera zespół *QRS*, poprzedzający go załamek *P* oraz występujący po nim załamek *T*. Lokalizacje bezwzględne występowania maksimum załamka *R* w zakresach v i $v2$ są dostarczane z bloku implementującego *podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych*, dotyczący sygnału EKG.

Z uwagi na zmienny rytm pracy serca (puls), który teoretycznie może zawierać się w przedziale $\langle 30; 200 \rangle$ uderzeń na minutę – BPM (ang. *Beats per Minute*) [176], odstęp pomiędzy występowaniem poszczególnych załameków *R* w sygnale EKG, może zawierać się w zakresie $\langle 0,3 \text{ s}; 2 \text{ s} \rangle$. Niezależnie od aktualnej wartości pulsu, najbardziej istotne informacje w sygnale EKG – z punktu widzenia określania jakości sygnału – są zawarte w niewielkim obszarze obejmującym zespół *QRS*, a w nim maksimum załamka *R*. Dlatego dla każdego fragmentu sygnału EKG formowany jest zakres, którego szerokość wynosi 0,3 s. Dla przyjętej częstotliwości próbkowania $FS = 250 \text{ Hz}$, długość tego zakresu wynosi 75 próbek. Na podstawie niezmienniej długości zdefiniowanego zakresu wszystkie fragmenty sygnału

EKG są o tej samej długości. Zatem każdy wyznaczony fragment sygnału EKG zawiera wartości mieszczące się w przedziale $\langle R_{loc}-20; R_{loc}+54 \rangle$, gdzie R_{loc} to lokalizacja bezwzględna maksimum załamka R dla danego fragmentu sygnału EKG.

Wejściowe wektory lokalizacji bezwzględnych maksimum załamka R, których wartości mieszczą się w zakresach v i $v2$, umożliwiają wyznaczenie fragmentów sygnału EKG, o domyślnym i stałym rozmiarze wynoszącym wartość 75 próbek pomiarowych. Danymi wyjściowymi *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG*, są dwie grupy wektorów danych, które dotyczą dwóch zakresów (v i $v2$). Na rys. 6.3 przedstawiono dane wejściowe oraz wyjściowe *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG*.

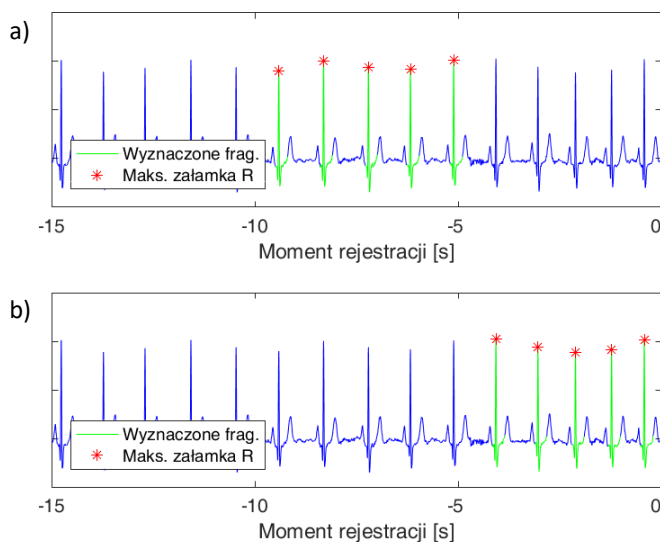


Rys. 6.3. Dane wejściowe i wyjściowe bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG

Liczba elementów w każdym wektorze wyjściowym dla danego zakresu jest taka sama i określa liczbę poprawnie wyznaczonych fragmentów sygnału EKG. Dane wyjściowe niniejszego bloku przetwarzania, są tylko informacjami o początku i końcu występowania danego fragmentu sygnału oraz informacjami o lokalizacji bezwzględnej maksimum załamka R. Ponieważ lokalizacja bezwzględna maksimum załamka R stanowi również identyfikator danego fragmentu, to nie jest konieczne powoływanie czwartego wyjściowego wektora danych (dla dwóch zakresów), który zawierałby identyfikatory fragmentów. Ograniczenie się tylko do informacji o bezwzględnych lokalizacjach początku i końca fragmentów sygnału, zamiast przesyłania wszystkich próbek pomiarowych każdego fragmentu, pozwala znacząco zmniejszyć liczbę transmitowanych danych, która bezpośrednio wpływa na wzrost szybkości działania proponowanego *algorytmu detekcji fragmentów w sygnale EKG*.

Zatem wszystkie procedury przetwarzania, występujące w całym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*, które będą wymagały pełnych danych (wszystkich próbek pomiarowych) dla danego fragmentu, dysponują informacją o miejscu, w którym te fragmenty są zlokalizowane w odfiltrowanym sygnale. Na rys. 6.4 przedstawiono sygnał EKG z zaznaczonymi fragmentami, które zostały uzyskane na podstawie danych wyjściowych niniejszego *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG*.

Wszystkie wyznaczone przy pomocy danych uzyskanych z niniejszego bloku przetwarzania fragmenty sygnału mają stały rozmiar (domyślnie 75 próbek pomiarowych). Jeżeli dowolna, inna procedura przetwarzania, która występuje w całym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*, wymagać będzie wyznaczenia fragmentów sygnału EKG o rozmiarze innym niż domyślny, to proces wyznaczania nowych zakresów fragmentów musi zostać zaimplementowany w danej procedurze, która tego wymaga.



Rys. 6.4. Sygnał EKG z zaznaczonymi fragmentami sygnału o domyślnym rozmiarze, które występują w zakresie: v_2 (a), oraz v (b)

6.2 Blok detekcji fragmentów w sygnale PPG

Sygnał PPG, podobnie jak sygnał EKG, również składa się z cyklicznie powtarzających się charakterystycznych fragmentów sygnału. Prawidłowy fragment sygnału PPG powinien rozpoczynać się od wartości minimalnej, która poprzedza największe lokalne zbrocze narastające danego fragmentu. Największa stromość zbrocza narastającego określa moment występowania pierwszego analizowanego punktu charakterystycznego, tj. maksimum I pochodnej sygnału PPG. Pomiędzy początkiem prawidłowego fragmentu sygnału PPG, a lokalizacją występowania maksimum I pochodnej, występuje również drugi analizowany punkt charakterystyczny – maksimum II pochodnej. Kolejnym elementem występującym w prawidłowym fragmencie sygnału PPG jest punkt *Systolic*, który jest lokalizacją występowania największej wartości danego fragmentu sygnału. Po punkcie *Systolic* amplituda fragmentu sygnału PPG maleje, aż do osiągnięcia ostatniej próbki pomiarowej, która występuje przed kolejną wartością minimalną (będącą początkiem nowego fragmentu sygnału PPG). W zależności od miejsca pomiaru sygnału PPG oraz cech osobniczych badanej osoby, pomiędzy punktem *Systolic* a ostatnią próbką pomiarową danego fragmentu, może wystąpić drugie lokalne maksimum (punkt *Diastolic*). Dlatego w odróżnieniu do sygnału EKG, istotne informacje – z punktu widzenia określania jakości sygnału – są zawarte w niemal całym fragmencie sygnału PPG.

Danymi wejściowymi *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, który występuje w *algorytmie oceny jakości sygnału*, są wektory zawierające lokalizacje maksimum I oraz II pochodnej. Wejściowe wektory danych zawierają wartości z zakresów v oraz v_2 . Ponieważ do wyznaczenia zakresów początku i końca danego fragmentu sygnału PPG, wymagana jest przynajmniej znajomość tylko jednego typu punktów charakterystycznych np. lokalizacji I pochodnej, to dla zachowania kompletności danych wyjściowych niniejszego bloku przetwarzania, pobierane są również wektory lokalizacji drugiego typu punktów charakterystycznych (maksimum II pochodnej).

W omawianym *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, wybrano wektory maksimum I pochodnej jako lokalizacje, które będą stosowane do wyznaczania pełnych fragmentów w sygnale PPG. Jako pełny fragment sygnału PPG rozumiany jest fragment, który rozpoczyna się w miejscu występowania lokalnego minimum sygnału (przed wybranym punktem charakterystycznym) oraz kończy się w miejscu występowania ostatniej próbki pomiarowej, która poprzedza następną wartość minimalną (początek kolejnego fragmentu sygnału PPG).

Ponieważ odległość w czasie pomiędzy poszukiwanym początkiem fragmentu sygnału PPG (lokalna wartość minimalna sygnału), a lokalizacją wybranego punktu charakterystycznego jest stosunkowo niewielka, to dla każdego wyznaczanego fragmentu sygnału, formułuje się niewielki zakres poszukiwań. W przyjętym rozwiązaniu zakres ten ma długość 0,2 s, tj. 50 próbek. Zakres poszukiwań dla każdego zbocza narastającego sygnału PPG, ustawiany jest w taki sposób, aby koniec tego zakresu wypadł zawsze w miejscu występowania wybranego punktu charakterystycznego (maksimum I pochodnej). Takie ułożenie zakresu poszukiwań, pozwala objąć swym działaniem moment występowania poszukiwanej wartości minimalnej sygnału, która jest początkiem danego fragmentu sygnału PPG.

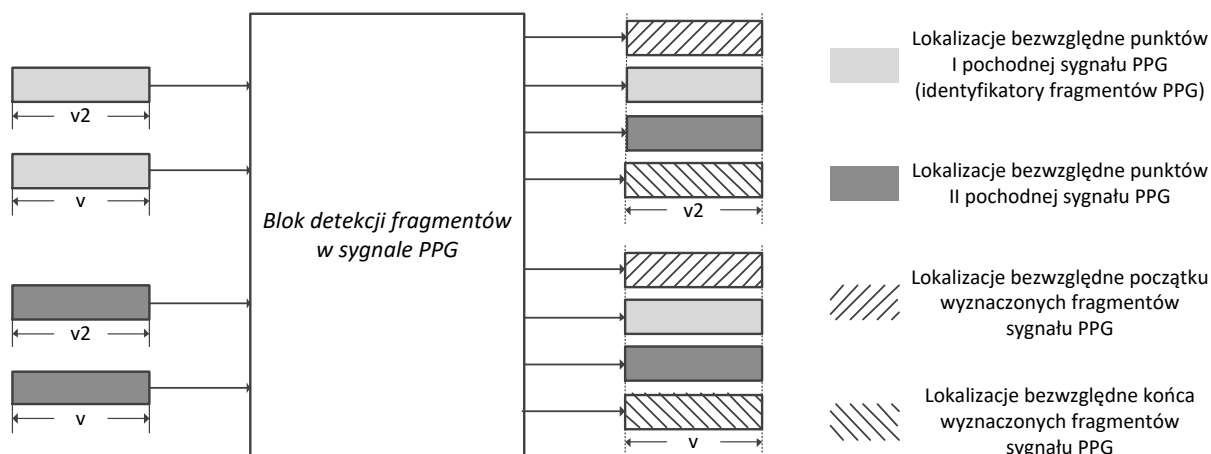
Poszukiwanie początku każdego fragmentu sygnału PPG, który powinien występować w przyjętym zakresie poszukiwań o długości 0,2 s, realizowane jest poprzez znalezienie lokalnego minimum. Jeżeli analizowany jest sygnał niezakłócony, to powinien zostać wykryty dokładnie jedno lokalne minimum. W takim przypadku, znalezione jedno minimum lokalne jest poszukiwaną lokalizacją. Jeżeli, np. wskutek występowania w sygnale PPG licznych zakłóceń, zostanie wykrytych kilka lokalnych minimum, to wybierane jest takie, które poprzedza lokalizację występowania maksimum II pochodnej i jednocześnie jest najbliższe tego punktu charakterystycznego.

Jeżeli natomiast nie zostanie odnalezione lokalne minimum, które poprzedza lokalizację występowania maksimum II pochodnej, lub w ogóle nie znaleziono żadnego lokalnego minimum w 0,2-sekundowym zakresie, to poszukiwana jest lokalizacja odpowiadająca wartości minimalnej sygnału w zakresie poszukiwań o długości 0,2 s. Szukanie wartości minimalnej zamiast poszukiwania lokalnego najbliższego minimum w danym zakresie mogłoby spowodować znalezienie wartości minimalnej, która nie jest prawidłowym minimum lokalnym sygnału. Wskutek czego odnaleziona (błędna) lokalizacja przyczyniłaby się do wprowadzenia błędnej długości aktualnego oraz poprzedniego fragmentu sygnału.

Dysponując wektorem lokalizacji minimum lokalnych, które określają początek fragmentów sygnału PPG (z obydwu zakresów v i v_2), możliwe jest wyznaczenie brakujących lokalizacji, definiujących koniec fragmentów sygnału PPG. Jako koniec danego fragmentu sygnału PPG, przyjmuje się lokalizację kolejnego znanego minimum lokalnego sygnału PPG, pomniejszoną o wartość jednej próbki pomiarowej. Zatem w wyniku działania omawianego *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, liczba wyjściowych lokalizacji danego typu będzie zawsze pomniejszona o 1 w stosunku do liczby lokalizacji wejściowych. Dla ostatniego (o największej wartości bezwzględnej) punktu charakterystycznego, nie będzie możliwe znalezienie lokalizacji kończącej fragment, który zawiera ten punkt charakterystyczny.

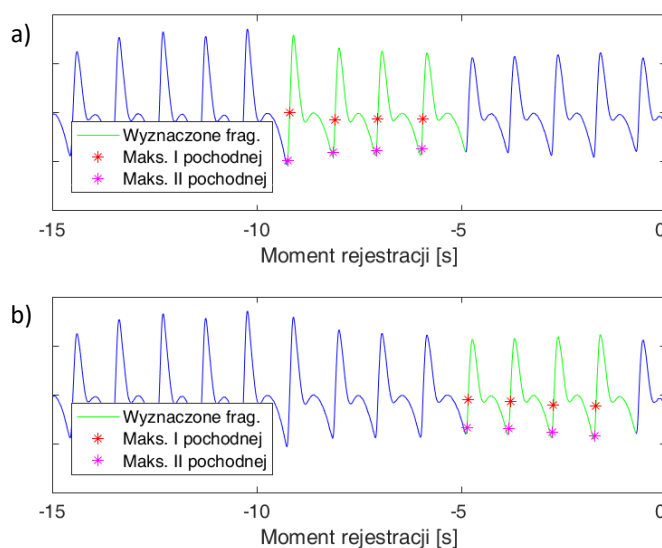
Wejściowe wektory lokalizacji bezwzględnych maksimum I pochodnej, których wartości zawierają się w obydwu zakresach v i v_2 , umożliwiają wyznaczenie pełnych fragmentów sygnału PPG. Rozmiar wyznaczonych fragmentów jest zmienny i wynika z aktualnego rytmu pracy serca. Danymi wyjściowymi *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, są dwie grupy wektorów danych, które dotyczą dwóch zakresów. Na rys. 6.5 przedstawiono dane wejściowe oraz uzyskane w wyniku działania omawianego bloku przetwarzania dane wyjściowe.

Podobnie jak w analogicznym bloku przetwarzania dotyczącym sygnału EKG, liczba elementów w każdym wyjściowym wektorze lokalizacji bezwzględnych, dla danego zakresu (v i v_2) jest taka sama i określa liczbę poprawnie wyznaczonych w danym zakresie fragmentów sygnału PPG. Dane wyjściowe omawianego bloku przetwarzania są informacjami o początku i końcu występowania każdego fragmentu sygnału oraz skojarzonymi z tymi fragmentami informacjami o lokalizacji bezwzględnej maksimum funkcji I oraz II pochodnej. Lokalizacja bezwzględna maksimum I pochodnej jest dodatkowo identyfikatorem wyznaczonego fragmentu sygnału PPG. Zatem nie jest konieczne generowanie kolejnego wektora wyjściowego, zawierającego identyfikatory fragmentów sygnałów, które występują w zakresie v i v_2 .



Rys. 6.5. Dane wejściowe i wyjściowe bloku detekcji fragmentów PPG

Również i w tym bloku przetwarzania, wektory wyjściowe ograniczają się tylko do przechowywania informacji o lokalizacjach początku, końca oraz punktów charakterystycznych fragmentów sygnału PPG, co pozwala znacząco zredukować liczbę transmitowanych danych. A więc wszystkie procedury przetwarzania występujące w całym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*, które będą wymagały kompletu próbek pomiarowych, będą mogły uzyskać do nich dostęp. Na rys. 6.6 przedstawiono sygnał PPG z zaznaczonymi fragmentami, które uzyskano na podstawie danych wyjściowych niniejszego *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*.



Rys. 6.6. Sygnał PPG z zaznaczonymi fragmentami sygnału o domyślnym rozmiarze, które występują w zakresie: $v2$ (a), oraz v (b)

Wszystkie fragmenty sygnału PPG wyznaczone przy pomocy danych wyjściowych, uzyskanych z omawianego bloku przetwarzania są to fragmenty o zmiennym rozmiarze, których długość jest zgodna z aktualnym rytmem pracy serca. Jeżeli dowolna, inna procedura przetwarzania, która występuje w całym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*, wymagać będzie fragmentów sygnału PPG o innym rozmiarze niż domyślny, to proces wyznaczania nowych zakresów musi zostać zaimplementowany w danej procedurze, która tego wymaga.

6.3 Blok wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG

Typowy rytm pracy serca zdrowego człowieka zawiera się w zakresie $\langle 60; 100 \rangle$ uderzeń na minutę. Jednak, w zależności od aktualnego stanu zdrowia, fizjologicznych wymuszeń, patologicznych stanów, a nawet pozycji badanej osoby, rytm ten może znacząco się zwiększyć [176]. Dodatkowo, w trakcie wysiłku fizycznego wartość chwilowa, tzw. *Beat-to-Beat* może się zmienić nawet o 200-300 % [177].

Niniejszy blok przetwarzania pozwala wyznaczyć średni czas powtarzania zarówno dla sygnału EKG i PPG. Danymi wejściowymi bloku są wektory lokalizacji, uzyskane z poprzednich bloków przetwarzania, tj. z *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG* oraz *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*. Średni czas powtarzania sygnału wyznaczany jest na podstawie danych, uzyskanych z dwóch typów sygnałów. Zastosowanie wektorów lokalizacji, pochodzących z dwóch typów sygnałów pozwala zwiększyć odporność zaimplementowanego algorytmu przetwarzania, w przypadku sygnałów zawierających dodatkowe zakłócenia. Ponieważ sygnały EKG i PPG są efektem pracy tej samej biologicznej pompy oraz są ze sobą zsynchronizowane w czasie, to prawidłowo wyznaczony średni czas powtarzania w dowolnym typie sygnału, dotyczy również wartości średniego czasu powtarzania dla drugiego typu sygnału, który może być zakłócony.

Cechą charakterystyczną sygnału EKG jest możliwość dość dokładnej detekcji lokalizacji maksimum załamka R, w nawet bardzo zakłóconych sygnałach. Niestety w przypadku sygnału PPG, bezbłędna lokalizacja maksimum I i II pochodnej w zdegradowanym sygnale jest znacznie trudniejsza aniżeli lokalizacja odpowiedniego punktu charakterystycznego w sygnale EKG. Dlatego sygnał EKG w omawianym bloku przetwarzania będzie uznawany jako bardziej istotny. Dopiero gdy aktualnie analizowany sygnał EKG będzie zakłócony, to średni czas powtarzania sygnału EKG i PPG, bazować będzie na sygnale PPG.

Analiza danych w omawianym bloku przetwarzania, rozpoczyna się od pobrania wszystkich lokalizacji bezwzględnych punktów charakterystycznych dla sygnału EKG i PPG, które występują w obydwu zakresach v i v_2 . Pobierane lokalizacje przesyłane są do dedykowanych zbiorczych wektorów danych. Następnie, na podstawie lokalizacji występujących w dedykowanych zbiorczych wektorach danych, wyznaczone są odległości (w próbkach) pomiędzy lokalizacjami. Odległości te są wartościami chwilowymi czasu trwania danej ewolucji serca. Z uzyskanych wektorów wartości chwilowych (oddzielnie dla sygnału EKG i PPG) usuwane są wartości odstające (tzw. *outliers*). Usuwanie wartości odstających polega na uszeregowaniu wszystkich wartości chwilowych w kolejności rosnącej i obustronnie usunięcie około 15 % danych. Z pozostałych wartości (ok. 70 %) występujących w obydwu zbiorczych wektorach danych wyznaczone są wartości średnie.

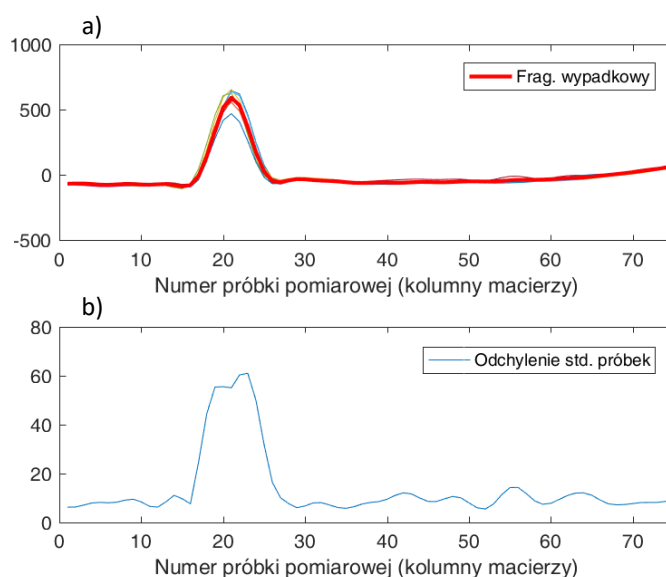
Wyznaczone wartości średnie dla sygnału EKG i PPG, w przypadku sygnałów niezakłóconych, powinny się nieznacznie różnić pomiędzy sobą. Ewentualne różnice wynikać mogą z różnych typów sygnałów oraz różnych typów punktów charakterystycznych. W przypadku wystąpienia w dowolnym sygnale dodatkowych zakłóceń, różnica pomiędzy uzyskanymi wartościami średnimi może być znacznie większa. Znacząca różnica pomiędzy uzyskanymi wartościami jest informacją, że w którymś analizowanym sygnale (lub w obydwu), występują dodatkowe zakłócenia, które negatywnie wpływają na poprawność wyznaczenia średniego czasu powtarzania sygnału. Jak opisano we wstępie, sygnał EKG charakteryzuje się znacznie większą odpornością na wspomniane zakłócenia w odróżnieniu do sygnału PPG. Dlatego uzyskany wynik średniego czasu powtarzania w sygnale EKG jest uznawany jako bardziej wiarygodny.

Zanim jednak ostateczny wynik, bazujący na sygnale EKG, zostanie wyprowadzony na wyjście omawianego bloku, każdorazowo przeprowadzany jest lokalny test jakości sygnału. Lokalny test jakości sygnału polega na analizie wzajemnego dopasowania (podobieństwie) kształtu wszystkich fragmentów sygnału EKG występujących w zakresach v i v_2 . Do testu jakości brane są wszystkie fragmenty sygnału, które występują w obydwu zakresach, pomimo że wartość średnia sygnału EKG

i PPG bazuje tylko na częściowych danych wejściowych (bez *outliers*). Analiza wszystkich fragmentów sygnału, występujących w *oknie przetwarzania* podyktowana jest koniecznością weryfikacji aktualnej jakości całego sygnału występującego w oknie.

Możliwa jest również analiza tylko tych fragmentów sygnału, na podstawie których wyznaczono średni czas powtarzania sygnału EKG. Jednak procedura ta może nie przyczynić się do poprawy skuteczności lokalnego testu, a wprowadzić dodatkowy czas przetwarzania, który jest konieczny do odpowiedniego wyboru tych fragmentów, na podstawie których odrzucone zostały wartości chwilowe. Dodatkowo, jeżeli sygnał EKG jest zdegradowany w znaczącej części *okna przetwarzania*, to pozostałe wartości (ok. 70%), na podstawie których wyznaczono wartość średnią mogą być również niepoprawne. Dodatkowa analiza fragmentów sygnału, które zawierają punkty powodujące uznanie ich jako *outlier* przyczyni się tylko do zwiększenia negatywnej wartości wyniku lokalnego testu. Uwzględniając ten fakt poprzez zwiększenie progu decyzyjnego w lokalnym teście możliwe jest sprawne przeprowadzenie analizy wszystkich fragmentów, bez konieczności wprowadzania dodatkowych procedur wyboru odpowiednich fragmentów.

W celu przeprowadzenia lokalnego testu jakości sygnału EKG, do macierzy danych pobierane są wszystkie analizowane fragmenty, które występują w obydwu zakresach. Liczba kolumn tej macierzy jest zgodna z domyślną szerokością każdego fragmentu sygnału EKG, tj. 75 próbek. Natomiast liczba wierszy stanowi całkowitą liczbę wszystkich analizowanych fragmentów. Zatem każdy fragment sygnału EKG występuje w indywidualnym wierszu macierzy. Na podstawie tych fragmentów wyznaczany jest fragment wypadkowy, który powstał poprzez uśrednienie każdej kolumny macierzy (rys. 6.7a). Po wyznaczeniu fragmentu wypadkowego określana jest jego aktualna amplituda, która stanowi różnicę pomiędzy wartością maksymalną, a wartością minimalną występującą w wektorze danych zawierającym fragment wypadkowy. W kolejnym etapie lokalnego testu, obliczana jest wartość odchylenia standardowego dla każdej kolumny macierzy (rys. 6.7b).



Rys. 6.7. Przykładowe sygnały występujące w macierzy w trakcie lokalnego testu, z zaznaczonym fragmentem wypadkowym (a). Wartość odchylenia standardowego dla każdej kolumny macierzy lokalnego testu (b)

Wyznaczona dla każdej kolumny macierzy wartość odchylenia standardowego jest następnie uśredniana. Dopiero uśredniona wartość odchylenia standardowego, normowana do aktualnej amplitudy fragmentu wypadkowego, pozwala określić wzajemny stopień dopasowania wszystkich fragmentów występujących w analizowanych zakresach. Jeżeli fragmenty sygnału EKG, występujące w analizowanych zakresach zawierają zakłócenia, to będą one znacznie bardziej niedopasowane do siebie w odróżnieniu do fragmentów bez zakłóceń. Wzrost niedopasowania fragmentów

bezpośrednio przekłada się na wzrost średniej wartości odchylenia standardowego każdej kolumny macierzy. Dodatkowe normowanie tej wartości do aktualnej amplitudy fragmentu, pozwala uniezależnić się od różnej dla każdego sygnału EKG amplitudy.

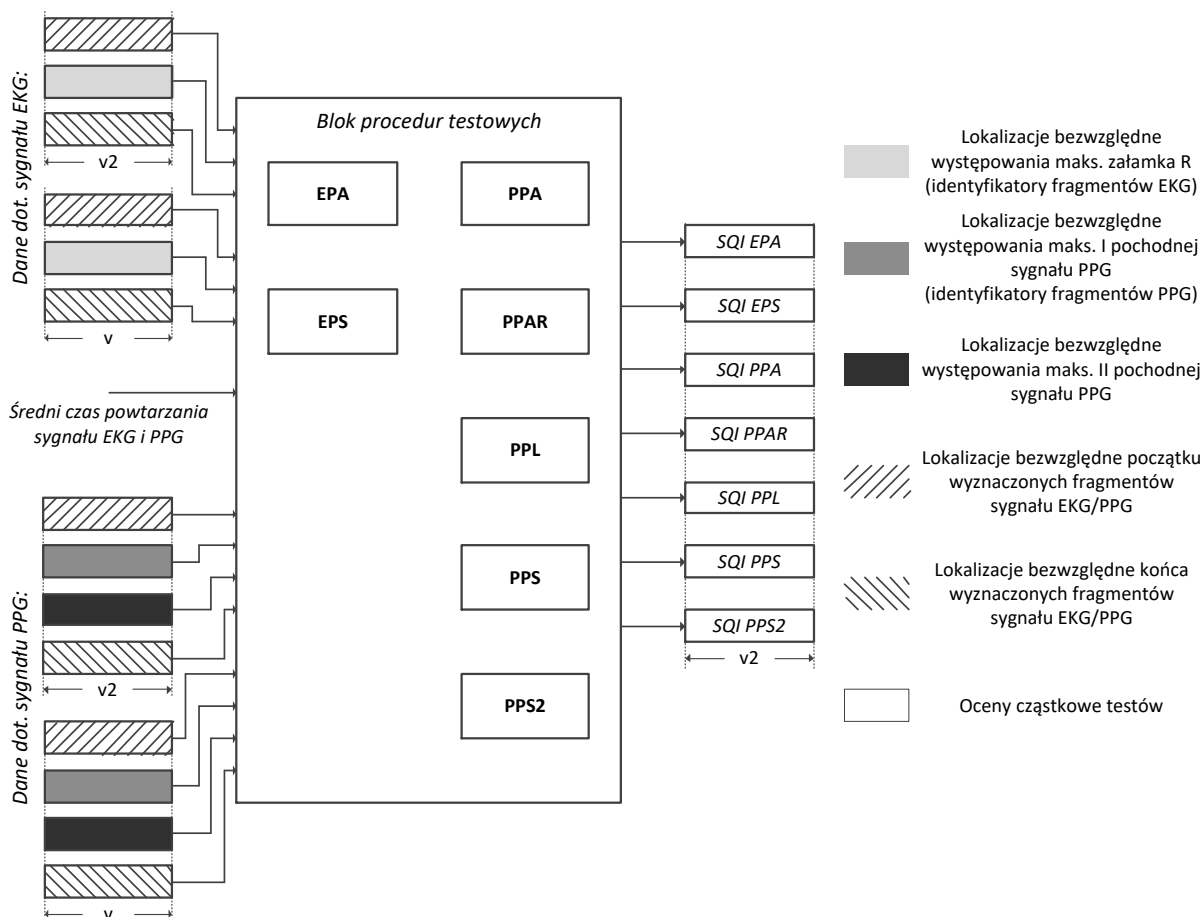
Ostateczna decyzja o tym z jakiego typu sygnału wyprowadzony zostanie na wyjście wynik, bazuje na dedykowanym algorytmie decyzyjnym. Jeżeli wartość unormowanego, średniego odchylenia standardowego będzie poniżej określonego progu, to na wyjściu niniejszego bloku przetwarzania wyprowadzony zostanie wynik uzyskany z sygnału EKG. Niska wartość unormowanego, średniego odchylenia standardowego świadczy o dość dobrym dopasowaniu (podobieństwie) wszystkich fragmentów. A skoro fragmenty są dopasowane do siebie to lokalizacje występowania maksimów załamka R również są poprawne. Jeżeli natomiast wartość unormowanego, średniego odchylenia standardowego jest powyżej progu, to konieczna jest dodatkowa weryfikacja jakości sygnału EKG.

Podczas standardowej rejestracji sygnału EKG może się okazać, że sygnał ten zawiera lokalne zmiany kształtu, które nie są wynikiem zakłóceń, lecz stanowią indywidualne cechy osobnicze. Włączając w taki sygnał dodatkowy niewielki szum, może się okazać, że wartość unormowanego średniego odchylenia standardowego jest powyżej przyjętego progu. W takim sygnale mogą być wyraźnie dostrzegalne załamki R, które z dużym zaufaniem pozwalają na precyzyjną lokalizację w czasie ich występowania. Więc wyznaczone w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG* wartości są prawidłowe. Dla zdrowego, przeciętnego człowieka odstęp czasu pomiędzy występowaniem poszczególnych załamek R jest regularny lub bardzo zbliżony do średniego czasu powtarzania. Zatem, w takiej sytuacji wartość odchylenia standardowego czasów trwania każdej ewolucji serca (pomiędzy występowaniem załamek R) jest również niewielka. Jeżeli więc wartość tego odchylenia jest niewielka, to pomimo niespełnienia pierwszego warunku, na wyjście wyprowadzona zostanie wartość bazująca na sygnale EKG. Jeżeli drugi warunek nie został spełniony to na wyjściu wyprowadzona zostanie wartość pochodząca z sygnału PPG.

Przedstawiony algorytm zaimplementowany w *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG* jest wykonywany w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania. Dodatkowo, na wyjściu omawianego bloku przetwarzania dostępne są wartości indywidualne, które dotyczą tylko sygnału EKG i PPG. Wartości indywidualne, pomimo że w danym 1-sekundowym cyklu przetwarzania mogą być błędne (wskutek występowania w tym sygnale zakłóceń), mogą z powodzeniem zostać użyte w innych procedurach przetwarzania, które wymagają średniego czasu powtarzania pochodzącego dokładnie z określonego typu sygnału.

6.4 Blok procedur testowych

Blok procedur testowych jest największym blokiem przetwarzania zawartym w całym *algorytmie oceny jakości sygnałów*. Wielkość tego bloku wynika z obszernej liczby procedur testowych, które zawierają dedykowane algorytmy przetwarzania. Procedury testowe umownie podzielone są na dwie grupy. Pierwsza grupa dedykowana jest dla sygnału EKG, natomiast druga dla sygnału PPG. Każda procedura testowa ukierunkowana jest na wykrywanie określonych typów cech charakterystycznych sygnału, które są obecne w sygnałach zawierających zakłócenia. Danymi wejściowymi niniejszego bloku przetwarzania są wektory danych, uzyskane z *bloków detekcji fragmentów w sygnale EKG i PPG*, oraz z *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*. Natomiast danymi wyjściowymi niniejszego bloku są wskaźniki jakości sygnału SQI, które dotyczą fragmentów sygnału EKG i PPG występujących w zakresie v_2 . Wskaźniki SQI, uzyskane w niniejszym bloku przetwarzania, są tylko częściowymi ocenami określającymi jakość danego fragmentu sygnału EKG i PPG. Te częściowe oceny, przekazywane są do następnego bloku przetwarzania pt. *blok wyznaczania wartości wynikowych* dla sygnału EKG i PPG, występującego w całym *algorytmie oceny jakości sygnału*. Na rys. 6.8 przedstawiono dane wejściowe oraz dane wyjściowe uzyskiwane w wyniku działania omawianego bloku procedur testowych.



Rys. 6.8. Dane wejściowe i wyjściowe bloku procedur testowych

Blok procedur testowych zawiera w swojej strukturze 7 niezależnych procedur. W przypadku sygnału EKG są to procedury testowe: *EPA* oraz *EPS*, natomiast dla sygnału PPG: *PPA*, *PPAR*, *PPL*, *PPS* oraz *PPS2*. Prawidłowa detekcja wymaganych punktów charakterystycznych w zakłóconym sygnale PPG jest znacznie trudniejsza w odniesieniu do wymaganych punktów charakterystycznych, występujących w zakłóconym sygnale EKG. Dlatego dla sygnału PPG, konieczne jest zastosowanie większej liczby zróżnicowanych procedur testowych, które pracujące razem, pozwolą lepiej wyznaczyć zakłócone fragmenty sygnału od tych fragmentów, które nie zawierają żadnych zakłóceń. Precyzyjne wskazanie niezakłóconych fragmentów sygnału EKG i PPG, zwiększa wiarygodność wyznaczonych lokalizacji występowania poszukiwanych punktów charakterystycznych w danym zakresie czasu, co bezpośrednio przekłada się na większą poprawność obliczonych wartości chwilowych czasu propagacji fali tętna oraz zmienność tego czasu. Z drugiej jednak strony, precyzyjne wskazanie zakłóconych fragmentów sygnału EKG i PPG pozwala wybrać te fragmenty sygnału, które muszą zostać odrzucone.

Każda procedura testowa wypracowuje ocenę cząstkową dla aktualnie analizowanego fragmentu sygnału. Zatem, w efekcie działania każdej procedury testowej uzyskiwane są dwa wektory danych, przy czym pierwszy zawiera identyfikatory fragmentów, natomiast drugi uzyskane wartości ocen.

W *bloku procedur testowych* przyjęto czterostopniową ocenę jakości sygnału. Najlepsza jakość fragmentów sygnału określana jest jako *Good*. Ocena *Good* pozwala stwierdzić, że przeprowadzony test nie wykrył w analizowanym fragmencie sygnału niekorzystnych cech charakterystycznych, które są obecne w zakłóconych fragmentach. Wykrywanie określonych punktów charakterystycznych we fragmentach z oceną *Good*, może być z powodzeniem realizowane przy pomocy podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych i nie wymaga ostatecznej akceptacji jakości sygnału przez personel wykonujący pomiar. Obliczone wartości czasu propagacji fali tętna dla fragmentów z oceną *Good* uznawane są za poprawne. Oceną niższą jakości sygnału jest ocena *Warning*. Ocena ta

określa, że dany fragment sygnału może zawierać składowe niepożądane, lecz stopień występowania tych składowych jest niewielki i w znacznej większości przypadków można uznać ten fragment sygnału jako prawidłowy. Jednak dla fragmentów z oceną *Warning*, wysoce zalecana jest ostateczna akceptacja jakości rejestrowanych sygnałów przez personel wykonujący pomiar. Najniższą oceną jakości fragmentu sygnału jest ocena *Bad*. Ocena *Bad* określa fragmenty znacząco odbiegające od prawidłowych. Wskutek wysokiego stopnia zakłóceń oraz zawartych we fragmentach *Bad* artefaktów, takie fragmenty powinny zostać odrzucone, gdyż obliczona wartość czasu propagacji fali tętnej, dotycząca tych fragmentów jest nieprawidłowa. Fragmenty sygnału, które nie uzyskały jeszcze wyniku, lub z przyczyn wynikających ze specyfiki danej procedury testowej, nie można było wyznaczyć oceny, otrzymują ostatnią możliwą ocenę – ocenę *Unknown*. Ocena *Unknown* pełni rolę informacyjną, która pozwala zasygnalizować pewne komplikacje podczas wyznaczania oceny.

Niezależnie od uzyskanej oceny, występujące w całym algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętnej dwie niezależne procedury detekcji punktów charakterystycznych, równoległe pracują w sposób ciągły i nieustannie dostarczają wektory lokalizacji poszukiwanych punktów charakterystycznych. Nie występuje żadne zatrzymanie działania procedury wyznaczania punktów charakterystycznych, które mogłoby być zależne od uzyskanej oceny. To na podstawie uzyskanych ocen możliwe jest odrzucenie wyników lub ich zachowanie. Algorytm oceny jakości sygnału dostarcza swą „rekomendację”, ale ostateczna decyzja o odrzuceniu wyników pozostawiona zostaje operatorowi systemu pomiarowego. W dalszej części omawianego rozdziału w sposób szczegółowy przedstawione zostaną wszystkie procedury testowe, które wchodzi w skład całego bloku procedur testowych.

6.4.1 Procedura testowa EPA

Procedura testowa EPA (ang. *ECG Part Amplitude*) jest pierwszą procedurą testową, która dotyczy sygnału EKG. Procedura ta pozwala przeprowadzić test jakości sygnału pod kątem prawidłowej amplitudy analizowanego fragmentu sygnału. Procedura EPA korzysta z danych wyjściowych bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG, które są zawarte w zakresach v i v_2 . Danymi wyjściowymi procedury są oceny cząstkowe, które dotyczą fragmentów występujących w zakresie v_2 .

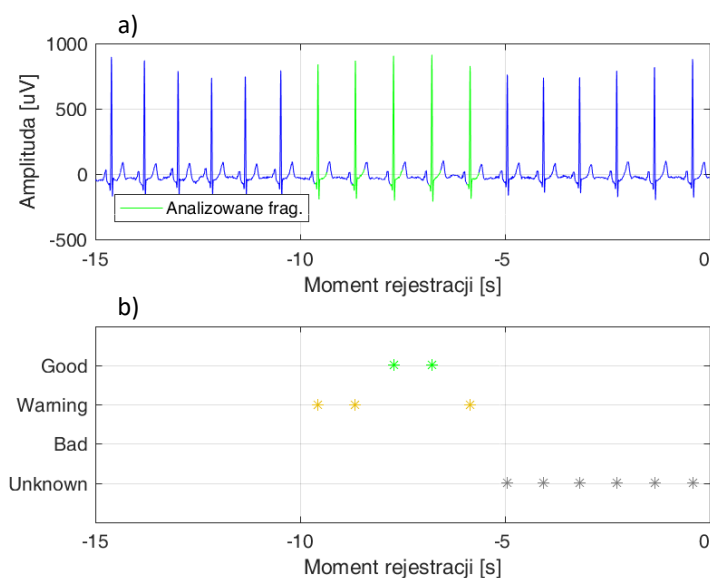
Ocena amplitudy fragmentu sygnału EKG przeprowadzana jest na podstawie amplitudy zbrocza narastającego, który występuje przed maksimum załamka R. W tym celu dla każdego fragmentu sygnału EKG, pobierana jest lokalizacja bezwzględna początku tego fragmentu oraz lokalizacja bezwzględna momentu występowania maksimum załamka R w tym fragmencie. Pobrane w ten sposób lokalizacje bezwzględne pozwalają sformułować zakres poszukiwań wartości minimalnej załamka R. Zatem, zakres ten definiuje następujący przedział <początek fragmentu EKG; maksimum załamka R>. Znaleziona w danym przedziale wartość minimalna, jest wartością odniesienia dla wartości maksymalnej załamka R, która pozwala wyznaczyć amplitudę tego fragmentu. W prawidłowym sygnale EKG amplituda wyznaczona w ww. sposób określa wartość amplitudy zbrocza narastającego, które występuje przed załamkiem R.

Na podstawie wyznaczonych amplitud załamek R, które znajdują się w zakresach v i v_2 , wyznaczana jest aktualna wartość średnia amplitudy. Przed wyznaczeniem docelowej wartości średniej, z danych wejściowych usuwane są wartości odstające (*outliers*). Wartości odstające stanowią ok. 30 % wszystkich danych, które występują po ok. 15 % w skrajnych stronach uszeregowanego pod kątem wartości wektora amplitud. Z pozostałych ok. 70 % wartości, wyznaczana jest docelowa wartość średnia amplitudy. Wyznaczanie wartości średniej amplitudy fragmentu EKG realizowane jest w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania.

Dla każdego nowego fragmentu sygnału, występującego w danym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, którego identyfikator zawiera się w zakresie v_2 , przeprowadzana jest ocena jakości. Zatem, nowy fragment EKG może otrzymać jedną z następujących ocen:

- Ocenę *Good* w przypadku, gdy amplituda fragmentu EKG jest powyżej wartości 1 mV, oraz gdy jego wartość zawiera się w zakresie 50 – 150 % średniej wartości amplitudy.
- Ocenę *Warning*, gdy amplituda fragmentu EKG mieści się w zakresie 0,4 – 1 mV oraz gdy wartość amplitudy nie przekracza zakresu 20 – 180 % średniej wartości amplitudy.
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment w przypadku, gdy jego amplituda jest poniżej wartości 0,4 mV lub gdy wartość ta jest poza zakresem 20 – 180 %.

Dla każdego fragmentu sygnału EKG, wyznaczana jest tylko jedna ocena cząstkowa. Ocena ta bazuje na danych, które aktualnie występują w rozważanym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Jeżeli w trakcie któregoś kolejnego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, uzyskana zostanie inna wartość średnia fragmentu EKG (np. wskutek zakłóceń), to nie wpływa ona na wynik oceny już ocenionego fragmentu EKG. Na rys. 6.9 przedstawiono przykładowy wynik działania procedury testowej EPA.



Rys. 6.9. Wynik działania procedury testowej EPA: sygnał EKG z naniesionym analizowanym fragmentem sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze EPA (b)

W przedstawionym przykładzie wszystkie wartości amplitud fragmentów sygnału EKG są na zbliżonym do siebie poziomie. Jednak niektóre pojedyncze wartości występują poniżej pierwszego dopuszczalnego zakresu, który powoduje, że zostały one sklasyfikowane jako fragmenty zawierające ocenę *Warning*.

6.4.2 Procedura testowa EPS

Procedura testowa EPS (ang. *ECG Part Similarity*), jest drugą procedurą testową, dedykowaną dla sygnału EKG. Procedura ta pozwala przeprowadzić test jakości sygnału EKG, na podstawie podobieństwa ocenianego fragmentu do aktualnego wzorca sygnału EKG. Wzorcem sygnału EKG jest wartość wypadkowa uzyskana spośród najlepszych fragmentów występujących w analizowanych zakresach. Natomiast podobieństwo sygnału wyznaczane jest w specjalnie zdefiniowanych sektorach analizowanego fragmentu. Procedura EPS korzysta z danych uzyskanych z *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG*, które występują w zakresach v i $v2$. Natomiast danymi wyjściowymi procedury EPS są oceny cząstkowe, które dotyczą fragmentów występujących w zakresie $v2$.

W każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* formowany jest nowy wzorec sygnału EKG, który bazuje na najlepszych fragmentach sygnału występujących w obydwu zakresach v i $v2$. Dlatego w pierwszej kolejności pobierane są wszystkie fragmenty występujące w obydwu zakresach do

głównej macierzy fragmentów EKG – *pSignals*. Macierz *pSignals* w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania ma stałą liczbę kolumn, która jest taka sama jak domyślny rozmiar fragmentów EKG – 75 próbek. Z kolei liczba wierszy jest zgodna z aktualną liczbą wszystkich fragmentów sygnału, występujących w obydwu zakresach. Ponieważ każdy fragment sygnału EKG wyznaczony został na podstawie tych samych zasad, to umieszczone w macierzy *pSignals* fragmenty są ze sobą zsynchronizowane. Zatem, maksimum załamek R każdego fragmentu sygnału EKG występuje dokładnie w 21 kolumnie macierzy *pSignals*. Następnie w macierzy *pSignals* przeprowadzana jest selekcja najlepszych fragmentów. W procedurze testowej EPS przyjęto, że do wyznaczenia wzorca sygnału wymaganych jest minimum 60 % najlepszych fragmentów sygnału. Zatem maksimum 40 % najgorszych fragmentów nie będzie brało udziału w wyznaczaniu wzorca sygnału. Najgorsze fragmenty sygnału EKG rozumiane są jako fragmenty, które najbardziej odbiegają kształtem od pozostałych fragmentów występujących w analizowanej macierzy.

Do wyznaczenia najlepszych fragmentów sygnału, proponowane są dwie metody selekcji. W pierwszej metodzie selekcji, formowany jest tymczasowy wzorzec sygnału, który jest wypadkową wszystkich fragmentów, występujących w macierzy *pSignals*. Wartość wypadkowa wyznaczana jest na podstawie wartości średniej elementów występujących w każdej kolumnie macierzy *pSignals*. Następnie każdy fragment sygnału występujący w tej macierzy porównywany jest z tymczasowym wzorcem sygnału. Porównanie polega na odjęciu każdej próbki analizowanego fragmentu sygnału od każdej odpowiadającej próbki tymczasowego wzorca sygnału. Na podstawie wartości bezwzględnej, uzyskanego wektora różnic, wyznaczana jest wartość średnia. Wartość ta określa bezwzględny błąd dopasowania każdego fragmentu sygnału z aktualnym tymczasowym wzorcem sygnału EKG. Jeżeli porównywany fragment sygnału oraz tymczasowy wzorzec będą się znacząco różnić, to uzyskany błąd dopasowania będzie znacznie większy w odniesieniu do fragmentu, który jest bardzo podobny do aktualnego tymczasowego wzorca sygnału. Na podstawie uzyskanych wartości błęd dopasowania, możliwe jest wyselekcjonowanie 60% najlepszych fragmentów sygnału EKG.

Proponowana metoda selekcji najlepszych fragmentów sygnału, pozwala w dość krótkim czasie uzyskać informacje o fragmentach, które są najbardziej podobne do wszystkich fragmentów występujących w macierzy *pSignals*. Niestety tymczasowy wzorzec sygnału wyznaczany jest na podstawie wszystkich fragmentów sygnału, które mogą być również bardzo zdegradowane. Zdegradowane fragmenty, biorące udział w wyznaczaniu tymczasowego wzorca, bardzo negatywnie wpływają na ostateczną jego postać. Im więcej zdegradowanych fragmentów sygnału, tym kształt uzyskanego tymczasowego wzorca bardziej odbiega od prawidłowego kształtu fragmentu sygnału EKG. Jeżeli tymczasowy wzorzec sygnału będzie nieprawidłowy, to porównanie z nim nawet najbardziej prawidłowych fragmentów sygnału EKG, spowoduje uzyskanie wysokiej wartości błęd dopasowania. Dlatego proponowana jest druga metoda selekcji najlepszych fragmentów sygnału, która polega na cyklicznym odrzucaniu z grupy najgorszego fragmentu sygnału.

Druga metoda selekcji najlepszych fragmentów rozpoczyna się od pobrania do macierzy roboczej wszystkich wartości występujących w macierzy *pSignals*. Na początku macierz robocza jest taka sama jak macierz *pSignals*. W pierwszym etapie omawianej metody z macierzy roboczej chwilowo usuwany jest jeden wiersz macierzy (1 fragment sygnału EKG). Następnie wyznaczana jest dla każdej kolumny macierzy roboczej wartość odchylenia standardowego. W ten sposób uzyskiwany jest wektor zawierający 75 odchyleń standardowych. Następnie, z wektora odchyleń standardowych wyznaczana jest wartość średnia odchylenia standardowego. Wartość ta pozwala określić stopień wzajemnego podobieństwa (dopasowania) prawie wszystkich fragmentów występujących w macierzy roboczej. Powyższa czynność jest powtarzana tyle razy, ile jest aktualnie wszystkich fragmentów sygnału poddawanych analizie, z tym że w danej iteracji chwilowo usuwany jest kolejny fragment sygnału. Wyznaczanie wartości średnich odchyleń standardowych z macierzy, które w danej chwili nie posiadały jednego fragmentu sygnału EKG pozwala wskazać tę konfigurację fragmentów, która powoduje najmniejszą wartość średnią odchylenia standardowego. Konfiguracja która ma najmniejszą wartość średnią odchyleń standardowych, w sposób jednoznaczny wskazuje ten fragment sygnału,

bez którego pozostałe fragmenty są do siebie lepiej dopasowane. Zatem ten chwilowo odrzucony fragment sygnału w aktualnym zbiorze fragmentów był najgorszy.

W drugim etapie omawianej metody selekcji, do macierzy roboczej przesyłane są wszystkie fragmenty z macierzy *pSignals*, ale bez wiersza (fragmentu EKG), który w etapie poprzednim uznany został jako najgorszy fragment. W drugim etapie ponownie iteracyjnie obliczana jest wartość średnia odchyłeń standardowych, z każdorazowym wyłączeniem jednego fragmentu. Następnie ponownie poszukiwana jest ta konfiguracja fragmentów sygnału, która ma najmniejszą wartość średnią odchyłeń standardowych, co pozwala bezpośrednio wskazać, najgorszy fragment sygnału w drugim etapie przetwarzania.

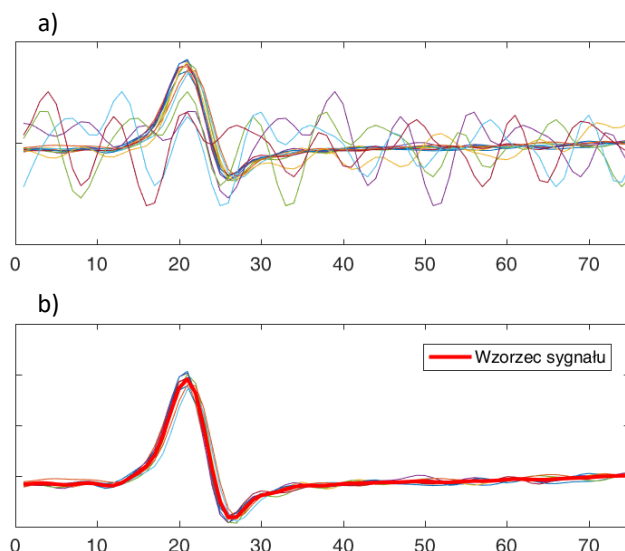
W trzecim i kolejnych etapach przetwarzania, powtarzana jest wyżej przedstawiona procedura, aż do całkowitego wyznaczenia wszystkich najgorszych fragmentów. Wyznaczony w każdym etapie omawianej metody selekcji, najgorszy (dla danego etapu) fragment sygnału, pozwala ostatecznie uszeregować te fragmenty sygnału EKG od najgorzej dopasowanego do najlepiej. Dysponując informacją o najgorszych fragmentach sygnału EKG, możliwe jest wyznaczenie wymaganej liczby 60 % najlepszych fragmentów sygnału EKG.

Druga metoda selekcji najlepszych fragmentów sygnału, jest znacznie bardziej złożona obliczeniowo od pierwszej. Pozwala ona jednak przeprowadzać każdorazowo analizę fragmentów sygnału, która w każdym etapie bazuje na coraz lepszych (wzajemnie bardziej podobnych) fragmentach sygnału EKG.

W celu określenia, która z wyżej przedstawionych metod selekcji najlepszych fragmentów, lepiej dokonuje wyboru wymaganych 60 % najlepszych fragmentów sygnału EKG, przeprowadzono odpowiednie badanie testowe. Badanie to wykonano na 60 odfiltrowanych sygnałach EKG pozyskanych od 60 ochotników w wieku od 18 do 73 lat. Długość każdego sygnału EKG wynosiła dokładnie 50 s. Każdy odfiltrowany sygnał EKG w ramach danego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, poddawany był na wejście *podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. Następnie dane uzyskane na wyjściu tego bloku poddawane były na *blok detekcji fragmentów w sygnale EKG*, znajdujący się w *algorytmie oceny jakości sygnałów*. Uzyskiwane w ten sposób wektory lokalizacji punktów charakterystycznych sygnału EKG, które dotyczą fragmentów występujących w obydwu zakresach v_1 i v_2 , poddawane były na wejście badanej metody selekcji. W każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, w obydwu metodach selekcji uzyskiwane były informacje o 60 % najlepszych (wzajemnie najbardziej podobnych) fragmentach sygnału EKG. Na podstawie tych informacji, każdorazowo na potrzeby niniejszego badania, formowane były specjalne macierze danych, które zawierały wyznaczone 60 % najlepszych fragmentów.

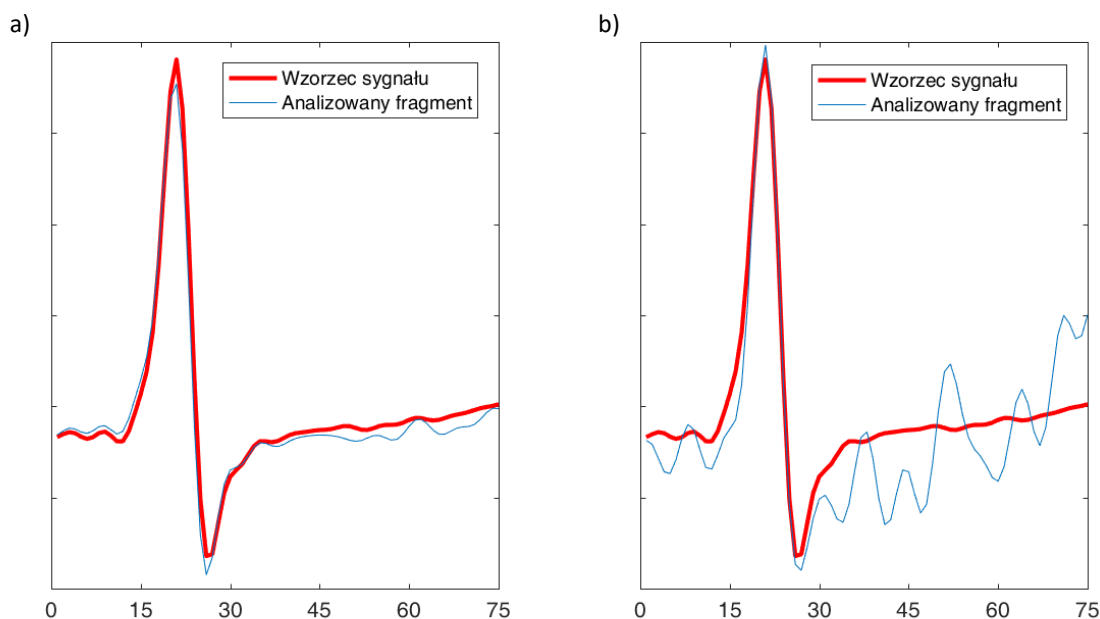
Jako kryterium oceny, która metoda lepiej dokonuje selekcji najlepiej dopasowanych do siebie fragmentów sygnału, przyjęto miarę odchylenia standardowego. Wartość odchylenia standardowego obliczana była dla każdej kolumny macierzy zawierającej najlepsze fragmenty sygnału dla obydwu metod selekcji. Następnie dla wektora uzyskanych odchyłeń standardowych wyznaczana była ich wartość średnia. Zatem, dla każdego *1-sekundowego cyklu przetwarzania* oraz dla każdego testowanego sygnału, zapamiętana została indywidualna wartość średnia odchyłeń standardowych występujących w każdej kolumnie macierzy dla testowanej metody. Po wykonaniu całego testu, uzyskano dwie grupy wyników (indywidualnie dla każdej metody selekcji). W każdej grupie uzyskano 3000 wyników, które obrazują stopień dopasowania fragmentów w aktualnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* dla wszystkich testowanych sygnałów. Spośród wszystkich uzyskanych wyników, 1001 wartości (ok. 33 %) wskazywało, że obydwie metody selekcji wyznaczyły taki sam wynik (taką samą postać macierzy wyjściowej). Z kolei dla 1872 (62 %) wyników lepsze rezultaty osiągnęła druga metoda. Pozostałe 127 wyników przypada na korzyść metody pierwszej. A więc spośród całości, ok. 96 % wyników dotyczyło grup fragmentów, które były takie same lub lepsze w przypadku drugiej metody selekcji. Zatem, pomimo większego wymaganego nakładu pracy, który charakteryzuje drugą metodę selekcji, metoda ta w większości przypadków, lepiej wyselekcjonowała fragmenty sygnału EKG. Dlatego druga metoda selekcji najlepszych fragmentów sygnału EKG, bazująca na cyklicznym

odrzucając najgorszy fragment, została wybrana jako docelowa metoda selekcji w niniejszej procedurze testowej. Na podstawie wyselekcjonowanych 60 % najlepszych fragmentów sygnału EKG, w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania wyznaczany jest ostateczny wzorzec sygnału EKG. Na rys. 6.10 przedstawiono przykładową grupę fragmentów oraz wynik selekcji tych fragmentów dla metody selekcji bazującej na cyklicznym odrzucaniu najgorszego fragmentu.



Rys. 6.10. Wynik działania metody selekcji bazującej na cyklicznym odrzucaniu najgorszego fragmentu sygnału: grupa wszystkich fragmentów EKG (a); wyselekcjonowane fragmenty EKG z zaznaczonym wzorcem sygnału (b)

Przeprowadzenie oceny jakości sygnału EKG, realizowane jest poprzez porównanie ocenianego fragmentu sygnału z aktualnym wzorcem sygnału. Jeżeli porównywany fragment sygnału jest do wzorca podobny, to kształt obydwu fragmentów praktycznie pokrywa się ze sobą (rys. 6.11a). Jeżeli natomiast porównywany fragment sygnału znacząco odbiega od aktualnego wzorca, to występują znaczne różnice pomiędzy kształtami porównywanych fragmentów (rys. 6.11b). Wartość podobieństwa analizowanego fragmentu sygnału względem wzorca sygnału jest tym większa im bardziej wzajemnie pokrywają się porównywane fragmenty sygnału.

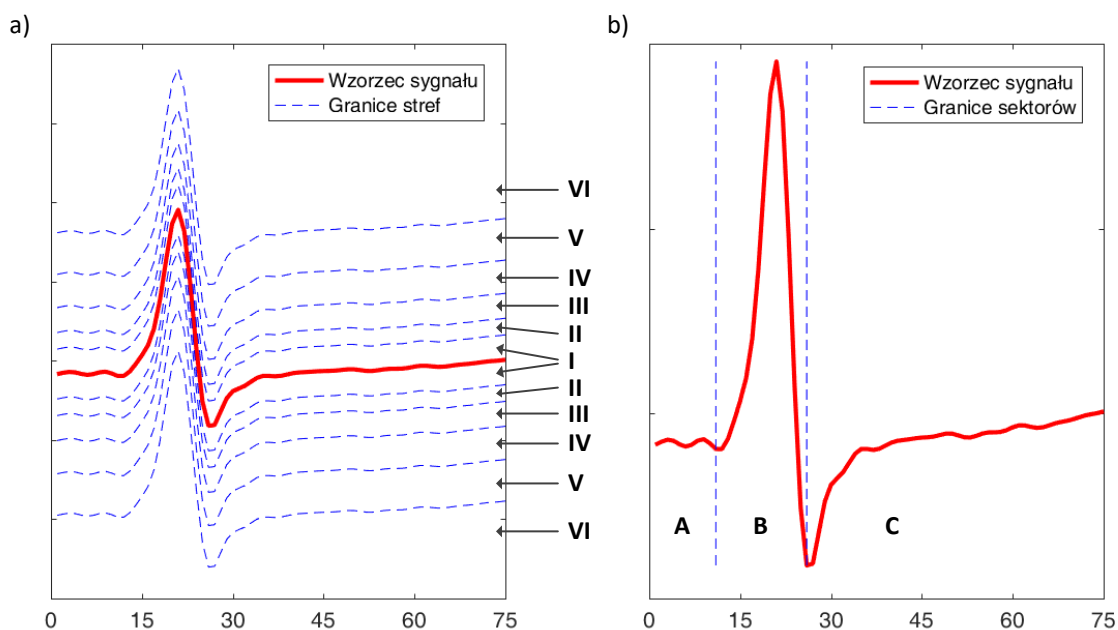


Rys. 6.11. Porównanie fragmentów sygnału EKG ze wzorcem: duże podobieństwo fragmentów (a); małe podobieństwo fragmentów (b)

W celu określenia jak bardzo podobny jest analizowany fragment sygnału EKG, względem wzorca sygnału, wprowadza się pojęcie stref wzorca. Strefa wzorca jest to obszar, którego granica oddalona jest o stałą wartość od aktualnej wartości wzorca sygnału. Dla każdego fragmentu wprowadza się kilka stref wzorca. Strefa I to obszar znajdujący się najbliżej danego fragmentu sygnału EKG. Strefa II rozpoczyna się w miejscu, w którym kończy się strefa I, lecz jej granica przesunięta jest dalej od aktualnych wartości wzorca. Kolejne strefy są to obszary coraz dalej ulokowane względem wzorca sygnału.

Na rys. 6.12a, przedstawiono przykładowy wzorec sygnału EKG z naniesionymi strefami sygnału. Zatem, jeżeli analizowany fragment sygnału EKG będzie w całości występował w najniższej strefie (najbliżej wzorca sygnału), to można stwierdzić, że fragment ten jest bardzo podobny do sygnału wzorca. Jeżeli natomiast analizowany fragment sygnału, będzie „sięgał” kolejnych stref to taki fragment jest znacznie mniej podobny do wzorca sygnału, w odniesieniu do sygnału występującego w całości w strefie I. W docelowym rozwiązaniu przyjęto zastosowanie 5 ograniczonych stref. Ostatnia VI strefa wzorca nie jest ograniczana żadnym zakresem. Zatem, analizowany fragment sygnału, który występuje w VI strefie, jest to fragment klasyfikujący się do uzyskania najniższej oceny, gdyż zawiera znaczącą liczbę zakłóceń lub artefaktów, które powodują tak duże zniekształcenie analizowanego fragmentu.

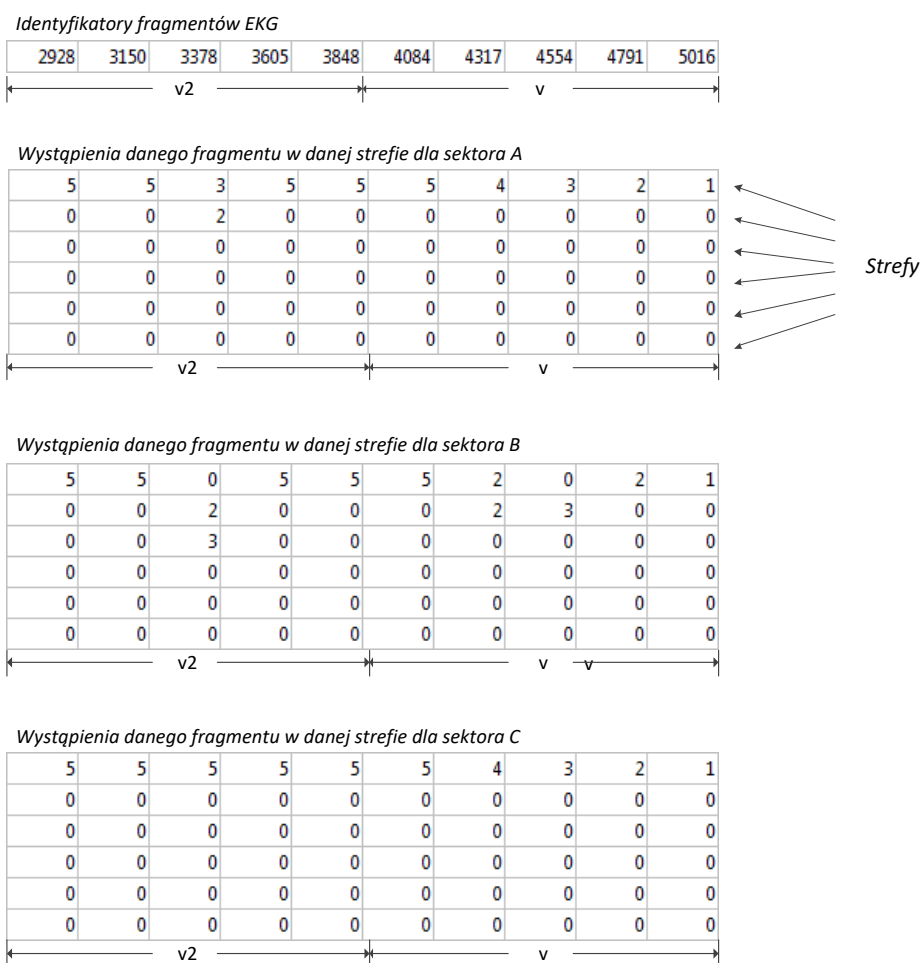
Zakłócenia oraz artefakty występujące w analizowanym fragmencie sygnału, mogą być zlokalizowane w różnym miejscu w czasie. Ponieważ na podstawie maksimum załamka R wyznaczany jest punkt charakterystyczny to ważne, aby stopień zakłóceń był możliwie najmniejszy w zakresie występowania tego załamka. Dlatego oprócz stref, dany wzorec sygnału EKG zawiera również sektory. Sektory to zakresy czasowe, które są indywidualnie definiowane dla każdego wzorca sygnału. W docelowym rozwiązaniu przyjęto, że wzorec sygnału składa się z trzech sektorów, oznaczonych literami A, B i C. Sektor A obejmuje swym zakresem początek wzorca sygnału, aż do wartości minimalnej załamka Q. Sektor B rozpoczyna się w miejscu występowania wartości minimalnej załamka Q i kończy się w miejscu, gdzie występuje wartość minimalna załamka S. Natomiast sektor C rozpoczyna się w miejscu występowania wartości minimalnej załamka S i kończy się na końcu wzorca sygnału. Na rys. 6.12b przedstawiono wzorec sygnału z naniesionymi sektorami sygnału.



Rys. 6.12. Wzorec sygnału EKG z wyznaczonymi: strefami wzorca (a); sektorami wzorca (b)

Zatem każdy wzorec sygnału zawiera strefy oraz sektory wzorca a każdy fragment sygnału EKG analizowany jest pod kątem występowania tego fragmentu w danej strefie dla danego sektora. Dysponując wzorcem sygnału z wyznaczonymi strefami i sektorami, możliwe jest sprawdzenie każdego fragmentu sygnału – do której strefy sięga dany fragment w analizowanym sektorze. W *każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania*, sprawdzanymi fragmentami są fragmenty o identyfikatorach mieszczących się w zakresie v .

Jak wcześniej opisano, w zakresie v w kolejnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, są wykrywane nowe punkty charakterystyczne. Niezależnie od aktualnej liczby znalezionych punktów charakterystycznych w tym zakresie, każdy fragment sygnału EKG, posiada swój własny identyfikator. Ponieważ zakres v obejmuje ostatnie 5 sekund sygnału, a cały *1-sekundowy cykl przetwarzania* trwa jedną sekundę, to poszczególne fragmenty sygnału EKG występujące w tym zakresie, mogą być analizowane maksimum 5 razy. W ciągu maksymalnie tych 5 przeprowadzonych analiz, poszczególne fragmenty sygnału będą sięgać do określonej strefy w danym sektorze. W innym cyklu może się okazać, że ten sam analizowany fragment sygnału sięga już do strefy innej. Zatem każdy fragment sygnału po przejściu przez wszystkie maksymalnie 5 całych cykli otrzymuje aktualny dla danego cyklu wynik, przy czym wyniki te najczęściej są takie same, ale mogą się również nieznacznie różnić. Różnice uzyskanych wyników, są ściśle związane z aktualnym kształtem formowanego wzorca sygnału, gdzie na skutek zmian poszczególnych fragmentów, z których powstał lub dodatkowych zakłóceń, w *każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania*, wzorec ten jest nieco inny. Wspomniany identyfikator sygnału pozwala na prawidłowe przyporządkowanie uzyskanych wyników dla każdego analizowanego fragmentu sygnału EKG. Na rys. 6.13 przedstawiono przykładowe wyniki częstości występowania danego fragmentu sygnału EKG w danej strefie dla danego sektora.



Rys. 6.13. Przykładowe wyniki częstości występowania danego fragmentu sygnału EKG w danej strefie dla trzech sektorów wzorca

Fragmenty sygnału, których identyfikatory zawierają się w zakresie v_2 , dysponują już kompletnymi danymi, które są informacjami stosowanymi do wyznaczania ostatecznej oceny danego fragmentu sygnału EKG. Dane zawarte w zakresie v , są jeszcze niekompletne, co świadczyć może o malejącej sumie wystąpień wraz ze wzrostem wartości identyfikatora. Na podstawie uzyskanych przykładowych danych, w sektorze A fragment o identyfikatorze 3378 występował trzy razy w strefie I i dwa razy w strefie II. Pozostałe fragmenty z zakresu v_2 w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* występowały w strefie I. W przypadku sektora B, ten sam fragment sygnału (id = 3378), dwa razy występował w strefie II i trzy razy w strefie III. Pozostała reszta fragmentów, w każdym *1-sekundowym cyklu*, występowała w strefie I. Natomiast w sektorze C wszystkie fragmenty zawarte w zakresie v_2 , w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, występowały w strefie I.

Dysponując liczebnością występowania każdego fragmentu, dla danego sektora w danej strefie, możliwe jest wyznaczenie strefy najczęstszego występowania. Jeżeli dla danego fragmentu i danego sektora wynik najczęstszego występowania nie jest rozstrzygnięty, np. wskutek takiej samej liczby wystąpień dla wielu stref, to wyliczany jest numer strefy wypadkowej. Numer strefy wypadkowej jest średnią z tych numerów stref, dla których jest nierozstrzygnięty wynik. Wartość ta jest następnie zaokrąglana w dół, na korzyść strefy o niższym numerze. Na podstawie danych w przedstawionym przykładzie (rys. 6.13), fragmenty z zakresu v_2 otrzymują wyniki przedstawione w tab. 6.1.

Tab. 6.1. Strefy najczęstszego występowania przykładowych fragmentów w danym sektorze

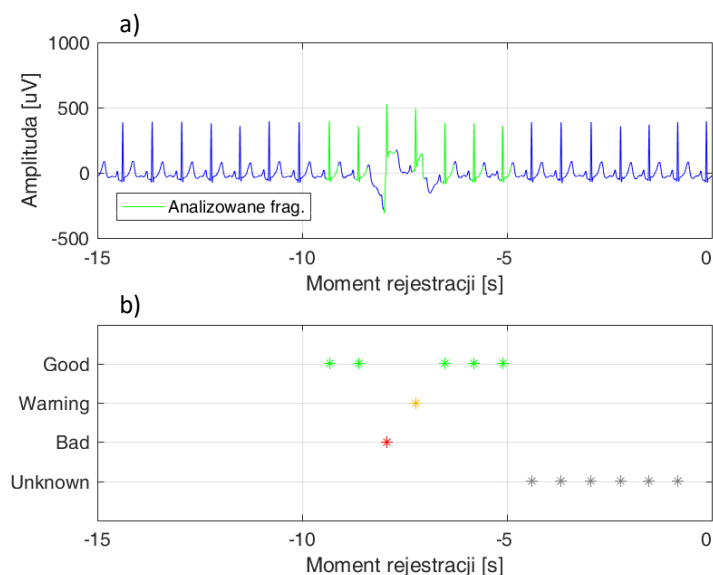
ID	2928	3150	3378	3605	3848
Sektor A	1	1	1	1	1
Sektor B	1	1	3	1	1
Sektor C	1	1	1	1	1

W analizowanym przykładzie, fragment sygnału EKG o identyfikatorze 3378, otrzymał dla sektora wynik 1 pomimo częstego występowania fragmentu w sektorze A w strefie II. Jednak większa liczba wystąpień w strefie I spowodowała wyznaczenie I strefy wypadkowej. Ten sam fragment odnośnie sektora B, często występował w strefie II i III, lecz większa liczba wystąpień dla strefy 3 spowodowała wyznaczenie tej strefy jako strefa wypadkowa.

Na podstawie informacji najczęstszego występowania fragmentu, dla danego sektora w danej strefie, możliwe jest wyznaczenie jednej z następujących ocen:

- Ocenę *Good* otrzymuje fragment, który: dla sektora A występował najczęściej w strefie 1 lub 2 oraz dla sektora B występował najczęściej w strefie 1 do 3 oraz dla sektora C występował najczęściej w strefie 1 lub 2.
- Ocenę *Warning* otrzymuje fragment, w którym osiągnięto przynajmniej: dla sektora A strefę 3 lub dla sektora B strefę 4 lub dla sektora C strefę 3.
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment gdy: dla sektora A osiągnięto przynajmniej strefę 4 lub dla sektora B osiągnięto przynajmniej strefę 5 lub dla sektora C osiągnięto przynajmniej strefę 4.

Dla każdego fragmentu EKG, wyznaczona raz ocena cząstkowa jest oceną ostateczną, gdyż ocena ta bazuje na danych dotyczących fragmentów o identyfikatorach występujących w zakresie v_2 . Na rys. 6.14 przedstawiono przykładowy sygnał EKG oraz wynik działania procedury testowej EPS.



Rys. 6.14. Wynik działania procedury testowej EPS: analizowany sygnał EKG zawierający zakłócone fragmenty sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze EPS (b)

Występujące w sygnale zakłócenie, spowodowało zmianę kształtu dwóch fragmentów sygnału EKG. W zależności od stopnia tych zakłóceń, analizowane fragmenty otrzymały odpowiednio ocenę *Bad* i *Warning*.

6.4.3 Procedura testowa PPA

Procedura testowa *PPA* (ang. *PPG Part Amplitude*) jest pierwszą procedurą dedykowaną dla sygnału *PPG*. Procedura ta podobnie jak procedura *EPA*, pozwala przeprowadzić test jakości sygnału pod kątem prawidłowej amplitudy analizowanego fragmentu sygnału. Procedura *PPA* korzysta z danych uzyskanych z *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, które są zawarte w zakresach *v* i *v2*. Z kolei danymi wyjściowymi niniejszej procedury testowej są oceny cząstkowe, które dotyczą fragmentów sygnału *PPG*, występujących w zakresie *v2*.

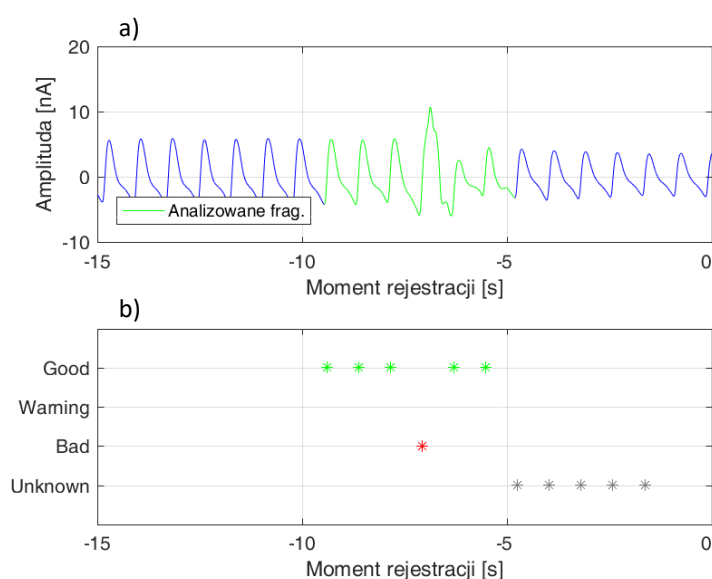
Ocena amplitudy fragmentu sygnału *PPG* przeprowadzana jest na podstawie amplitudy analizowanego fragmentu sygnału. Amplituda fragmentu wyznaczana jest na podstawie różnicy pomiędzy wartością maksymalną fragmentu (punkt *Systolic*), a wartością minimalną, będącą początkiem analizowanego fragmentu. W tym celu dla każdego fragmentu sygnału pobierane są lokalizacje bezwzględne początku i końca danego fragmentu. Na podstawie pobranych wartości bezwzględnych formułowany jest zakres poszukiwań wartości maksymalnej – punktu *Systolic*. Znaleziona wartość maksymalna oraz wartość pierwszej próbki pomiarowej danego fragmentu sygnału pozwala wyznaczyć jego amplitudę.

Na podstawie wyznaczonych amplitud każdego fragmentu sygnału *PPG*, które występują w obydwu zakresach *v* i *v2*, wyznaczana jest aktualna wartość średnia amplitudy. Ze wszystkich amplitud, które biorą udział w wyznaczaniu wartości średniej, odrzucane są wartości odstające (*outliers*). Wartości te stanowią po 15 % skrajnych, ułożonych rosnąco poszczególnych wartości amplitud. Następnie z pozostałych ok. 70 % wartości wyznaczana jest docelowa wartość średnia, która jest aktualna tylko dla danego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*. Proces wyznaczania wartości średniej jest powtarzany w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*.

Każdy fragment sygnału *PPG* otrzymuje jedną z następujących ocen:

- Ocena *Good* w przypadku, gdy fragmentu sygnału PPG jest większa niż 3 nA, oraz gdy jej wartość zawiera się w zakresie 50 – 150 % średniej wartości amplitudy.
- Ocena *Warning*, gdy amplituda fragmentu sygnału PPG mieści się w zakresie 1 – 3 nA, oraz gdy wartość amplitudy nie przekracza zakresu 20 – 180 % średniej wartości amplitudy.
- Ocena *Bad* otrzymuje fragment w przypadku, gdy amplituda fragmentu PPG jest mniejsza niż 1 nA lub gdy wartość ta jest poza zakresem 20 – 180 % średniej wartości amplitudy.

Podobnie jak w procedurze EPA, raz oceniony fragment sygnału PPG, którego identyfikator występuje w zakresie v_2 , w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* nie jest już oceniany. Zatem, gdy w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* zmianie ulegnie średnia wartość amplitudy fragmentów PPG, to nie wpływa ona na wynik oceny już ocenionego fragmentu sygnału. Na rys. 6.15 przedstawiono efekt działania procedury testowej PPA dla przykładowego sygnału PPG zawierającego zakłócony fragment sygnału.



Rys. 6.15. Wynik działania procedury testowej PPA: sygnał PPG zawierający zakłócony fragment, z naniesionym analizowanym fragmentem sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze PPA (b)

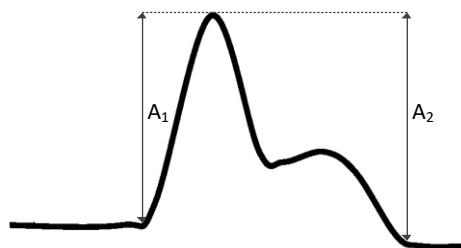
Przedstawiony przykład obrazuje sygnał PPG z występującym chwilowym zakłóceniem, które znacząco wpływa na amplitudę danego fragmentu sygnału. W prawie każdym fragmencie sygnału przedstawionym na analizowanym wykresie, występuje zbliżona wartość amplitudy sygnału. Jednak, dla pojedynczego fragmentu sygnału PPG, gwałtowny wzrost amplitudy powoduje, że wartość tej amplitudy analizowanego fragmentu jest poza określonym dopuszczalnym zakresem, który bazuje na wartości średniej amplitud. Wskutek czego taki fragment uzyskuje ocenę *Bad*.

6.4.4 Procedura testowa PPAR

Procedura testowa *PPAR* (ang. *PPG Part Amplitude Ratio*) jest drugą procedurą testową, dedykowaną dla sygnału PPG. Omawiana procedura testowa pozwala przeprowadzić test poprawności stosunku amplitud fragmentów sygnału PPG. Procedura PPAR bazuje na danych uzyskanych z *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, które zawarte są tylko w zakresie v_2 . Danymi wyjściowymi omawianej procedury są oceny cząstkowe, które również dotyczą fragmentów sygnału występującego w zakresie v_2 .

Przeprowadzenie testu poprawności stosunku amplitud fragmentów sygnału PPG, wymaga znajomości dwóch amplitud analizowanego fragmentu (A_1 i A_2). Amplituda A_1 jest różnicą wartości

maksymalnej i wartości pierwszej próbkę pomiarowej fragmentu sygnału PPG. Natomiast amplituda A_2 jest różnicą wartości maksymalnej i ostatniej próbkę pomiarowej fragmentu sygnału PPG. Na rys. 6.16 przedstawiono amplitudy A_1 i A_2 , występujące na fragmencie PPG.



Rys. 6.16. Fragment sygnału PPG z naniesionymi amplitudami A_1 i A_2

W celu wyznaczenia amplitud A_1 i A_2 , dla każdego fragmentu PPG, występującego w zakresie v_2 pobierane są lokalizacje bezwzględne początku i końca danego fragmentu. Następnie w utworzonym zakresie poszukiwana jest wartość maksymalna sygnału PPG. Znaleziona wartość maksymalna oraz wartość pierwszej oraz ostatniej próbkę pomiarowej danego fragmentu sygnału pozwala wyznaczyć wymagane amplitudy.

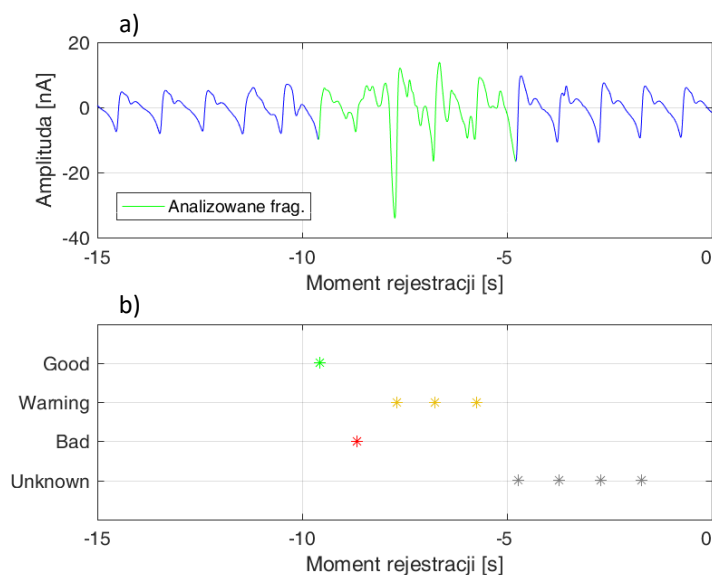
Dla prawidłowych fragmentów sygnału PPG, wartości amplitud A_1 i A_2 są na bardzo zbliżonym poziomie. Niestety w przypadku występowania zakłóceń lub zaniku kolejnego fragmentu sygnału PPG, wzrasta dysproporcja pomiędzy tymi wartościami. W celu określenia stopnia tej dysproporcji, wyznaczana jest wartość stosunku mniejszej amplitudy do wartości większej amplitudy. W wyniku czego uzyskiwana jest wartość zawierająca się w zakresie od 0 do 1, która określa proporcje amplitud. Zatem dla każdego fragmentu sygnału PPG, którego identyfikator zawiera się w zakresie v_2 , wyznaczane są wartości amplitud: A_1 oraz A_2 i na podstawie tych wartości wyznaczana jest wartość stosunku amplitud.

Na podstawie wartości stosunku amplitud fragmenty występujące w zakresie v_2 otrzymują jedną z następujących ocen:

- Ocenę *Good* w przypadku, gdy stosunek amplitud jest większy od 0,8.
- Ocenę *Warning*, gdy stosunek amplitud zawiera się w zakresie 0,5 – 0,8.
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment w przypadku, gdy stosunek amplitud jest mniejszy od 0,5.

Jednokrotnie wyznaczona ocena cząstkowa fragmentów jest oceną ostateczną, gdyż fragmenty te znajdują się w zakresie v_2 , w którym parametry występujących fragmentów nie ulegają zmianie podczas nowych *1-sekundowych cykli przetwarzania*. Na rys. 6.17 przedstawiono efekt działania procedury testowej PPAR dla przykładowego sygnału PPG zawierającego zakłócone fragmenty sygnału.

Przedstawiony przykład obrazuje sygnał PPG, z występującymi zakłóceniami, które znacząco wpływają na amplitudy zakłóconych fragmentów sygnału. W zależności od stopnia tych zakłóceń, analizowane fragmenty charakteryzują się niskimi wartościami stosunku amplitud, które bezpośrednio przekładają się na ocenę *Warning* oraz *Bad*.



Rys. 6.17. Wynik działania procedury testowej PPAR: sygnał PPG zawierający zakłócone fragmenty z naniesionym analizowanym obszarem sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze PPAR (b)

6.4.5 Procedura testowa PPL

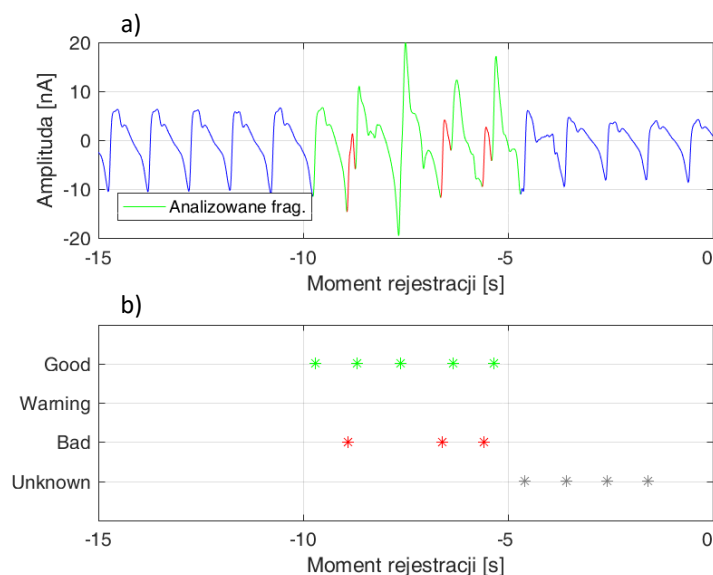
Procedura testowa *PPL* (ang. *PPG Part Length*) jest trzecią procedurą testową, dedykowaną dla sygnału PPG. Procedura testowa PPL pozwala określić jakość fragmentów sygnału weryfikowaną pod kątem prawidłowej długości danego fragmentu. Procedura ta korzysta z danych uzyskanych z *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, występujących w zakresie v_2 oraz z *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*. Danymi wyjściowymi niniejszego bloku przetwarzania są oceny cząstkowe, które dotyczą fragmentów sygnału PPG występujące w zakresie v_2 .

Długość fragmentu sygnału PPG, wyznaczana jest na podstawie lokalizacji bezwzględnych początków i końców analizowanych fragmentów, które występują w zakresie v_2 . Wartość średniego czasu powtarzania uzyskiwana jest z zewnętrznego bloku przetwarzania, który występuje w *algorytmie oceny jakości sygnału*. Dlatego nie jest konieczne pobieranie wszystkich wartości w określonych zakresach oraz ich ewentualna selekcja w celu wyznaczenia wartości średniego czasu powtarzania.

Efektom działania procedury testowej PPL jest ocena cząstkowa jakości każdego fragmentu sygnału PPG, występującego w zakresie v_2 . Oceniany fragment może otrzymać jedną z następujących ocen:

- Ocenę *Good* w przypadku, gdy długość fragmentu PPG zawiera się w zakresie 0,3 – 2 s oraz gdy jego długość zawiera się w zakresie 50 – 150 % wartości średniego czasu powtarzania sygnału.
- Ocenę *Warning*, otrzymuje fragment, gdy jego długość zawiera się w granicy nieprzekraczającej zakresu 20 – 180 % wartości średniego czasu powtarzania sygnału.
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment w przypadku, gdy jego długość jest poza zakresem 0,3 – 2 s lub gdy wartość ta jest poza zakresem 20 – 180 % wartości średniego czasu powtarzania sygnału.

Nowy fragment sygnału PPG, który występuje w zakresie v_2 , oceniany jest tylko jeden raz. Zmiana wartości średniego czasu powtarzania sygnału PPG, która może wystąpić w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania*, nie wpływa na wynik oceny już ocenionego fragmentu sygnału PPG. Na rys. 6.18 przedstawiono efekt działania procedury testowej PPL dla przykładowego sygnału PPG zawierającego zakłócone fragmenty sygnału.



Rys. 6.18. Wynik działania procedury testowej PPL: analizowany sygnał PPG zawierający zakłócone fragmenty sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze PPL (b)

W przedstawionym przykładzie, sygnał PPG zawiera zakłócenia powodujące, że poprzednie procedury błędnie odnalazły punkty charakterystyczne. Z kolei błędne punkty charakterystyczne spowodowały wyznaczenie błędnych zakresów wartości, które definiują nieprawidłowy (zaznaczony na czerwono) fragment sygnału PPG. Długość błędnych fragmentów zobrazowanych na przykładzie jest poniżej minimalnego dopuszczalnego progu (0,3 s), wskutek czego fragmenty te otrzymały ocenę *Bad*.

6.4.6 Procedura testowa PPS

Procedura testowa *PPS* (ang. *PPG Part Similarity*) jest czwartą procedurą testową dedykowaną do oceny jakości sygnału PPG. Jej działanie jest bardzo podobne do działania procedury testowej, dedykowanej dla sygnału EKG, gdzie test jakości fragmentów sygnału PPG bazuje na porównaniu testowanego fragmentu ze wzorcem sygnału PPG. Z uwagi na inny charakter sygnału PPG w odniesieniu do sygnału EKG oraz na zmienną długość fragmentu sygnału PPG, procedura PPS zawiera kilka istotnych modyfikacji. Niniejsza procedura testowa bazuje na danych wyjściowych *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, które występują w zakresach v i $v2$ oraz danych uzyskanych z *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*. Danymi wyjściowymi procedury testowej PPS są oceny cząstkowe, które dotyczą fragmentów PPG występujących w zakresie $v2$.

Podobnie jak w procedurze testowej EPS, w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, tworzony jest nowy wzorzec sygnału PPG. Ponieważ sygnał PPG, jest bardzo wrażliwy na zakłócenia, w omawianym rozwiązaniu przyjęto, że wzorcem sygnału będzie fragment wypadkowy, uzyskany spośród najlepszych fragmentów występujących w zakresie ostatnich 15 s odfiltrowanego sygnału, tj. z wszystkich trzech zakresów: v , $v2$ oraz $v3$.

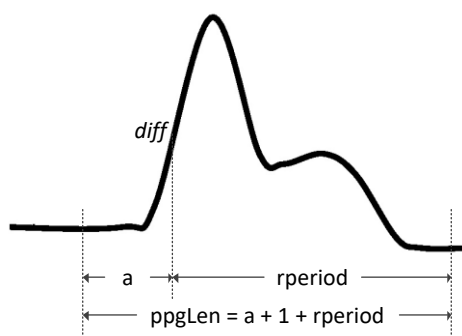
Dane wyjściowe *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, dostarczają lokalizacje bezwzględne początku i końca oraz identyfikator fragmentu sygnału tylko z zakresu czasu $v2$. Zatem konieczne jest utworzenie dodatkowej macierzy – $adv2v3$, która będzie przechowywała informacje o fragmentach sygnału PPG, które występują w obydwu wymaganych zakresach: $v2$ i $v3$. Liczba wierszy macierzy $adv2v3$ w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* jest stała, lecz liczba kolumn ściśle zależy od liczby fragmentów, które aktualnie występują w zakresach $v2$ i $v3$. Pierwszy wiersz macierzy zawiera identyfikatory fragmentów. Drugi i trzeci zawiera lokalizacje bezwzględne początku i końca danego fragmentu. Zatem w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* do macierzy $adv2v3$ dodawane są nowe kolumny, które opisują aktualnie występujące fragmenty sygnału w zakresie $v2$ *bloku detekcji*

fragmentów w sygnale PPG. Następnie z macierzy tej usuwane są zdublowane kolumny, tak aby w macierzy tej pozostawały tylko informacje dla unikalnych (wybrane bez powtórzeń) fragmentów występujących w obydwu zakresach v_2 i v_3 .

Dysponując danymi opisującymi fragmenty sygnału zawarte w zakresach v_2 i v_3 (macierz adv_{2v3}) oraz każdorazowo pobierając informacje z *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, które dotyczą tylko zakresu v , możliwe jest pobranie odpowiednich fragmentów sygnału PPG występujących w trzech zakresach do głównej macierzy fragmentów PPG – $pSignals$. Do macierzy $pSignals$ pobierane są tylko te fragmenty sygnału PPG, których amplituda zbocza narastającego jest powyżej przyjętego progu (1 nA). Szerokość macierzy $pSignals$ została tak dobrana, aby możliwe było zachowanie pełnych fragmentów sygnału PPG, czyli wszystkich dla danego fragmentu odfiltrowanych próbek pomiarowych. Otrzymana z *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG* wartość średniego czasu powtarzania ($rperiod$), pozwala wyznaczyć teoretyczną długość fragmentu PPG ($ppgLen$), która jest również szerokością macierzy $pSignals$. Na potrzeby pobierania pełnych fragmentów sygnału PPG do macierzy $pSignals$, zdefiniowano następujące parametry:

- $rperiod$ – średni czas powtarzania sygnału PPG, uzyskany z *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG* (liczba próbek pomiarowych po wystąpieniu maksimum funkcji i pochodnej),
- $diff$ – lokalizacja maksimum funkcji i pochodnej – identyfikator fragmentu PPG,
- $a = 0,15 * rperiod$ – liczba próbek pomiarowych przed wystąpieniem maksimum funkcji i pochodnej,
- $ppgLen = a + 1 + b$ – teoretyczna długość fragmentu PPG (określana w liczbie próbek sygnału), która pozwala zachować pełny prawidłowy fragment sygnału PPG.

Na rys. 6.19 przedstawiono przykład pełnego fragmentu sygnału PPG z naniesionymi parametrami, który jest pobierany do głównej macierzy fragmentów ($pSignals$).



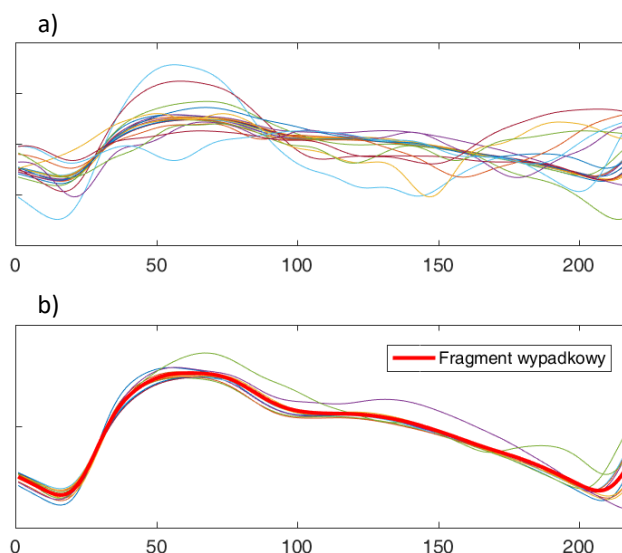
Rys. 6.19. Przykład fragmentu sygnału PPG z naniesionymi parametrami pomocniczymi, który jest pobierany do głównej macierzy fragmentów PPG

Ponieważ w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, może wystąpić inny średni czas powtarzania sygnału ($rperiod$), oraz najczęściej występują nowe fragmenty sygnału PPG, to wyżej przedstawione parametry są określane ponownie. Dodatkowo, na podstawie nowo określonych parametrów, do macierzy $pSignals$, pobierane są nowe, aktualne fragmenty sygnału PPG. Zatem w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* macierz $pSignals$ dysponuje aktualnymi fragmentami sygnału PPG, które występują w trzech zakresach – v , v_2 i v_3 .

Średni czas powtarzania sygnału ($rperiod$), pozwala określić liczbę spodziewanych fragmentów N_{EXP} we wszystkich trzech zakresach. Natomiast liczba aktualnych fragmentów N_{CURR} występujących w analizowanych zakresach może się różnić od wartości N_{EXP} . W przypadku występowania licznych zakłóceń w analizowanym sygnale, w *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, może zostać wyznaczona znacznie większa od N_{EXP} liczba N_{CURR} . W takiej sytuacji większa liczba fragmentów jest

zjawiskiem niekorzystnym, gdyż bardzo często związana jest z obecnością nieprawidłowych fragmentów sygnału. Algorytm wyznaczania wzorca sygnału, stosowany w niniejszej procedurze testowej, bazuje na minimum 60 % najlepszych fragmentach sygnału N_{BEST} . Jeżeli w sygnale PPG występują liczne zakłócenia i aktualnych fragmentów N_{CURR} zostało wyznaczonych znacznie więcej aniżeli ich spodziewana liczba N_{EXP} , to pozostawienie 60 % najlepszych fragmentów N_{BEST} może okazać się zbyt duże, gdyż we fragmentach tych będzie znacznie więcej nieprawidłowych fragmentów, związanych z dużą liczbą N_{CURR} . Zatem podczas wyznaczania najlepszych fragmentów N_{BEST} , obliczana jest wartość ewentualnej liczby nadwyżki N_{OVER} , która najczęściej spowodowana jest zakłóceniami. Zatem $N_{OVER} = N_{CURR} - N_{EXP}$. Jeżeli liczba N_{OVER} jest większa od 0, to wartość 60 % najlepszych fragmentów N_{BEST} obliczana jest z liczby N_{EXP} , natomiast jeżeli liczba N_{OVER} jest mniejsza lub równa 0 to wartość 60% najlepszych fragmentów N_{BEST} obliczana jest z liczby N_{CURR} . Liczba odrzuconych fragmentów N_{REJECT} spośród wszystkich N_{CURR} , wynosi $N_{REJECT} = N_{CURR} - N_{BEST}$.

Selekcja najlepszych fragmentów sygnału PPG realizowana jest za pomocą analogicznej metody jak w procedurze testowej EPS, tj. przy pomocy cyklicznego odrzucania najgorszego fragmentu, występującego w zbiorze fragmentów definiowanych przez trzy zakresy czasu. Na rys. 6.20 przedstawiono przykładowy wynik selekcji najlepszych fragmentów sygnału PPG z uwzględnieniem odrzuconych fragmentów (N_{REJECT}).

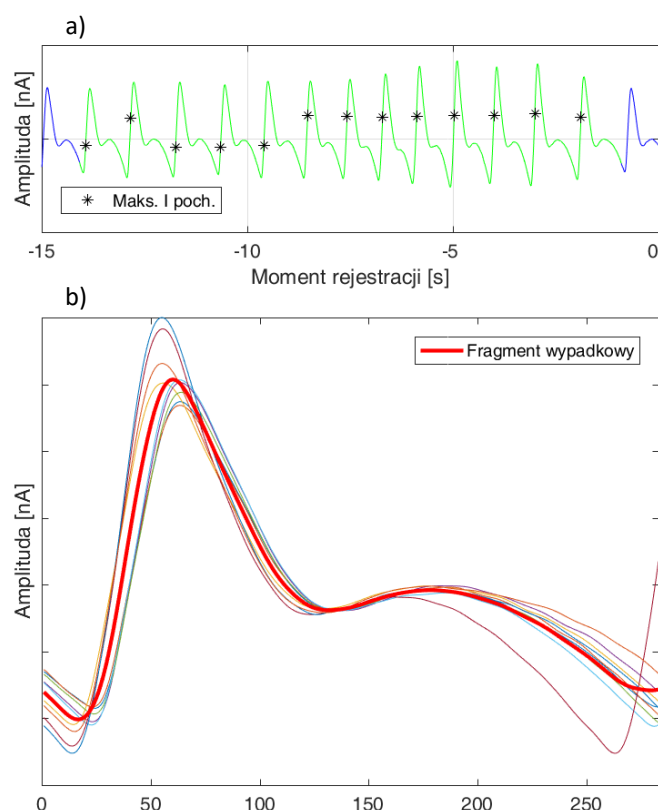


Rys. 6.20. Wynik selekcji najlepszych fragmentów sygnału PPG z uwzględnieniem fragmentów odrzuconych: fragmenty poddawane selekcji (a); wyselekcjonowane najlepsze fragmenty z zaznaczonym fragmentem wypadkowym (b)

W przedstawionym przykładzie wszystkich fragmentów poddanych selekcji było $N_{CURR} = 21$. Na podstawie aktualnej wartości średniego czasu powtarzania wynoszącego 189 próbek pomiarowych (dla $FS = 250\text{Hz}$), spodziewana liczba pełnych fragmentów w analizowanym zakresie wynosiła $N_{EXP} = 19$. Zatem nadmiarowych fragmentów poddanych analizie było $N_{OVER} = 2$. Więc na podstawie wartości N_{EXP} wyznaczana będzie minimalna wartość 60 % najlepszych fragmentów N_{BEST} , która wynosi w omawianym przykładzie $N_{BEST} = 11$. W związku z tym liczba odrzuconych fragmentów $N_{REJECT} = 21 - 11 = 10$. Ostatecznie, na podstawie 11 najlepszych fragmentów sygnału PPG (N_{BEST}), wyznaczony został tymczasowy fragment wypadkowy.

Synchronizacja w czasie prawidłowych fragmentów PPG w punkcie występowania maksimum i pochodnej, powinna pozwolić na utworzenie grupy fragmentów (występujących w $pSignals$), w której fragmenty te praktycznie w całości wzajemnie się pokrywają. Kolumny macierzy $pSignals$, która zawiera poprawne fragmenty sygnału PPG powinny charakteryzować się możliwie najmniejszą

wartością odchylenia standardowego. Niestety często w rzeczywistych fragmentach sygnału PPG, wartości sygnału w punkcie występowania maksimum I pochodnej mogą się znacząco różnić pomiędzy poszczególnymi fragmentami sygnału, które występują w analizowanych trzech zakresach. Jednym ze szczególnych przypadków jest przypadek, w którym wartości maksymalne I pochodnej występują powyżej oraz poniżej połowy amplitudy fragmentu sygnału PPG. Obserwuje się wtedy jakby skokową zmianę tych wartości. Ponieważ jednym z najlepszych punktów synchronizacji czasowej fragmentów sygnału PPG jest punkt występowania maksimum I pochodnej, to skokowe zmiany w amplitudzie występowania tego punktu prowadzą do błędnej synchronizacji tych fragmentów. Na rys. 6.21a przedstawiono przykładowy przebieg sygnału PPG z zaznaczonymi punktami synchronizacji (lokalizacjami występowania maksimum I pochodnej). Natomiast na rys. 6.21b przedstawiono efekt selekcji oraz synchronizacji najlepszych fragmentów z zaznaczonym fragmentem wypadkowym.



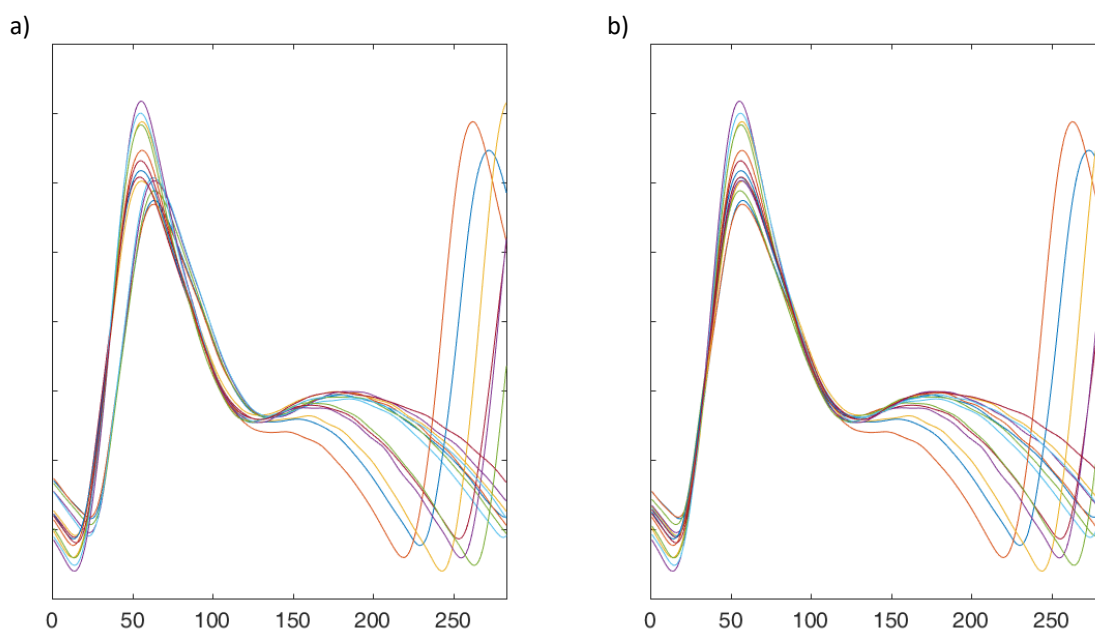
Rys. 6.21. Zjawisko błędnej synchronizacji najlepszych fragmentów sygnału PPG: fragmenty poddawane selekcji (a); zsynchronizowane wyselekcjonowane fragmenty z zaznaczonym fragmentem wypadkowym (b)

W przedstawionym przykładzie, wyselekcjonowane najlepsze fragmenty sygnału PPG, gdzie punkt synchronizujący ma różną wartość amplitudy (powyżej i poniżej połowy amplitudy fragmentu), powoduje, że fragmenty te układają się w dwie dostrzegalne grupy, pomimo że w każdym fragmencie występuje tego samego typu punkt synchronizujący. Występowanie wielu grup fragmentów w nawet niewielkim odstępie, negatywnie wpływa na poprawność wyznaczonego fragmentu wypadkowego. Uzyskany zatem w ten sposób fragment wypadkowy nie może zostać użyty do wyznaczenia docelowego wzorca sygnału.

W celu poprawy jakości wyznaczanego fragmentu wypadkowego, na podstawie którego wyznaczany będzie wzorec sygnału proponuje się zastosowanie procedury „dodatkowej synchronizacji fragmentów” sygnału PPG. *Dodatkowa synchronizacja fragmentów* polega na synchronizowaniu

w czasie tylko zbocza narastającego każdego najlepszego fragmentu. Rozmiar zbocza narastającego jest to tylko uogólniony zakres czasu, który jest wyznaczony na podstawie uzyskanego fragmentu wypadkowego (rys. 6.21b). Zatem rozmiar tego zbocza bazuje na lokalizacji w czasie, w której występuje minimum a następnie maksimum fragmentu wypadkowego.

Dysponując wyznaczonym zakresem czasu, dodatkowej synchronizacji poddawane są wszystkie fragmenty sygnału (nawet te odrzucone), które występują w macierzy $pSignals$. Następnie każdy fragment (wiersz macierzy) występujący w $pSignals$, przesuwany jest w lewą i prawą stronę tej macierzy, tak aby znaleźć minimum wartości średniej z odchylenia standardowego wszystkich kolumn tej macierzy, które występują w wyznaczonym zakresie zbocza narastającego fragmentu wypadkowego. Liczba kroków przesunięć danego wiersza macierzy $pSignals$ w obydwie strony, w większości przypadków nie przekracza 15 kroków. Poszukiwanie najmniejszej wartości średniej odchyżeń standardowych powtarzane jest dla wszystkich fragmentów (wierszy) występujących w macierzy $pSignals$. Po przeanalizowaniu wszystkich wierszy macierzy $pSignals$ znane są aktualne wartości i kierunki przesunięć każdego fragmentu, które są zapisywane w specjalnym wektorze $partShift$, wykonane w celu uzyskania najlepszego dopasowania wszystkich fragmentów w zadanym zakresie. Uwzględniając przesunięcia występujące w $partShift$ oraz zachowując parametry pełnych fragmentów sygnału PPG (zaznaczonych na rys. 6.19), do nowej macierzy $pSignals2$, pobierane są lepiej zsynchronizowane w czasie fragmenty sygnału. Macierz $pSignals$ oraz $pSignals2$ zawiera te same fragmenty z tym, że w macierzy $pSignals2$ fragmenty te są lepiej ze sobą zsynchronizowane w czasie. Na rys. 6.22a przedstawiono przykładowe fragmenty sygnału, które występują w $pSignals$, natomiast na rys. 6.22b przedstawiono te same fragmenty, które występują w macierzy $pSignals2$.



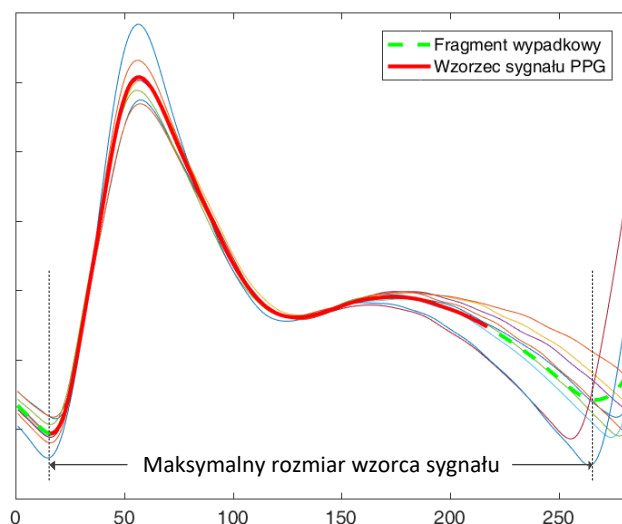
Rys. 6.22. Fragmenty sygnału PPG występujące w zakresach: v , v_2 i v_3 , przed dodatkową synchronizacją (a) oraz po dodatkowej synchronizacji (b)

Kolejne procedury wyznaczania wzorca sygnału bazują już tylko na fragmentach, które występują w macierzy $pSignals2$. Dysponując lepiej zsynchronizowanymi w czasie fragmentami sygnału PPG, ponownie przeprowadzana jest procedura selekcji najlepszych fragmentów. Procedura selekcji oraz metoda wyznaczania liczby najlepszych fragmentów (N_{BEST}) jest taka sama jak poprzednio. Istotną różnicą podczas selekcji najlepszych fragmentów sygnału jest celowo zmniejszona szerokość macierzy $pSignals2$ (oraz zawartych w niej wszystkich fragmentów), która będzie analizowana. Po przeprowadzeniu dodatkowej synchronizacji fragmentów, poprawie ulega wzajemnie pokrycie

fragmentów w zakresie zbocza narastającego. Niestety wzajemne pokrycie jest znacznie mniejsze w skrajnych próbkach pomiarowych (kolumnach macierzy) każdego fragmentu. Dlatego konieczne jest ograniczenie zakresu analizy, poprzez zmniejszenie parametru a do 50 % swej wartości, natomiast parametru $rperiod$ do 75 % swej wartości. Zatem przedstawiona na rys. 6.22b zawartość macierzy $pSignals2$, a w niej poszukiwanie najlepszych fragmentów, realizowane będzie nie w pełnym zakresie (od 1 do 283 próbki pomiarowej) lecz nowym, który uwzględni nowo zdefiniowane parametry a i $rperiod$, tzn. w zakresie od 19 do 222 próbki pomiarowej.

Po wyselekcjonowaniu najlepszych fragmentów sygnału PPG, występujących w macierzy $pSignals2$, wyznaczany jest fragment wypadkowy. Fragment wypadkowy powstaje w wyniku uśrednienia każdej kolumny macierzy, która zawiera najlepsze fragmenty. Z kolei docelowy wzorzec sygnału jest to fragment wypadkowy w przyjętym mniejszym zakresie. Docelowy wzorzec sygnału PPG rozpoczyna się zawsze w punkcie lokalnego minimum fragmentu wypadkowego, które występuje na początku jego zbocza narastającego. Koniec docelowego wzorca sygnału może występować w miejscu drugiego lokalnego minimum, które występuje za punktem *Diastolic*, co pozwala w wyznaczonym wzorcu sygnału objąć prawie cały fragment wypadkowy.

Z uwagi na zmienny charakter sygnału PPG, w zakresie amplitudy oraz czasu trwania aktualnego fragmentu, możliwe jest wprowadzenie dodatkowego ograniczenia długości docelowego wzorca sygnału. Dlatego, w omawianym rozwiązaniu niniejszej procedury testowej PPS przyjęto, że docelowy wzorzec sygnału stanowić będzie 80 % maksymalnej długości tego wzorca. W każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania wykonywana jest pełna procedura wyznaczania wzorca sygnału, gdyż w nowym cyklu występują nowe fragmenty sygnału PPG, które mogą wpływać na ostateczny kształt i długość wyznaczonego wzorca sygnału PPG. Na rys. 6.23 przedstawiono wyselekcjonowane najlepsze fragmenty sygnału PPG występujące w macierzy $pSignals2$ z zaznaczonym fragmentem wypadkowym oraz docelowym wzorcem sygnału PPG.



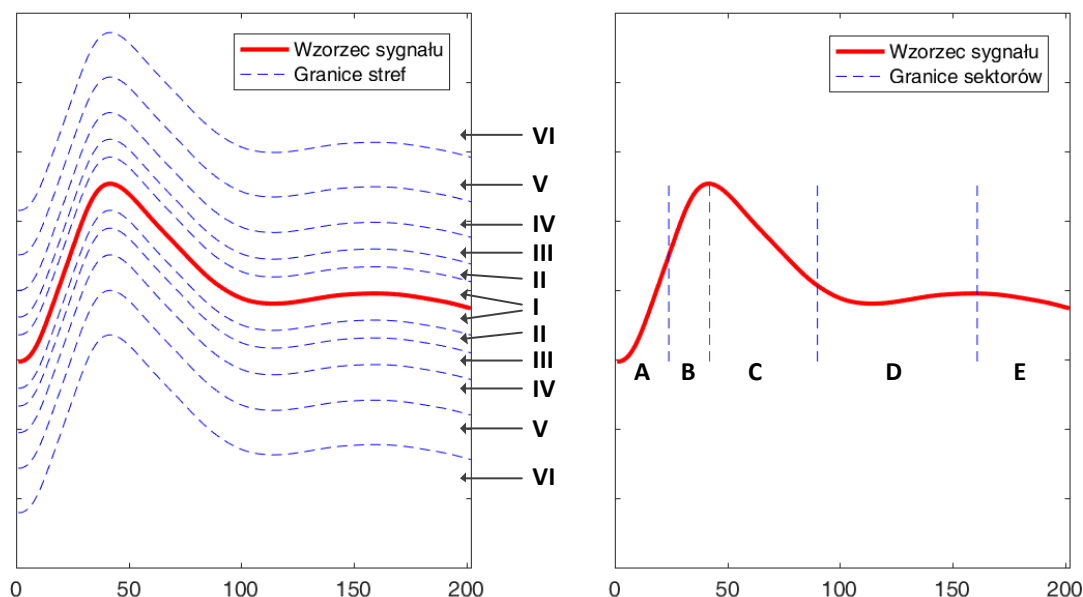
Rys. 6.23. Wyselekcjonowane fragmenty sygnału z naniesionym fragmentem wypadkowym i docelowym wzorcem sygnału PPG

Przeprowadzenie oceny jakości sygnału PPG, realizowane jest w taki sam sposób jak w analogicznej procedurze testowej dotyczącej sygnału EKG – EPS.

Również we wzorcu sygnału PPG stosowane są strefy oraz sektory wzorca, przy czym w tym przypadku, liczba sektorów wzorca została zwiększona do 5, natomiast liczba stref jest taka sama jak we wzorcu sygnału EKG, tj. 6 stref. W algorytmie dedykowanym dla sygnału PPG przyjęto, że sygnał wzorca składa się z pięciu sektorów, oznaczonych kolejno literami: A, B, C, D i E. Sektor A obejmuje

swym zakresem początek fragmentu sygnału wzorca, aż do punktu, gdzie występuje maksimum I pochodnej. Sektor B rozpoczyna się w miejscu występowania maksimum I pochodnej, aż do momentu występowania wartości maksymalnej wzorca sygnału (punktu *Systolic*).

W celu określenia długości trzech pozostałych sektorów wzorca sygnału PPG, konieczne jest wprowadzenie dodatkowego parametru. Wzorzec sygnału PPG, który rozpoczyna się od punktu *Systolic* i kończy w ostatniej wypadkowej próbkę pomiarowej, stanowi część w której wartość sygnału zachowuje trend malejący. Długość tego fragmentu określana jest przy pomocy zmiennej $fslopeLen$ i wynosi sumę długości trzech sektorów: C, D i E. Zatem sektor C rozpoczyna się w miejscu występowania punktu *Systolic* a jego długość wynosi 30 % długości $fslopeLen$. Natomiast sektor D występuje zaraz za sektorem C a jego długość wynosi 45 % długości $fslopeLen$. Z kolei sektor E jest ostatnim sektorem występującym we wzorcu sygnału, który występuje za sektorem D i kończy się dokładnie w miejscu końca wzorca sygnału. Długość sektora E wynosi 25 % wartości $fslopeLen$. W każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, również wyznaczane są na nowo zakresy stref oraz sektorów wzorca sygnału, gdyż nowy cykl zawiera nowo wyznaczony wzorzec sygnału, który może charakteryzować się innymi niż w poprzednim cyklu parametrami. Na rys. 6.24 przedstawiono przykładowy wzorzec sygnału PPG z naniesionymi strefami (rys. 6.24a) oraz sektorami wzorca (rys. 6.24b).



Rys. 6.24. Wzorzec sygnału PPG z wyznaczonymi: strefami (a), oraz sektorami wzorca (b)

Dysponując aktualnym wzorcem sygnału PPG z wyznaczonymi strefami i sektorami, możliwe jest sprawdzenie każdego fragmentu sygnału, tj. do której strefy sięga dany fragment w danym sektorze. W każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, analizowanymi fragmentami są fragmenty o identyfikatorach zawierających się w zakresie v . Poprawne sprawdzenie danego fragmentu sygnału PPG wymaga odpowiedniej synchronizacji w czasie tego fragmentu ze wzorcem sygnału, która minimalizuje błąd dopasowania synchronizowanych fragmentów. Na podstawie lokalizacji występowania maksimum I pochodnej danego fragmentu oraz uwzględniając uzyskany w procedurze dodatkowej synchronizacji fragmentów wektor przesunięć *partShift*, możliwa jest prawidłowa synchronizacja każdego fragmentu sygnału PPG z aktualnym wzorcem sygnału.

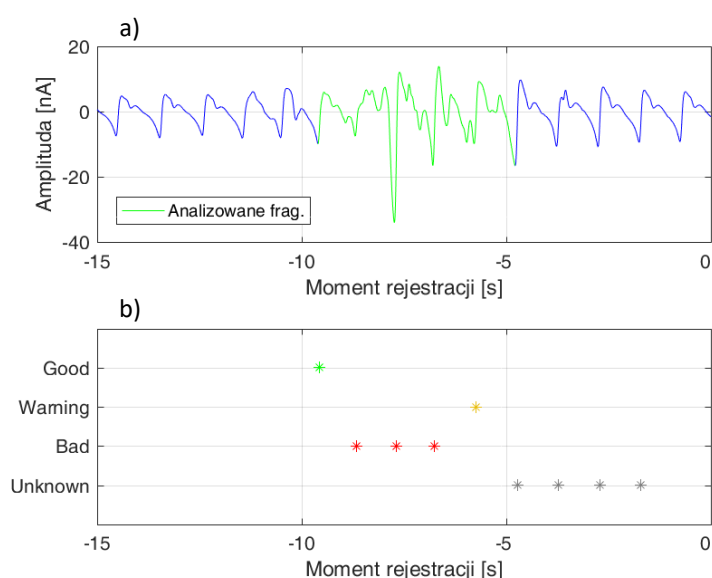
Podobnie jak w przypadku analogicznej procedury EPS, analizowany fragment sygnału PPG, może uzyskać maksymalnie 5 wyników testów, które określają do jakiej maksymalnie strefy sięga dany fragment sygnału. Następnie dysponując informacją o częstości występowania danego fragmentu

i sektora w danej strefie, wyznaczana jest strefa najczęstszego występowania. Strefa najczęstszego występowania dla danego fragmentu i sektora, wyznaczana jest w taki sam sposób, jak w procedurze testowej EPS.

Na podstawie informacji o najczęstszym występowaniu fragmentów, dla danego sektora w danej strefie, możliwe jest wyznaczenie jednej z następujących ocen:

- Ocenę *Good* otrzymuje fragment, który dla wszystkich sektorów występował w strefie 1 – 2,
- Ocenę *Warning* otrzymuje fragment, w przypadku gdy we fragmencie tym, dla dowolnego sektora osiągnięto strefę 3 – 4,
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment, którego dowolny sektor osiągnął strefę powyżej wartości 4.

Dla każdego fragmentu sygnału PPG, wyznaczona raz ocena jest oceną ostateczną, gdyż ocena ta bazuje na danych dotyczących fragmentów o identyfikatorach występujących w zakresie v_2 . Na rys. 6.25 przedstawiono przykładowy sygnał PPG oraz wynik działania procedury testowej PPS.



Rys. 6.25. Wynik działania procedury testowej PPS: analizowany sygnał PPG zawierający zakłócone fragmenty sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze PPS (b)

Występujące w sygnale zakłócenia, spowodowały lokalną zmianę kształtu poszczególnych fragmentów sygnału PPG. W zależności od stopnia tych zakłóceń oraz występowania danego fragmentu, i sektora w danej strefie, analizowane fragmenty otrzymały odpowiednio ocenę *Bad* i *Warning*.

6.4.7 Procedura testowa PPS2

Procedura testowa *PPS2* (ang. *PPG Part Similarity 2*), stanowi ostatnią proponowaną procedurę testową, która dedykowana jest dla sygnału PPG. Procedura ta umożliwia przeprowadzenie innego testu jakości sygnału pod kątem podobieństwa analizowanego fragmentu do wzorca sygnału PPG. Kluczową różnicą w stosunku do wcześniej przedstawionej procedury PPS jest brak stosowania sektorów oraz stref wzorca sygnału. Porównywanie analizowanego fragmentu ze wzorcem polega na obliczeniu wartości średniej z modułu różnicy pomiędzy analizowanym fragmentem sygnału, a wzorcem. Dodatkowo, wzorec sygnału PPG wyznaczany jest na podstawie innej metody wyznaczania wzorca w odniesieniu do procedur stosowanych w PPS. Danymi wejściowymi procedury testowej PPS2 są dane uzyskane z *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG*, które dotyczą zakresów v_1 i v_2 oraz dane uzyskane z *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*.

Natomiast danymi wyjściowymi procedury testowej PPS2 są oceny cząstkowe, które dotyczą fragmentów sygnału PPG występujących w zakresie v_2 .

Podobnie jak w procedurze testowej PPS, w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, formowany jest nowy wzorzec sygnału PPG, który bazuje na grupie najlepszych fragmentów sygnału, występujących w trzech zakresach czasu: v , v_2 oraz v_3 . Ponieważ dane wyjściowe bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG, dostarczają informacji o fragmentach, które występują tylko w dwóch zakresach – v oraz v_2 , to również w omawianej procedurze testowej PPS2 powoływana jest dodatkowa macierz danych – adv_2v_3 . Macierz adv_2v_3 , w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania zawiera informacje o wszystkich fragmentach sygnału, które występują w zakresach v_2 oraz v_3 . Budowa macierzy adv_2v_3 , zasada dodawania oraz usuwania danych z tej macierzy jest dokładnie taka sama jak w analogicznej macierzy danych, która występuje w procedurze testowej PPS.

Aktualne lokalizacje występujące w macierzy adv_2v_3 oraz dodatkowo pobierane w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania dane z bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG, dotyczące tylko zakresu v , pozwalają na pobranie odpowiednich fragmentów sygnału PPG występujących w trzech zakresach czasu. Fragmenty sygnału PPG pobierane są do głównej macierzy fragmentów PPG – $pSignals$. Jako odpowiednie fragmenty sygnału stosowane do wyznaczania wzorca sygnału rozumie się takie fragmenty, które spełniają trzy wymagane kryteria:

- kryterium minimalnej amplitudy fragmentu – powyżej 1 nA,
- kryterium minimalnego stosunku amplitud – powyżej 80 %,
- kryterium minimalnej długości fragmentu – powyżej 80 % średniego czasu powtarzania.

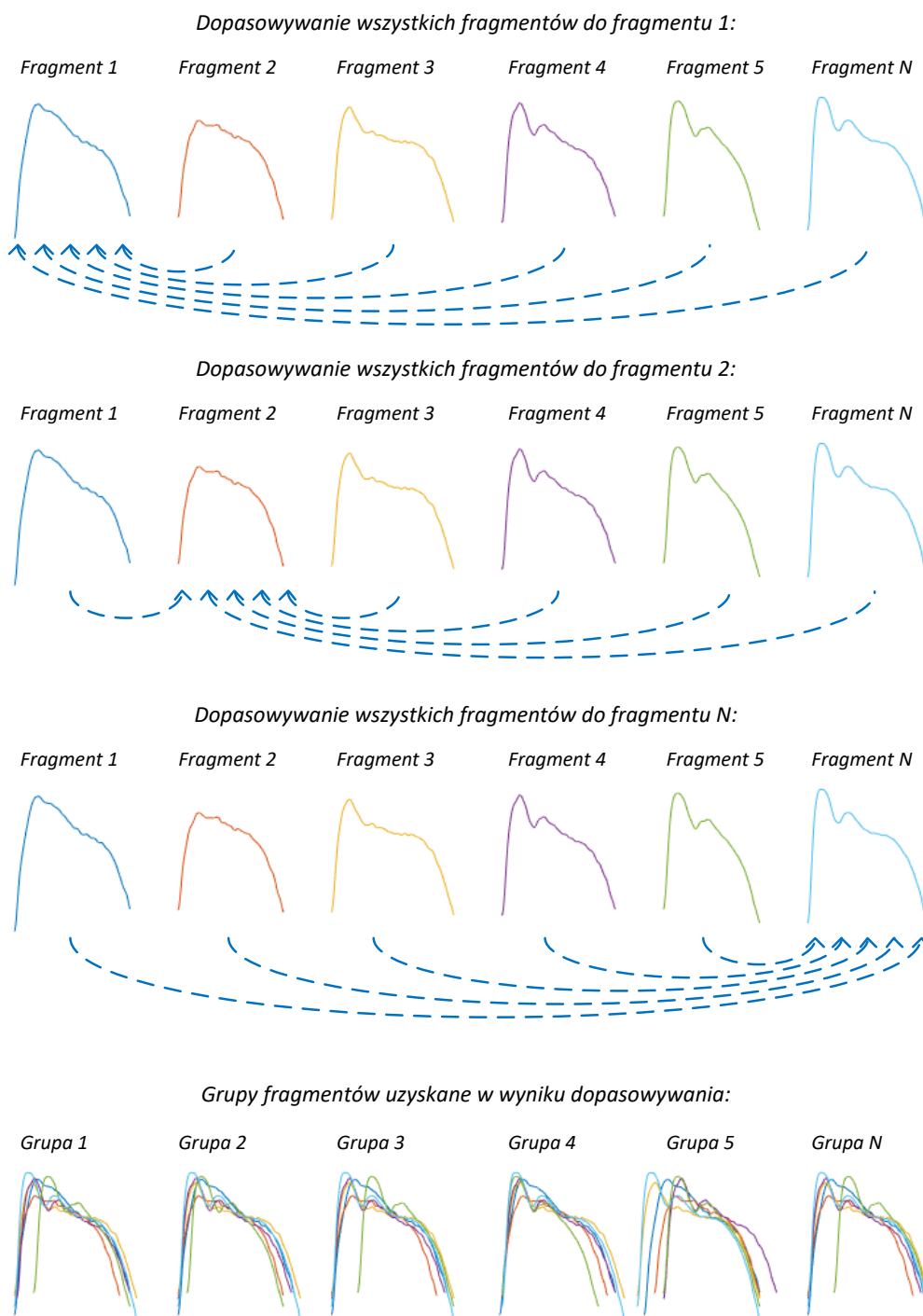
Dopiero w ten sposób wyselekcjonowane fragmenty sygnału PPG, poddawane są dalszej analizie.

Wyznaczenie docelowego wzorca sygnału wymaga zastosowania fragmentów, które są możliwe najbardziej do siebie podobne. Na podstawie samych pojedynczych fragmentów sygnału trudno jest ocenić stopień dopasowania danego fragmentu do grupy wszystkich fragmentów. Metodą manualną, poprzez analizę wzrokową, możemy dokonać subiektywnej oceny, które z uzyskanych fragmentów najlepiej pasują pod względem kształtu oraz czystości do pozostałych fragmentów, jednak w wielu przypadkach wzrokowa analiza może nie dać zakładanych efektów. Problem ten wzrasta znacząco, jeżeli ocenę jakości fragmentów sygnału zamierzamy przenieść na system cyfrowy.

Po przeprowadzeniu wstępnej selekcji fragmentów sygnału PPG, realizowany jest proces synchronizacji w czasie tych fragmentów. W odróżnieniu od procedury testowej PPS, która stosowała stałe parametry fragmentu sygnału PPG (rys. 6.19), wstępna synchronizacja prawidłowych fragmentów nie była konieczna, gdyż stałe parametry a i b zapewniały występowanie maksimum i pochodnej w określonym jednym punkcie. Zatem w procedurze PPS analizowane fragmenty w macierzy $pSignals$ (występującej w PPS) były w tym punkcie charakterystycznym zawsze zsynchronizowane. Dopiero później następowała selekcja najlepszych fragmentów sygnału PPG, które występowały w macierzy $pSignals$. Z kolei w omawianej procedurze testowej PPS2 nie stosuje się stałych parametrów sygnału PPG (a i b), lecz w celu wzajemnej synchronizacji wszystkich wyselekcjonowanych fragmentów sygnału PPG stosowana jest specjalna procedura wzajemnej synchronizacji.

Jedną z procedur wzajemnej synchronizacji wszystkich fragmentów sygnału PPG, jest synchronizacja działająca na zasadzie synchronizacji typu „każdy z każdym”. W procesie synchronizacji typu *każdy z każdym*, w danym momencie synchronizacji fragmentem odniesienia jest jeden z wielu wyselekcjonowanych fragmentów sygnału. Pozostałe fragmenty sygnału są fragmentami synchronizowanymi. Po wykonaniu pierwszej kompletnej synchronizacji, fragmentem odniesienia staje się kolejny dostępny fragment. Fragmentami synchronizowanymi są również wszystkie pozostałe fragmenty. Procedurę powtarza się wielokrotnie, dla wszystkich fragmentów sygnału, które będą pełniły rolę fragmentu odniesienia. Wybór synchronizacji fragmentów typu *każdy z każdym* pozwala uodpornić się na sytuacje, gdzie fragmentem odniesienia jest fragment zakłócony bądź niepoprawny

pod kątem charakteru zmian. W takiej sytuacji pozostałe fragmenty byłyby błędnie zsynchronizowane do niepoprawnego fragmentu odniesienia. Efektem działania synchronizacji jest uzyskanie tylu grup fragmentów sygnału, ile jest wyselekcjonowanych fragmentów sygnału, a każda grupa zawiera inny fragment odniesienia. Na rys. 6.26 przedstawiono sposób synchronizacji fragmentów sygnału do danego fragmentu odniesienia bazujący na zasadzie synchronizacji typu *każdy z każdym*. Pomimo występowania w każdej grupie tych samych fragmentów sygnału, fragmenty te – z uwagi na inny fragment odniesienia – mogą zostać w niewielkim stopniu inaczej zsynchronizowane. Różnice w zsynchronizowanych grupach mogą również wystąpić, w przypadku stosowania różnych metod synchronizacji.

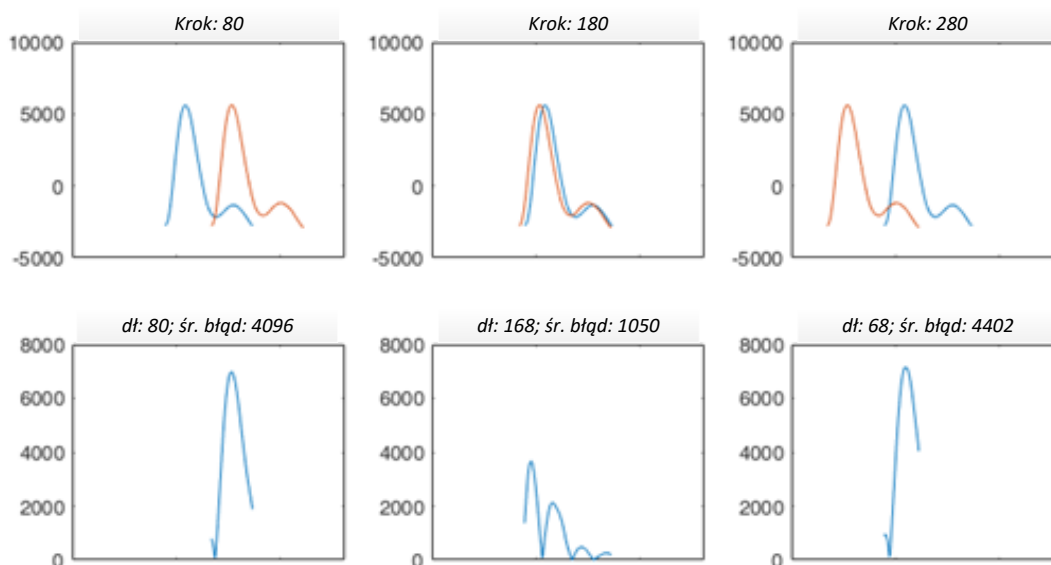


Rys. 6.26. Zasada synchronizacji fragmentów na zasadzie „każdy z każdym”

Jedną z metod synchronizacji, która jest stosowana w synchronizacji typu *każdy z każdym* jest metoda bazująca na funkcji korelacji (*xcorr*). W metodzie *xcorr*, podczas synchronizacji biorą udział tylko dwa wektory wejściowe. W wektorach tych umieszczane są analizowane fragmenty sygnału, odpowiednio fragment odniesienia i fragment synchronizowany do odniesienia. Długość tych wektorów jest zgodna z długością aktualnie przechowywanego fragmentu sygnału. Stosując oprogramowanie MATLAB, operacja korelacji jest zaimplementowana w funkcji *xcorr*. W wyniku działania tej funkcji uzyskiwany jest wektor wyjściowy, którego długość wynosi $2 * \text{maxLen} - 1$, gdzie *maxLen* stanowi długość większego wektora biorącego udział w przetwarzaniu. Krótszy wektor przed zasadniczą korelacją uzupełniany jest wartościami zerowymi, tak aby długości obydwu wektorów były sobie równe. Wprowadzenie dodatkowych zer do wektora wejściowego nie wnosi nic do uzyskiwanej funkcji korelacji, która jest zwracana w wektorze wyjściowym. Wartość maksymalna występująca w wektorze wyjściowym, wskazuje największy stopień dopasowania wejściowych fragmentów sygnału w czasie. Znając lokalizację wartości maksymalnej w uzyskanej funkcji korelacji, możliwe jest określenie wartości przesunięcia w czasie, które występuje pomiędzy fragmentem odniesienia, a fragmentem synchronizowanym. Powtarzając ten sam proces dla wszystkich konfiguracji fragmentów sygnału, uzyskiwana jest *macierz przesunięć*. W proponowanym algorytmie przyjęto, że numer kolumny *macierzy przesunięć* określa fragment odniesienia, natomiast numer wiersza określa fragment aktualnie synchronizowany do odniesienia. Dysponując pełnymi danymi dotyczącymi uzyskanych wartości przesunięć fragmentów, możliwe jest prawidłowe pobranie wszystkich fragmentów do indywidualnych grup, w których każdy fragment jest zsynchronizowany do danego fragmentu odniesienia (określającego tę grupę). Grupy te zawierają takie same fragmenty sygnału, które są zsynchronizowane względem aktualnego fragmentu odniesienia. Natomiast liczba grup jest zgodna z liczbą wszystkich wyselekcjonowanych fragmentów sygnału.

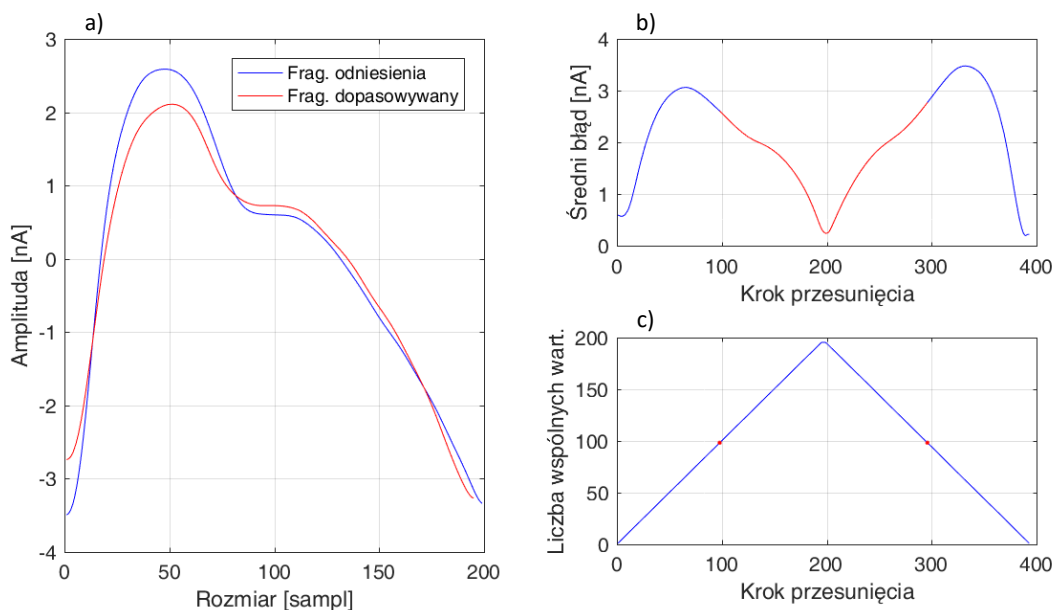
Na wartość funkcji korelacji bardzo istotny wpływ ma długość wektorów wejściowych. Wartość tej funkcji jest tym większa im większy jest pokrywający się w danej chwili wspólny obszar wektorów. Dodatkowo na wartość tą wpływa również jakość sygnału wejściowego. Jeżeli dany fragment wejściowy zawierać będzie dodatkowe podbicia amplitudy spowodowane np. zakłóceniami, to może to znacząco wpłynąć na ważną – z punktu widzenia omawianej metody synchronizacji – wartość maksymalną. Metoda synchronizacji bazująca na funkcji korelacji, nie analizuje odległości pomiędzy odpowiednimi pokrywającymi się próbkami pomiarowymi fragmentów występujących w wektorach wejściowych, lecz uzyskany wynik określa jaka jest globalnie część wspólna analizowanych fragmentów w danym kroku przetwarzania korelacyjnego.

Inną metodą synchronizacji fragmentów sygnału jest metoda bazująca na minimalizacji średniego błędu dopasowania dwóch sygnałów (*minE*). Danymi wejściowymi – tak samo jak w metodzie *xcorr* – są dwa wektory, z których pierwszy stanowi odniesienie, natomiast drugi jest wektorem synchronizowanym. Idea synchronizacji wektorów przy pomocy metody *minE* polega na „przesuwaniu” z krokiem 1 próbki pomiarowej wektora synchronizowanego wzdłuż wektora odniesienia. W każdym kroku przesunięcia wektorów, analizowana jest część wspólna wektorów. W części wspólnej wektorów wejściowych obliczany jest moduł różnicy odpowiadających sobie próbek pomiarowych. Z uzyskanego modułu różnic obliczana jest wartość średnia, która stanowi średni błąd dopasowania w danym kroku przesunięcia. Na rys. 6.27 przedstawiono ideę dopasowywania na przykładzie trzech wybranych kroków przesuwania sygnałów.



Rys. 6.27. Idea synchronizacji fragmentów stosująca metodę średniego błędu dopasowania dla trzech przykładowych kroków przesunięcia

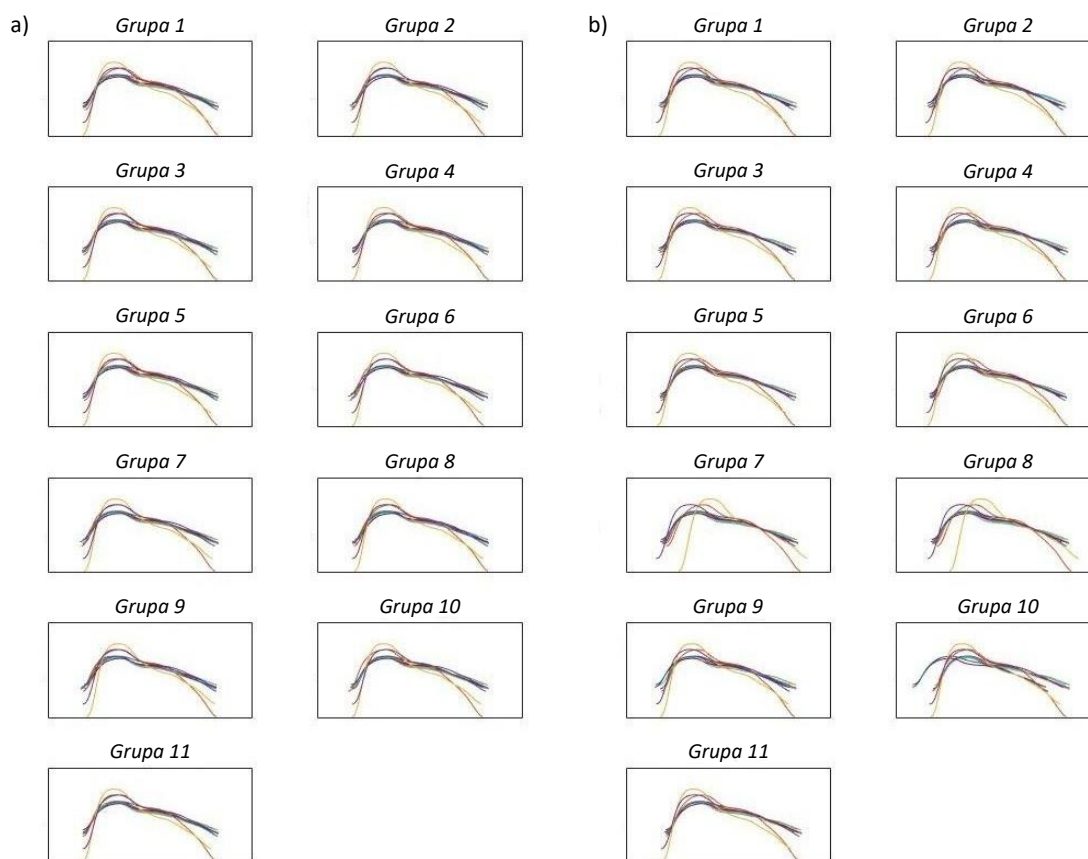
Wykresy znajdujące się w górnym wierszu przedstawiają położenie względem siebie dwóch fragmentów sygnału, dla danego kroku przesunięcia. Kolorem niebieskim zaznaczono fragment odniesienia, który jest w każdym kroku przesunięcia w tym samym położeniu. Drugi fragment sygnału, zaznaczony kolorem czerwonym jest to fragment synchronizowany. Jego położenie w każdym kroku przesunięcia ulega zmianie. Na wykresach umieszczonych w dolnym wierszu, przedstawiono wektory modułu różnic, uzyskane na podstawie pokrywających się (należących do części wspólnej) wartości analizowanych fragmentów. Wektor modułu różnic pomiędzy wspólnymi wartościami, w każdym kroku przesunięcia jest innej długości. Długość ta jest zmienna ponieważ położenie wektora synchronizowanego również ulega zmianie co bezpośrednio przekłada się na różną długość części wspólnej wektorów. Zatem średnia wartość błędu dopasowania w każdym kroku przesunięcia bazuje na innej liczbie elementów (innej części wspólnej), gdyż wartość średnia błędu dopasowania obliczana jest na podstawie wartości, które dotyczą pokrywających się próbek pomiarowych fragmentów. W początkowej i końcowej fazie przetwarzania (np. w kroku przesunięcia równemu 80 oraz kroku przesunięcia równemu 280) w przykładowych fragmentach wejściowych, część wspólna analizowanych wektorów jest stosunkowo niewielka lecz występujące różnice pomiędzy odpowiadającymi wartościami są już znaczące. W przypadku, gdy wejściowe fragmenty sygnału niemal w całości się pokrywają, czyniąc wektor wynikowy znacznie dłuższy od poprzednio analizowanych, to przy zbliżonym podobieństwie analizowanych fragmentów, uzyskane wartości różnic są znacznie mniejsze od wartości uzyskanych w początkowej i końcowej fazie przetwarzania. Zatem, w danym kroku przesunięcia sygnałów można zauważyć dwa istotne zjawiska. Pierwsze zjawisko, które charakteryzuje się występowaniem znaczących wartości błędu, lecz długość części wspólnej jest niewielka. Bezpośrednio przekłada się to na wynikową dużą wartość średnią błędu dopasowania. Drugie zjawisko charakteryzuje się tym, że występują stosunkowo niewielkie wartości błędu, natomiast część wspólna analizowanych fragmentów jest już znacznie większa. W efekcie czego uzyskiwana jest znacznie mniejsza wynikowa wartość średniego błędu dopasowania sygnałów. Zjawisko to jest bardzo dobrze zauważalne w przypadku gdy porównywane do siebie fragmenty są podobne. Na rys. 6.28b przedstawiono przykładowy wykres średniego błędu dopasowania w danym kroku przesunięcia, gdzie sygnałami dopasowywanymi są dwa fragmenty sygnału PPG przedstawione na rys. 6.28a. Dodatkowo, rys. 6.28c przedstawia liczbę wspólnych wartości (części wspólnej fragmentu) analizowanych fragmentów, które biorą udział w procesie dopasowywania fragmentów, dla danego kroku przesunięcia.



Rys. 6.28. Postać analizowanych wejściowych fragmentów sygnału biorącego udział w przetwarzaniu (1); Średni błąd dopasowania fragmentów wejściowych fragmentów sygnału (b) oraz liczba wspólnych wartości biorących udział w przetwarzaniu (c) w danym kroku przetwarzania

Średni błąd dopasowania osiąga wartość minimalną, która najczęściej występuje w momencie największego wspólnego obszaru wyznaczanego przez wektory wejściowe. A ten z kolei najczęściej przypada na połowę wszystkich wykonywanych kroków przesuwania sygnału. Błąd ten jest tym mniejszy im bardziej zbliżony jest do siebie charakter zmian fragmentów sygnału oraz ich długość. Najmniejsze wartości średniego błędu dopasowania występują również w początkowych i końcowych krokach dopasowywania. Wartości te wynikają z relatywnie niewielkiej amplitudy sygnału występującej po obydwu stronach synchronizowanych fragmentów sygnału PPG, w odniesieniu do amplitudy w punkcie występowania wartości maksymalnej fragmentu PPG (punkt *Systolic*), który jest oddalony od początku o kilkanaście/kilkadziesiąt próbek pomiarowych. W celu znalezienia poprawnej wartości minimalnej, konieczne jest ograniczenie zakresu poszukiwań w uzyskanej funkcji średniego błędu dopasowania. W niniejszej metodzie synchronizacji przyjęto, że poprawna lokalizacja najmniejszego błędu dopasowania będzie poszukiwana w zakresie, w którym liczba pokrywających się elementów wektorów wejściowych (część wspólna) będzie przekraczała wartość 50% wszystkich możliwych wspólnych wartości. Granice przekroczenia 50% wspólnych wartości na rys. 6.28c zaznaczone zostały czerwonymi punktami. Natomiast, wartości średniego błędu dopasowania uzyskane w każdym kroku przesunięcia, które są objęte wspomnianym zakresem poszukiwania wartości minimalnej zaznaczono na rys. 6.28b kolorem czerwonym.

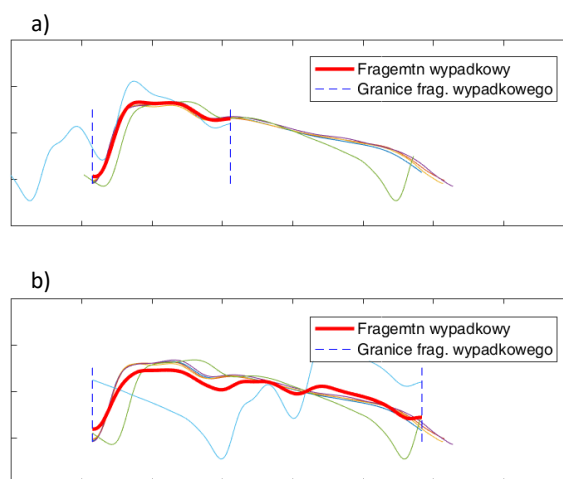
W wyniku działania procedur synchronizacji fragmentów sygnału PPG, które bazują na obu metodach przetwarzania (*xcorr* oraz *minE*), uzyskiwane są grupy zawierające wzajemnie dopasowane fragmenty sygnału. Liczba grup sygnałów jest taka sama jak liczba wszystkich wyselekcjonowanych wstępnie fragmentów sygnału PPG, lecz w każdej grupie występuje inny fragment odniesienia. Na rys. 6.29a przedstawiono przykładowe grupy sygnału PPG uzyskane w wyniku synchronizacji *xcorr*, natomiast na rys. 6.29b przedstawiono grupy uzyskane w wyniku synchronizacji *minE*.



Rys. 6.29. Grupy fragmentów sygnału, uzyskane w wyniku synchronizacji stosującej korelację sygnałów (a) oraz metodę bazującą na minimalizacji średniego błęd dopasowania (b)

Jeżeli wszystkie wyselekcjonowane fragmenty sygnału, biorące udział we wzajemnej synchronizacji są do siebie podobne, to uzyskane na wyjściu synchronizacji grupy fragmentów, zawierają bardzo dobrze zsynchronizowane w czasie fragmenty. Dodatkowo, ułożenie fragmentów pomiędzy grupami jest również do siebie bardzo podobne. Ponadto, długość części wspólnej fragmentów występujących we wszystkich grupach jest bardzo wysoka i jest zbliżona do wartości najkrótszego fragmentu występującego w danej grupie. Znacznie inny rezultat osiągnąć jest w przypadku gdy zsynchronizowane fragmenty różnią się (już nawet nieznacznie) pomiędzy sobą, np. z powodu występowania zakłóceń. Wtedy na wyjściu dowolnej metody synchronizacji (*xcorr* lub *minE*) uzyskiwane są grupy, które zawierają fragmenty, w których część wspólna jest znacznie mniejsza w odniesieniu do fragmentów nie zawierających zakłóceń. Zatem wzajemnie pokrywający się wspólny obszar fragmentów danej grupy, bardzo ściśle zależy od jakości fragmentów sygnału biorących udział w synchronizacji.

Jeżeli wskutek licznych zakłóceń jakiś pojedynczy fragment sygnału zostanie błędnie zsynchronizowany z pozostałymi fragmentami (będzie znacząco przesunięty w czasie względem pozostałych fragmentów), to ten błędny fragment sygnału spowoduje znaczące ograniczenie części wspólnej wszystkich fragmentów. Na rys. 6.30a przedstawiono opisywaną sytuację.



Rys. 6.30. Przykładowa grupa fragmentów w której: występuje błędny fragment sygnału, znacząco ograniczający część wspólną (a); wynik lepszej synchronizacji fragmentów po wykonaniu procedury poprawy synchronizacji (b)

W takiej sytuacji, niewielka część wspólna powodowałaby wygenerowanie fragmentu wypadkowego, o bardzo małej długości. Brak danych w przynajmniej jednym fragmencie występującym w grupie spowodowałoby wygenerowanie fragmentu wypadkowego zawierającego błędne skokowe wartości. Niewielka długość fragmentu bazującego na części wspólnej zawiera zbyt mało informacji użytecznych, które – z punktu widzenia niniejszej procedury testowej – są bardzo istotne. Zatem, w efekcie działania procedury *xcorr* lub *minE* może wystąpić sytuacja, w której w wynikowych grupach fragmentów, będą błędnie zsynchronizowane fragmenty lub wiele fragmentów, które negatywnie wpływają na długość części wspólnej. Dlatego w następnym etapie wyznaczania docelowego wzorca sygnału przeprowadzana jest ewentualna *procedura poprawy synchronizacji fragmentów* występujących w każdej grupie. Ewentualna poprawa synchronizacji fragmentów polega na niewielkim „przesunięciu” w czasie tych fragmentów, które powodują największe pogorszenie części wspólnej wszystkich fragmentów występujących w danej grupie. Zatem, przesuwane są wszystkie fragmenty w danej grupie, z wyjątkiem aktualnego fragmentu odniesienia tej grupy. Istotnym celem procedury *poprawy synchronizacji fragmentów* jest doprowadzenie do wymaganej części wspólnej wszystkich fragmentów, ale również przesuwaniem tylko minimalnej liczby fragmentów o minimalną liczbę kroków. Takie podejście pozwala na minimalizację dodatkowego błędu synchronizacji, który jest spowodowany działaniem omawianej procedury *poprawy synchronizacji fragmentów*.

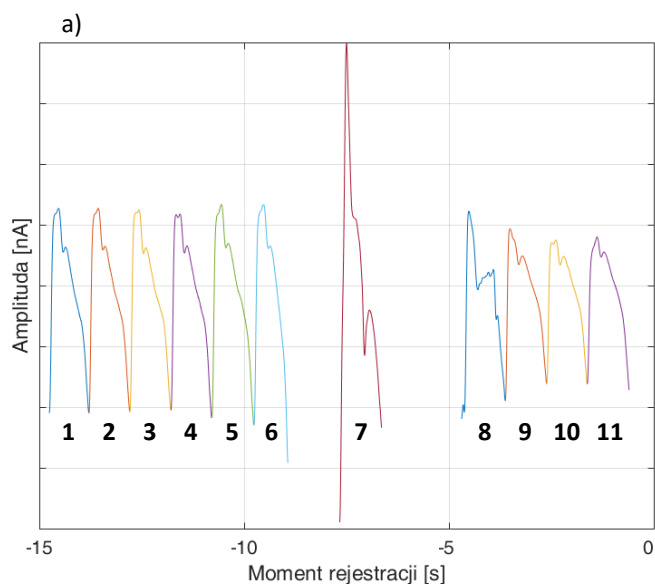
W docelowym rozwiązaniu przyjęto kryterium, że część wspólna fragmentów musi wynosić przynajmniej długość 80 % wartości średniego czasu powtarzania sygnału PPG. Jeżeli uzyskana w wyniku synchronizacji *xcorr* lub *minE* część wspólna danej grupy fragmentów jest mniejsza, to wykonywana jest procedura *poprawy synchronizacji fragmentów*. Ponieważ wstępna selekcja najlepszych fragmentów sygnału PPG w procedurze testowej PPS2, odrzuca fragmenty o długości poniżej wartości 80 % średniego czasu powtarzania, to po ewentualnym przeprowadzeniu poprawy synchronizacji fragmentów, uzyskane zostaną grupy, w których zawsze będzie występowała część wspólna, która spełnia założone kryterium. Zatem, w każdym przypadku uzyskane zostaną grupy fragmentów, gdzie część wspólna fragmentów w danej grupie będzie zawsze o długości wynoszącej przynajmniej 80 % długości średniego czasu powtarzania sygnału PPG. Na rys. 6.30b przedstawiono tę samą grupę fragmentów, która jest przedstawiona na rys. 6.30a, lecz grupa ta zawiera lepiej zsynchronizowane fragmenty, których część wspólna wynosi minimalną długość spełniającą wymagane kryterium.

Na tym etapie przetwarzania dostępne są grupy zsynchronizowanych w czasie fragmentów sygnału PPG, ale nie jest jeszcze znany stopień dopasowania danego fragmentu sygnału do wszystkich fragmentów występujących w danej grupie. Z punktu widzenia potrzeby wyznaczenia wzorca sygnału bazującego na najlepszych fragmentach sygnału PPG, wymagane jest przynajmniej wyznaczenie

kolejności fragmentów, które fragmenty w danej grupie są najbardziej „podobne” do wszystkich fragmentów tej grupy. W celu ustalenia tej kolejności zastosowana została metoda selekcji najlepszych fragmentów (najbardziej podobnych do pozostałych) polegająca na cyklicznym odrzucaniu z danej grupy najgorszych fragmentów. Zastosowana metoda selekcji bazuje na tym samym algorytmie selekcji, który jest zastosowany w procedurze testowej EPS. Stopień podobieństwa analizowanych fragmentów do wszystkich fragmentów występujących w danej grupie obliczany jest na podstawie części wspólnej wszystkich fragmentów tej grupy, w której w każdym przypadku część wspólna stanowi wspomniane minimum 80 % wartości średniego czasu powtarzania. Obliczanie podobieństwa fragmentów, w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania wykonywane jest dla każdej grupy fragmentów. Dysponując wartościami podobieństwa każdego fragmentu sygnału do wszystkich fragmentów występujących w danej grupie, możliwe jest uszeregowanie tych wartości (fragmentów sygnału PPG) w kolejności od najbardziej do najmniej dopasowanego fragmentu do wszystkich fragmentów danej grupy.

W wyniku działania tej części algorytmu, uzyskiwana jest macierz (*orderPart*) zawierająca ułożone w kolejności od najbardziej do najmniej podobnych fragmentów sygnału do wszystkich fragmentów występujących w danej grupie. Uzyskana macierz *orderPart* jest o rozmiarze $N \times N$, gdzie N to liczba wyselekcjonowanych fragmentów sygnału aktualnie występująca w trzech zakresach (v , $v2$ i $v3$). Numer kolumny macierzy *orderPart* określa numer grupy sygnałów czyli również numer aktualnego fragmentu odniesienia. Z kolei wiersz macierzy określa stopień podobieństwa danego fragmentu sygnału w danej grupie. Najwyższe wiersze określają największe podobieństwo danego fragmentu do wszystkich fragmentów w danej grupie, natomiast najniższy wiersz macierzy *orderPart* określa najmniejsze podobieństwo analizowanego fragmentu sygnału do pozostałych fragmentów występujących w danej grupie. Wartość liczbowa występująca w komórkach macierzy *orderPart*, można utożsamiać z numerami identyfikującymi wyselekcjonowane fragmenty występujące w analizowanych trzech zakresach. Na rys. 6.31a przedstawiono przykładowe wyselekcjonowane fragmenty sygnału, które zawierają się w trzech rozpatrywanych zakresach (v , $v2$ i $v3$). Natomiast na rys. 6.31b pokazano podgląd macierzy *orderPart* zaimplementowanej w środowisku MATLAB, która obrazuje kolejność dopasowania każdego fragmentu sygnału do pozostałych fragmentów występujących w danej grupie.

Na powyższym przykładzie analizowany jest przebieg zawierający 11 pełnych, spełniających początkowe trzy kryteria, wyselekcjonowanych fragmentów sygnału PPG. Przerwy pomiędzy fragmentami 6 i 7 oraz 7 i 8 świadczą o odrzuceniu zakłóconych fragmentów, które nie spełniły kryteriów wstępnej selekcji. Procedura wyznaczająca kolejność fragmentów pod kątem najlepszego podobieństwa danego fragmentu do pozostałych fragmentów w danej grupie, generuje wspomnianą macierz wyjściową *orderPart*. Pojedyncza kolumna tej macierzy, wskazująca stopień podobieństwa danego fragmentu do pozostałych fragmentów występujących w grupie, stanowi tylko przybliżenie globalnego stopnia dopasowania analizowanego fragmentu do pozostałych wyselekcjonowanych fragmentów. Jak opisano wcześniej, synchronizacja fragmentów sygnału może być przeprowadzona do błędnego fragmentu odniesienia (tj. fragmentu z licznymi zakłóceniami). Wtedy, synchronizacja pozostałych fragmentów jest z góry obciążona błędem, gdyż niepoprawny jest fragment odniesienia. Stosowanie wszystkich wyselekcjonowanych fragmentów sygnału, występujących w analizowanych trzech zakresach w roli fragmentów odniesienia pozwala uodpornić się na występowanie niepoprawnego fragmentu w tych zakresach. W takiej sytuacji, w grupie w której występuje błędny fragment odniesienia, wyznaczone stopnie podobieństwa mogą być nieprawidłowe, lecz pozostałe grupy zawierać będą stopnie podobieństwa znacznie bardziej zbliżone do rzeczywistych.



b)

orderPart: 11x11 double =										
2	2	2	4	2	2	2	4	2	2	3
3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2
4	4	4	2	4	4	4	2	4	4	4
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	5
5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	10
9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	11
10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	9
11	11	11	11	11	8	11	11	11	11	1
8	8	8	8	8	6	8	8	8	8	8
6	6	6	6	6	11	6	6	6	6	6
7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7

Rys. 6.31. Wynik działania procedury wyznaczania podobieństwa fragmentów sygnału pracujących na zasadzie „Každy z każdym”. Wyselekcjonowane fragmenty sygnału PPG występujące w analizowanych zakresach (a). Kolejność fragmentów najlepiej dopasowanych do pozostałych, występujących w danej grupie (b)

Na przedstawionym przykładowym przebiegu, wyraźnie dostrzegalny jest fragment 7, który zawiera zakłócenie, powodujące znaczce podbicie amplitudy. Na podstawie analizy wzrokowej przedstawionych fragmentów można również dostrzec, że zakłócony fragment (odbiegający kształtem od pozostałych) jest fragment o numerze 8. W wyniku działania algorytmu selekcji najlepszych fragmentów, w każdej grupie jako najgorszy fragment wytypowano fragment o numerze 7. Dodatkowo, znacząca większość wyników wykazała, że następnymi najgorszymi fragmentami (zaraz po fragmencie 7) są fragmenty 6 i 8. Fragment 6 z uwagi na niestandardową długość zbocza opadającego, natomiast fragment 8 z uwagi na niestandardowy kształt w okolicy punktu *Diastolic*. Z kolei w znaczącej liczbie grup jako najlepsze fragmenty sygnału PPG, zostały wytypowane fragmenty o numerach 2, 3 oraz 4. Wartym analizy przykładem jest rozkład najlepszych fragmentów, który został wytypowany w ostatniej grupie (11 kolumna macierzy). Rozkład ten wyraźnie różni się od rozkładu występującego w pozostałych grupach (kolumnach macierzy). Jeżeli nie byłaby stosowana analiza typu *každy z każdym* i np. ostatni fragment analizowanego przebiegu byłby odniesieniem, to uzyskane zostałyby wyniki dopasowania, które różnią się od znaczącej większości wyników, wytypowanych w innych grupach.

Uzyskane wyniki dla danej grupy (kolumny macierzy *orderPart*) mogą nieznacznie różnić się pomiędzy sobą. Wskazują jednak bardzo podobnie fragmenty sygnału, które najbardziej odbiegają od pozostałych fragmentów, jak również te fragmenty, które najbardziej pasują do wszystkich występujących w analizowanych zakresach. Dane zawarte w macierzy *orderPart* to połączenie

wszystkich wyników uzyskanych w indywidualnych grupach sygnałów. Pierwsza kolumna przedstawia wyniki uzyskane w pierwszej grupie sygnałów. Z kolei druga kolumna – w drugiej grupie, aż do ostatniej grupy dopasowywanych fragmentów. Kolumny o których mowa, można utożsamiać z tzw. „kartami do głosowania”, gdzie każda grupa „typowała” fragmenty w kolejności od najlepszego do najgorszego fragmentu występującego w swojej grupie. Karty te, połączone w jedną całość stanowią macierz *orderPart*, która jest analizowana w dalszych procedurach przetwarzania.

W celu jednoznacznego określenia wypadkowej kolejności stopnia dopasowania wyselekcjonowanych fragmentów sygnału do pozostałych fragmentów występujących w trzech rozpatrywanych zakresach, proponuje się zastosowanie metody selekcji bazującej na zasadzie „głosowania większością”. W metodzie tej, analizowane są wiersze macierzy, rozpoczynając od najwyższego do najniższego wiersza, tj. od najlepszego do najgorszego fragmentu. W każdym wierszu przeprowadza się zliczanie oddanych głosów i typuje się ten fragment sygnału który otrzymał ich największą ilość. W przypadku, gdy liczba głosów w danym wierszu jest taka sama dla dwóch lub więcej różnych fragmentów sygnału, to zwycięża ten fragment, który miał więcej głosów w poprzednich typowaniach – w poprzednich wierszach. Jeżeli w poprzednich wierszach liczba głosów jest również taka sama i nie rozstrzyga to wyniku, to zwycięża ten fragment, który ma niższy numer. Jeżeli nie ma poprzedniego głosowania, gdyż aktualnie analizowany jest pierwszy wiersz macierzy, to również zwycięża ten fragment, który ma niższy numer. Niewykorzystane głosy w danym wierszu, przechodzą do wiersza następnego. Głosy znajdujące się w niższych wierszach lecz dotyczących fragmentów sygnału już wybranych, nie biorą dalej udziału w kolejnym zliczaniu głosów – są po prostu pomijane. W tabeli 6.2 przedstawiono dane uzyskane w wyniku wyznaczania kolejności fragmentów sygnału wg. najlepszego podobieństwa do pozostałych fragmentów. Wartości tej tabeli stanowią wartości występujące w macierzy *orderPart*, której postać przedstawiona została na rys. 6.31b. Komórki tej tablicy celowo wypełniono kolorem w celu sprawniejszego rozróżnienia poszczególnych fragmentów sygnału.

Tab. 6.2. Dane uzyskane w wyniku wyznaczania kolejności fragmentów wg. najlepszego podobieństwa do pozostałych fragmentów

Grupa Wiersz	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI
I	2	2	2	4	2	2	2	4	2	2	3
II	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2
III	4	4	4	2	4	4	4	2	4	4	4
IV	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	5
V	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	10
VI	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	11
VII	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	9
VIII	11	11	11	11	11	8	11	11	11	11	1
IX	8	8	8	8	8	6	8	8	8	8	8
X	6	6	6	6	6	11	6	6	6	6	6
XI	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7

Poniżej przedstawiono procedurę wyznaczania ostatecznej kolejności najlepszych fragmentów sygnału występujących w analizowanych zakresach:

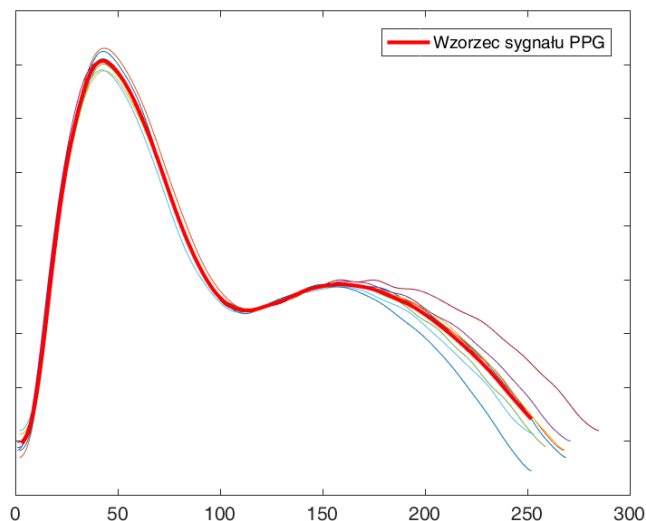
- I wiersz: 2 (8 głosów), 3 (1 głos), 4 (2 głosy). Z poprzednich wierszy: brak głosów.
Zwycięski fragment: 2 (8 głosów).
- II wiersz: 3 (10 głosów). Z poprzednich wierszy: 3 (1 głos), 4 (2 głosy).
Zwycięski fragment: 3 (11 głosów).
- III wiersz: 4 (9 głosów). Z poprzednich wierszy: 4 (2 głosy).
Zwycięski fragment: 4 (11 głosów).
- IV wiersz: 1 (10 głosów), 5 (1 głos). Z poprzednich wierszy: brak głosów.
Zwycięski fragment: 1 (10 głosów).
- V wiersz: 5 (10 głosów), 10 (1 głos). Z poprzednich wierszy: 5 (1 głos).
Zwycięski fragment: 5 (11 głosów).

6. VI wiersz: 9 (10 głosów), 11 (1 głos). Z poprzednich wierszy: 10 (1 głos).
Zwycięski fragment: 9 (10 głosów).
7. VII wiersz: 10 (10 głosów). Z poprzednich wierszy: 10 (1 głos), 11 (1 głos).
Zwycięski fragment: 10 (11 głosów).
8. VIII wiersz: 8 (1 głos), 11 (9 głosów). Z poprzednich wierszy: 11 (1 głos).
Zwycięski fragment: 11 (10 głosów).
9. IX wiersz: 6 (1 głos), 8 (10 głosów). Z poprzednich wierszy: 8 (1 głos).
Zwycięski fragment: 8 (11 głosów).
10. X wiersz: 6 (10 głosów). Z poprzednich wierszy: 6 (1 głos).
Zwycięski fragment: 6 (11 głosów).
11. XI wiersz: 7 (11 głosów). Z poprzednich wierszy: brak głosów.
Zwycięski fragment: 7 (11 głosów).

Wyznaczone w ten sposób „zwycięskie fragmenty” poczynając od pierwszego wiersza, jednoznacznie określają fragmenty ułożone w kolejności od najbardziej podobnych fragmentów do fragmentów najmniej podobnych do wszystkich występujących w analizowanych trzech zakresach. W ten sposób formułowany jest docelowy wektor wyjściowy, który na podstawie analizowanych wyżej danych ma następującą postać: [2, 3, 4, 1, 5, 9, 10, 11, 8, 6, 7].

Dysponując informacją dotyczącą, kolejności wyselekcjonowanych fragmentów, rozpoczynając od najlepszego do najgorszego fragmentu, możliwe jest wyznaczenie docelowego wzorca sygnału z najlepszych fragmentów. W tym celu ponownie przeprowadzana jest synchronizacja fragmentów, lecz teraz synchronizowane są fragmenty na zasadzie „każdy z jednym”. Synchronizacja podobnie jak poprzednio może bazować na procedurze *xcorr* lub *minE*. Istotną różnicę stanowi wykorzystanie tylko jednego fragmentu odniesienia, którym jest w tym przypadku najlepszy fragment sygnału, wytypowany przez procedurę selekcji bazującej na zasadzie *głosowania większością*. Algorytm pracy obydwu metod synchronizacji fragmentów (*xcorr* i *minE*) pozostaje bez zmian. Różnicę stanowi tylko jeden (najlepszy) fragment odniesienia, co w efekcie powoduje wygenerowanie tylko jednej grupy fragmentów sygnału PPG.

W uzyskanej grupie fragmentów również przeprowadzana jest ewentualna *procedura poprawy synchronizacji fragmentów*. Zasada działania tej procedury jest również taka sama jak poprzednio, gdzie występowało wiele grup fragmentów. Z uzyskanej lepiej zsynchronizowanej grupy fragmentów odrzucanych jest maksimum 40 % najgorszych wyselekcjonowanych fragmentów, a z grupy minimum 60 % fragmentów wyznaczany jest docelowy wzorzec sygnału. Docelowy wzorzec sygnału stanowi więc wypadkową z części wspólnej wszystkich najlepszych fragmentów sygnału PPG. Na rys. 6.32 przedstawiono wynikową postać grupy, gdzie występuje minimum 60% najlepszych fragmentów, z których wyznaczono docelowy wzorzec sygnału PPG, stosowany w omawianej procedurze testowej PPS2. Przedstawiona w przykładach grupa najlepszych fragmentów i na jej podstawie wyznaczony docelowy wzorzec sygnału PPG, bazował na procedurach typu „każdy z każdym”, oraz „każdy z jednym”, stosujących synchronizację *xcorr*.



Rys. 6.32. Wyselekcjonowane najlepsze fragmenty sygnału z naniesionym docelowym wzorcem sygnału PPG

Na podstawie uzyskanego wzorca wyznaczane są dodatkowo podstawowe jego parametry takie jak: długość (część wspólna fragmentów) oraz amplituda. Amplituda wzorca wyznaczana jest na podstawie różnicy pomiędzy wartością maksymalną, a wartością minimalną występującą we wzorcu sygnału PPG.

W celu wskazania, która metoda synchronizacji fragmentów tj. *xcorr* lub *minE*, występująca w procedurach typu „każdy z każdym” oraz „każdy z jednym”, prowadzi do uzyskania lepszego docelowego wzorca sygnału, przeprowadzono badanie testowe. W badaniu tym wyznaczano docelowy wzorzec sygnału w dwóch niezależnych torach. W pierwszy torze w procedurach synchronizacji typu „każdy z każdym” oraz „każdy z jednym” występowała metoda synchronizacji bazująca na przetwarzaniu *xcorr*, natomiast w drugim torze w tych samych procedurach synchronizacji występowała metoda bazująca na przetwarzaniu *minE*. Badanie testowe wykonano na 60 odfiltrowanych sygnałach PPG, o długości wynoszącej 50 sekund każdy. Wszystkie odfiltrowane sygnały PPG, z krokiem przetwarzania wynoszącym 1 sekundę poddawane były pierwotnie na *podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału PPG*, a następnie na *blok detekcji fragmentów w sygnale PPG*, znajdujący się w *algorytmie oceny jakości sygnałów*. Fragmenty sygnału PPG, występujące w trzech zakresach wartości, poddawane były na wejście badanego toru wyznaczania najlepszej grupy fragmentów i wzorca sygnału, które znajdują się w niniejszej procedurze testowej. W każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*, w obydwu analizowanych torach przetwarzania uzyskiwane były aktualne macierze zawierające minimum 60 % najlepszych fragmentów sygnału PPG. Jako kryterium oceny, która metoda lepiej dokonuje selekcji najlepiej dopasowanych do siebie fragmentów sygnału, przyjęto miarę odchylenia standardowego. Wartość odchylenia standardowego obliczana była dla każdej kolumny macierzy zawierającej najlepsze fragmenty sygnału. Następnie dla wektora uzyskanych odchyłeń standardowych wyznaczana była ich wartość średnia. Zatem, dla każdego *1-sekundowego cyklu przetwarzania* oraz dla każdego sygnału, zapamiętana została indywidualna wartość średnia odchyłeń standardowych z wartości występujących w każdej kolumnie macierzy wyjściowej testowanych torów przetwarzania. Po przeprowadzeniu testu, uzyskano dwa wektory wyników, które liczą po 3000 wyników. Uzyskane wektory wyników obrazują stopień dopasowania 60 % najlepszych fragmentów w danym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, dla wszystkich testowanych sygnałów. Spośród wszystkich uzyskanych wyników, 2043 wartości (ok. 68 %) wskazywało przewagę implementacji *minE*, nad implementacją *xcorr*. Z kolei 518 wyników (ok. 17 %) wskazywało przewagę drugiej implementacji

(*xcorr*) nad pierwszą implementacją (*minE*). Natomiast w przypadku 439 wartości (ok. 15 %) nie wykazały żadnej przewagi dla żadnego testowanego toru.

W tym momencie należy również zaznaczyć, że pomimo wyzwolenia *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, to pierwsze wyniki (w pierwszych cyklach) są dla każdego sygnału i obydwu torów zerowe. Sytuacja taka ma miejsce, ponieważ algorytm wyznaczania punktów charakterystycznych dostarcza wyniki w zakresie v_2 dopiero po upływie wymaganych 5 s. Pomimo braku wyników w pierwszych 1-sekundowych cyklach przetwarzania dla każdego analizowanego sygnału to znacząca pozostała część wyników wskazała metodę synchronizacji *minE* jako metodę lepszą od metody *xcorr*. Dlatego, pomimo większego nakładu pracy, który charakteryzuje metodę *minE* w niniejszej procedurze testowej – PPS2, zastosowana zostanie w obydwu typach synchronizacji (*każdy z każdym* oraz *każdy z jednym*) metoda *minE*.

W każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wykonywana jest pełna procedura wyznaczania wzorca sygnału, gdyż w nowym cyklu występują nowe fragmenty sygnału PPG, które mogą znacząco wpływać na ostateczny kształt wyznaczanego wzorca sygnału. Dysponując aktualnym kształtem wzorca sygnału, możliwe jest porównanie jego z wszystkimi fragmentami występującymi w zakresie v .

Porównywanie fragmentów ze wzorcem sygnału, a następnie wyznaczenie oceny jakości danego fragmentu, wymaga na wstępie synchronizacji w czasie porównywanych fragmentów ze wzorcem sygnału, tak aby zachować najlepsze pokrycie kształtu porównywanych fragmentów sygnału. Synchronizacja fragmentów realizowana jest wg. procedury *każdy z jednym*, która implementuje metodę synchronizacji *minE*. Dodatkowym kryterium synchronizacji jest takie ułożenie w czasie fragmentów, aby część wspólna wszystkich analizowanych fragmentów sygnału była dokładnie taka sama jak długość wzorca sygnału. Ponieważ, synchronizowanymi fragmentami sygnału PPG, są wszystkie fragmenty występujące w zakresie v , to rozmiar danego synchronizowanego fragmentu sygnału może być krótszy od rozmiaru wzorca sygnału, którego długość wynosi minimum 80 % wartości średniego czasu powtarzania.

Jeżeli przykładowo synchronizowany fragment jest krótszy od rozmiaru wzorca sygnału, to fragment ten jest obustronnie rozszerzany do rozmiaru tego wzorca. Rozszerzanie fragmentu polega na obustronnym pobraniu sąsiadujących próbek pomiarowych, tak aby uzyskać wymagany rozmiar. Rozszerzenie danego fragmentu o próbki pomiarowe sąsiadujących fragmentów sygnału, negatywnie wpływa na kształt tego fragmentu, który w zależności od liczby dodanych próbek, jest coraz mniej podobny do wzorca sygnału. Rozszerzanie fragmentu w zależności od liczby zapożyczonych próbek pomiarowych powoduje pogorszenie ostatecznego wyniku porównania, a w konsekwencji uzyskanie niższej oceny jakości. Celowe rozszerzanie fragmentów sygnału ma jednak swoje zalety. W przypadku występowania zakłóceń w sygnale PPG, sygnał ten ma błędne – i zwykle znacznie krótsze – wyznaczone fragmenty. Zatem celowe rozszerzanie tych krótkich (błędnych) fragmentów prowadzi do uzyskania niskiej wartości porównania oraz niskiej oceny jakości, a w konsekwencji do ich wykrycia w analizowanym sygnale PPG.

W wyniku działania synchronizacji fragmentów sygnału występujących w zakresie v ze wzorcem sygnału, również może wystąpić sytuacja, w której część wspólna zsynchronizowanych fragmentów nie jest wystarczająca. W takim przypadku realizowana jest *procedura poprawy synchronizacji fragmentów*, której istota jest taka sama jak wcześniej opisana w niniejszej procedurze testowej PPS2.

Docelowe porównanie fragmentów sygnału oraz uzyskana na jej podstawie ocena jakości polega na wyznaczeniu różnicy porównywanego fragmentu sygnału PPG ze wzorcem sygnału w zakresie, w którym występuje część wspólna tych fragmentów. Następnie wyznaczana jest wartość średnia modułu uzyskanego wektora różnic. Aby dodatkowo uniezależnić wynik porównywania od amplitudy sygnału PPG, każda uzyskana wartość średnia normowana jest do amplitudy aktualnego wzorca sygnału.

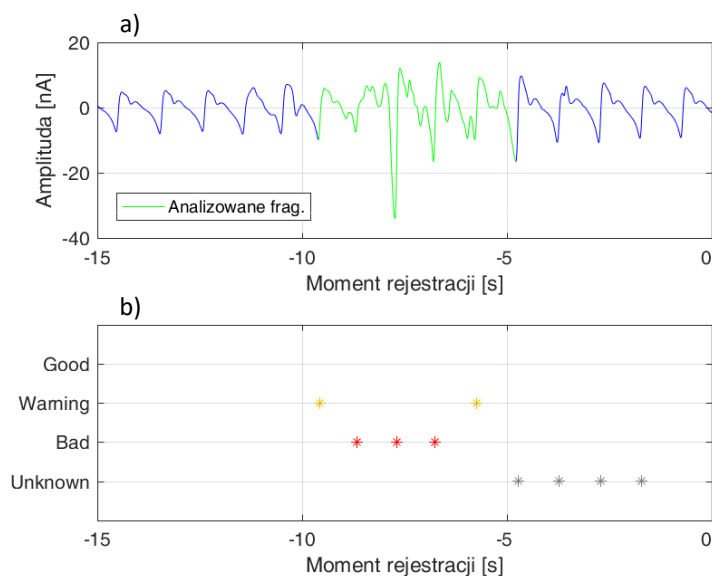
Podczas ciągłego przetwarzania sygnału w omawianej procedurze testowej, pojedynczy fragment sygnału może otrzymać maksymalnie 5 wyników porównania. Maksymalnie 5 wyników porównania

wynika z faktu, że 1 pełny cykl przetwarzania zawiera sygnał przesunięty o 1 s, a analizowany zakres v obejmuje ostatnie 5 s sygnału. Ponieważ każdy analizowany fragment sygnału PPG posiada swój własny unikalny identyfikator, to możliwe jest prawidłowe przyporządkowanie uzyskanego wyniku porównania w danym 1-sekundowym cyklu do odpowiedniego fragmentu.

Ocena ostateczna fragmentu sygnału PPG, wypracowana jest na podstawie wypadkowego wyniku porównania fragmentów. Wypadkowy wynik porównania fragmentów stanowi najmniejsza uzyskana wartość porównania z grupy wartości, które uzyskiwane były w trakcie całego przetwarzania sygnału. Najmniejsza wartość porównania jest to wartość najbardziej korzystna, gdyż świadczy o najmniejszym błędzie, który wystąpił podczas danego porównania w trakcie przeprowadzonych maksymalnie 5 porównań. Na podstawie wypadkowej (najkorzystniejszej) wartości porównania fragmentów dany fragment sygnału PPG otrzymuje jedną z następujących ocen:

- Ocenę *Good* otrzymuje fragment w przypadku, gdy wartość wypadkowa wyniku porównania jest poniżej wartości 0,1,
- Ocenę *Warning* otrzymuje fragment w przypadku, gdy wartość wypadkowa wyniku porównania zawiera się w zakresie od 0,1 do 0,2,
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment w przypadku, gdy wartość wypadkowa wyniku porównania jest powyżej wartości 0,2.

Dla danego fragmentu sygnału PPG, wyznaczona raz ocena jakości sygnału jest oceną ostateczną, gdyż ocena ta bazuje na najkorzystniejszej wartości porównania dla fragmentów o identyfikatorach występujących w zakresie $v2$. Fragmenty występujące w zakresie wartości $v2$, zawierają zamkniętą liczbę wyników porównania tych fragmentów ze wzorcem, która już nie ulega zwiększeniu w nowym 1-sekundowym cyklu przetwarzania. Na rys. 6.33 przedstawiono przykładowy sygnał PPG zawierający zakłócenia oraz wynik działania procedury testowej PPS2



Rys. 6.33. Wynik działania procedury testowej PPS: analizowany sygnał PPG zawierający zakłócone fragmenty sygnału (a); wyznaczona ocena jakości w procedurze PPS2 (b)

Występujące w sygnale zakłócenia, spowodowały lokalną zmianę kształtu poszczególnych fragmentów sygnału PPG. W zależności od stopnia tych zakłóceń, analizowane fragmenty otrzymały odpowiednio ocenę *Bad* i *Warning*. Porównując uzyskany przykładowy wynik dla tego samego przykładowego sygnału z wynikiem wypracowanym przez procedurę testową PPS (rys. 6.25), można zauważyć, że procedura PPS2 bardziej rygorystycznie dokonała ceny pierwszego ocenianego fragmentu sygnału.

Jednak, w zależności od rodzaju oraz stopnia zakłóceń sygnału PPG, procedury testowe PPS i PPS2 mogą dla poszczególnych fragmentów sygnału, przydzielić różną ocenę jakości.

6.5 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale przedstawiono algorytm realizujący ocenę jakości sygnałów EKG i PPG. Szczegółowo omówiono poszczególne bloki algorytmu, ze wskazaniem danych wejściowych oraz uzyskiwanych danych wyjściowych. Ponieważ sygnały EKG i PPG znacząco różnią się pomiędzy sobą, w celu prawidłowej detekcji błędnych fragmentów zaproponowano dedykowane procedury testowe

Kluczowymi blokami zaproponowanego algorytmu oceny jakości sygnału są bloki dedykowane do wyznaczania fragmentów sygnałów EKG i PPG zawierających istotne – pod kątem jakości sygnału – informacje. Wyznaczone fragmenty stanowią dane wejściowe dla kolejnych bloków, w tym do bloku obliczającego wartość średniego czasu powtarzania sygnałów EKG i PPG. Wartość tego czasu oraz wyznaczone fragmenty sygnałów stanowią dane wejściowe do najważniejszego oraz jednocześnie największego bloku przetwarzania, jakim jest *blok procedur testowych*. Wielkość bloku procedur testowych wynika z obecności siedmiu indywidualnych procedur, które pozwalają sprawdzić sygnały pod kątem obecności niepożądanych składowych. Pięć procedur testowych dedykowanych jest dla sygnału PPG, a dwie dla sygnału EKG. Dostępne w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* oceny cząstkowe, definiujące jakość analizowanego sygnału EKG i PPG, stanowią dane wejściowe opisanego w dalszej części rozprawy *bloku wyznaczania wartości wypadkowych*.

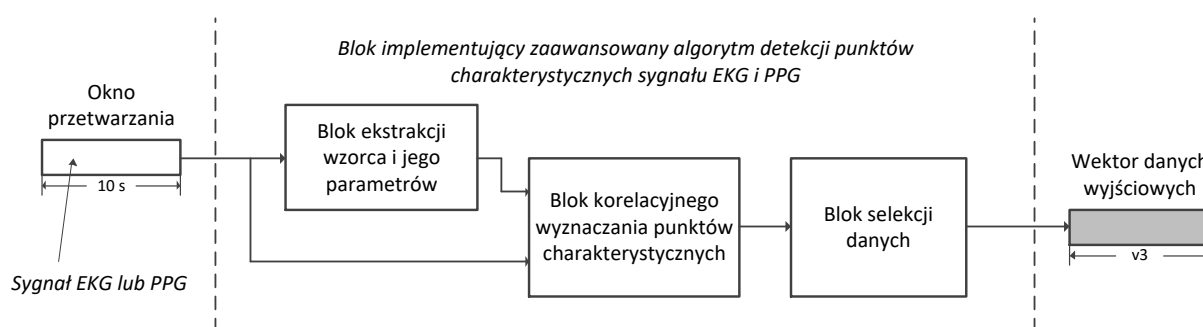
7

ZAAWANSOWANY ALGORYTM DETEKЦИИ PUNKTÓW CHARAKTERYSTYCZNYCH SYGNAŁÓW EKG I PPG

Zaawansowany algorytm detekcji punktów charakterystycznych przedstawiany w niniejszym rozdziale dedykowany jest dla sygnałów EKG i PPG. Algorytm ten stosuje jeden podstawowy schemat blokowy, lecz z uwagi na różniący się charakter przetwarzanych sygnałów wejściowych, niektóre jego bloki przetwarzania są specjalnie zaprojektowane dla określonego typu sygnału. Zasadniczą różnicą omawianego algorytmu w odniesieniu do wcześniej przedstawionego podstawowego algorytmu detekcji, jest zastosowanie procedur przetwarzania, które pozwalają uzyskać wynik dopiero po upływie ostatnich 10 s odfiltrowanego sygnału. Wymagany czas przetwarzania, stanowi kompromis pomiędzy szybkością uzyskania wyniku, a wymaganą długością sygnału, która pozwala uzyskać dość dokładnie zlokalizowane punkty poszukiwanych punktów charakterystycznych. Zastosowane procedury przetwarzania pozwalają uzyskać wspomniane lokalizacje z zadawalającą dokładnością

w sygnałach zawierających dodatkowe zakłócenia. Ponieważ w proponowanym algorytmie zastosowano dedykowaną procedurę selekcji oraz odrzucania skrajnych wartości, uzyskany wynik przetwarzania stanowi niejako przybliżenie prawidłowych lokalizacji poszukiwanych punktów charakterystycznych, ale błąd w tym przybliżeniu jest stosunkowo niewielki (maksymalnie kilka próbek pomiarowych). Zatem, stosowanie zaawansowanego algorytmu lepiej sprawdzi się w sytuacji, w której sygnał wejściowy jest zakłócony, a podstawowy algorytm przetwarzania – wskutek wspomnianych zakłóceń – może działać nieprawidłowo i w efekcie błędnie dodatkowo wykrywać nieprawidłowe lokalizacje punktów charakterystycznych. W całym proponowanym *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*, opisywany w tym rozdziale zaawansowany algorytm pracuje niezależnie od poprzednio przedstawionego podstawowego algorytmu.

Zaawansowany algorytm detekcji, w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* korzysta z danych występujących w dedykowanym *oknie przetwarzania*, który zawiera ostatnie 10 s odfiltrowanego sygnału. Na rys. 7.1 przedstawiono schemat blokowy zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG.



Rys. 7.1. Schemat blokowy zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG

Sygnał występujący w *oknie przetwarzania* podawany jest w całości na *blok ekstrakcji wzorca i jego parametrów* oraz *blok korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych*. Blok korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych bazuje na danych występujących we wspomnianym *oknie przetwarzania* oraz na danych uzyskanych z bloku *ekstrakcji wzorca i jego parametrów*. Następnie, uzyskany w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wektor lokalizacji występowania określonych typów punktów charakterystycznych przekazywany jest do bloku *selekcji danych*. W bloku tym odrzucane są wartości odstające i na podstawie wyselekcjonowanych danych wyznaczane są docelowe lokalizacje występowania punktów charakterystycznych.

W zależności od procedury przetwarzania zastosowanej w *bloku ekstrakcji wzorca i jego parametrów*, możliwe jest przetwarzanie zarówno sygnału EKG, jak i PPG. Budowa proponowanego algorytmu pozwala na swobodne jego zwielokrotnienie. Zatem, w zależności od aktualnych wymagań, co do liczby jednocześnie przetwarzanych sygnałów EKG i PPG, nie ma ograniczeń w ich stosowaniu, gdyż algorytm umożliwia niezależne przetwarzanie wielu sygnałów. Danymi wyjściowymi *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG* – w zależności od typu sygnału wejściowego – jest wektor lokalizacji maksimum załamka R (sygnał EKG) oraz wektory lokalizacji maksimum I i II pochodnej sygnału PPG. Dane wyjściowe dla każdego typu sygnału dotyczą zakresu czasu $v3$.

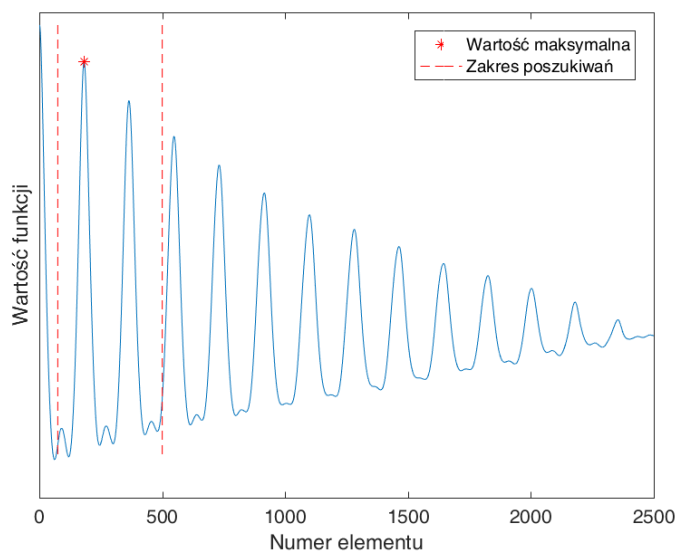
W zaawansowanym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych zaimplementowano procedury przetwarzania, dla których rekomendowane jest zastosowanie bardziej zaawansowanych sprzętowych modułów obliczeniowych, gdyż podstawowe bloki przetwarzania (np. w relatywnie nieskomplikowanych systemach mikroprocesorowych) mogłyby okazać się niewystarczające. W dalszej części niniejszego rozdziału w sposób szczegółowy przedstawione zostaną poszczególne bloki przetwarzania, które wchodzi w skład *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*.

7.1 Blok ekstrakcji wzorca i jego parametrów

Wyznaczanie wzorca sygnału realizowane jest na podstawie sygnału EKG lub PPG, występującego w *oknie przetwarzania*. Wzorzec sygnału w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* jest na nowo wyznaczany. Efektem działania bloku ekstrakcji wzorca i jego parametrów jest uzyskanie docelowego wzorca sygnału, który jest najbardziej podobny do wszystkich fragmentów sygnałów aktualnie występujących w *oknie przetwarzania*. W zależności od typu zastosowanej metody przetwarzania, wyznaczany wzorzec może bazować na wszystkich fragmentach sygnału lub określonej liczbie najlepszych (wzajemnie najbardziej podobnych) fragmentów występujących w *oknie przetwarzania*. Obok sygnału wzorca, w niniejszym bloku przetwarzania uzyskiwane są dodatkowe informacje o lokalizacji wybranych punktów charakterystycznych danego sygnału. W dalszej części niniejszego rozdziału przedstawione zostaną w sposób szczegółowy proponowane metody wyznaczania wzorca sygnału EKG i PPG.

7.1.1 Metoda wyznaczania wzorca EKG i PPG, bazująca na funkcji autokorelacji

Metoda wyznaczania wzorca bazująca na funkcji autokorelacji może być stosowana zarówno dla sygnału EKG, jak również dla sygnału PPG. W omawianej metodzie, sygnał występujący w *oknie przetwarzania* o stałym rozmiarze N , poddawany jest procedurze autokorelacji. Ponieważ rozmiar *okna przetwarzania* wynosi 10 s, to przy częstotliwości próbkowania $FS = 250$ Hz daje to $N = 2500$ próbek pomiarowych. W wyniku przetwarzania uzyskuje się wektor o rozmiarze $2N-1$. Interesujący zakres wartości funkcji autokorelacji zawiera się w przedziale $\langle N; 2N-1 \rangle$. Długość interesującego zakresu jest dokładnie taka sama jak długość *okna przetwarzania*. Największe lokalne maksimum funkcji autokorelacji, nie licząc maksimum dla przesunięcia zerowego, pozwala wyznaczyć średni czas powtarzania sygnału (pulsu), który aktualnie występuje w *oknie przetwarzania*. Na podstawie przedstawionego wcześniej maksymalnego zakresu rytmu pracy serca, który wynosi od 30 do 200 BPM, przy zastosowanej częstotliwości próbkowania, wartość lokalnego maksimum funkcji autokorelacji powinna się zawierać w granicach od 75 do 500 próbek. Poszukiwanie prawidłowej wartości lokalnego maksimum realizowane jest poprzez znalezienie wszystkich lokalnych maksimum, występujących w analizowanym zakresie, a następnie wybranie tego lokalnego maksimum, który ma największą wartość. W przypadku niezalezienia żadnego lokalnego maksimum, poszukiwana jest lokalizacja występowania wartości maksymalnej przebiegu w ograniczonym przedziale. Na rys. 7.2 przedstawiono przykładową postać funkcji autokorelacji z analizowanego zakresu, uzyskanej na podstawie wejściowego sygnału PPG.



Rys. 7.2. Funkcja autokorelacji przykładowego sygnału PPG w zakresie wartości $\langle N; 2N-1 \rangle$ z zaznaczoną prawidłową wartością lokalnego maksimum oraz zakresem poszukiwań tej wartości

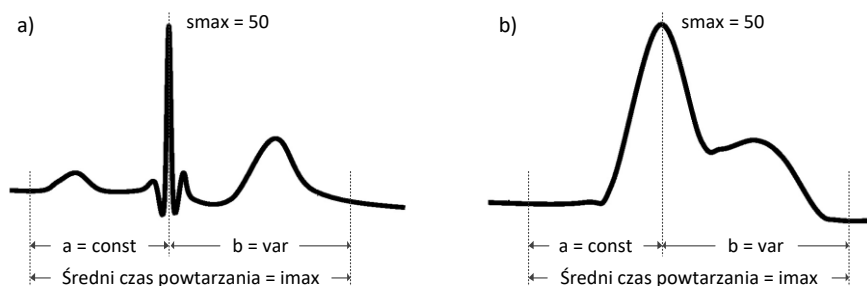
Na podstawie uzyskanego przykładowego wykresu funkcji autokorelacji, wartość maksymalna przypada na próbkę o numerze $i = 182$. Zatem średni czas powtarzania sygnału PPG (pulsu), przy danej częstotliwości próbkowania wynosi 82,4 BPM. Znaleziony średni czas powtarzania sygnału, może być również wyrażony w liczbie próbek sygnału. Znajomość tego czasu pozwala na umowny podział sygnału znajdującego się w *oknie przetwarzania* na fragmenty o tej samej długości, gdyż długość pojedynczego pełnego fragmentu sygnału jest zbliżona do wyliczonej średniej wartości.

Jak wcześniej przedstawiono, kształty sygnałów EKG i PPG w każdej rejestracji mogą się nieznacznie różnić. W celu uzyskania najbardziej dokładnych lokalizacji poszukiwanych punktów charakterystycznych, konieczne jest wyznaczenie wypadkowego wzorca sygnału EKG lub PPG, który bazuje na najbardziej aktualnej postaci sygnału EKG lub PPG. Wzorec sygnału w omawianej metodzie powstaje z wszystkich fragmentów sygnału EKG lub PPG występujących w *oknie przetwarzania*.

Na potrzeby wyznaczania wzorca, zdefiniowano następujące parametry:

- $imax$ – maksymalna długość wzorca sygnału określona w liczbie próbek (położenie lokalnego największego maksimum w funkcji autokorelacji),
- $smax$ – lokalizacja maksimum wzorca sygnału,
- $a = smax - 1$ – liczba próbek przed wystąpieniem maksimum,
- $b = imax - smax$ – liczba próbek po wystąpieniu maksimum.

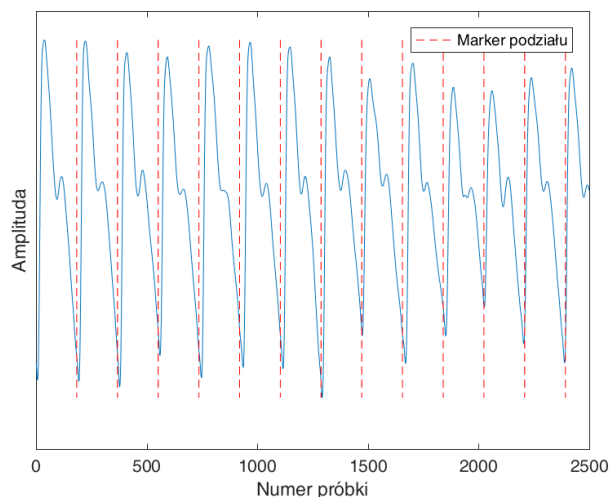
Na rys. 7.3 przedstawiono przykład wzorca dla sygnału EKG i PPG z zaznaczonymi parametrami pomocniczymi.



Rys. 7.3. Przykład wzorca dla sygnału EKG (a) i PPG (b) z zaznaczonymi parametrami pomocniczymi

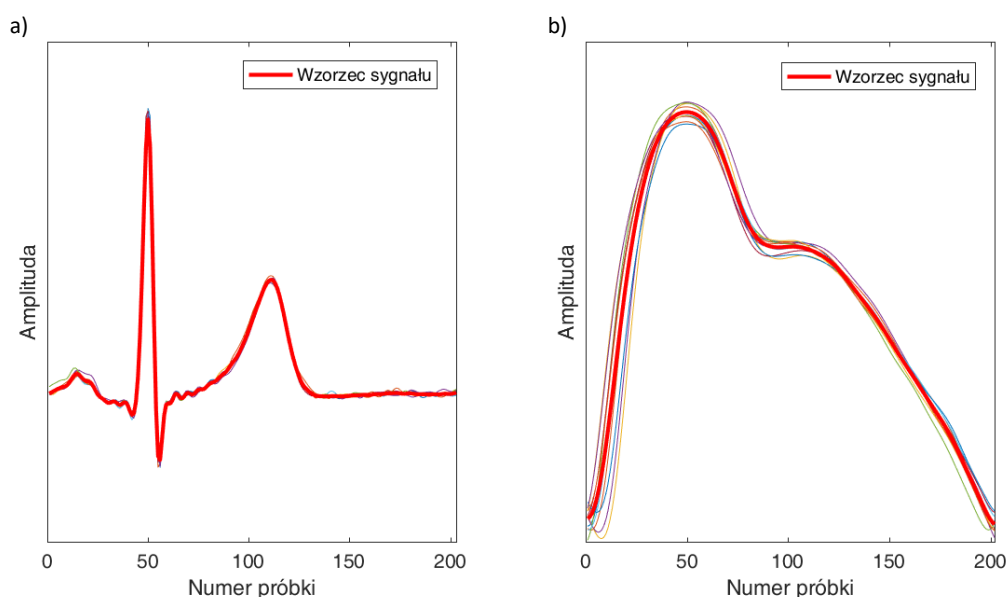
Wartości parametrów a i $smax$ w każdym wyznaczanym wzorcu są stałe. W proponowanym algorytmie wartość $smax$ wynosi 50, co dla przyjętej częstotliwości próbkowania odpowiada 0,2 s sygnału. Natomiast wartość b jest zmienna i zależy od średniego czasu powtarzania sygnału ($imax$).

Dysponując średnim czasem powtarzania sygnału, co daje przybliżenie rozmiaru aktualnych fragmentów sygnału występującego w *oknie przetwarzania*, możliwe jest umowne podzielenie sygnału występującego w tym oknie na fragmenty odpowiadające temu czasowi. Na rys. 7.4 przedstawiono przykładowy sygnał PPG występujący w *oknie przetwarzania* z naniesionymi markerami podziału sygnału.



Rys. 7.4. Przykładowy sygnał PPG występujący w oknie przetwarzania z naniesionymi markerami podziału

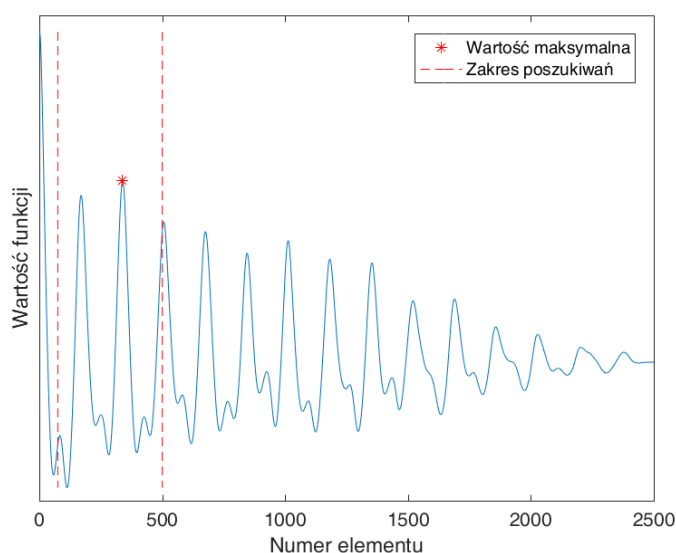
Z wyznaczonych fragmentów sygnału, występujących w *oknie przetwarzania* poszukuje się wartości maksymalnej, która odpowiada przyjętemu parametrowi $smax$. Na podstawie wcześniej wyliczonych wartości a i b , możliwe jest pobranie pełnych fragmentów sygnału, na podstawie których wyznaczony zostanie wzorec sygnału. Do wyznaczenia wzorca brane są tylko pełne fragmenty sygnału aktualnie występujące w *oknie przetwarzania*. Wzorec sygnału stanowi wartość średnią odpowiadających sobie wartości próbek pomiarowych dla wszystkich fragmentów sygnału. Na rys. 7.5 przedstawiono przykładowe wzorce sygnału, wyznaczone na podstawie fragmentów sygnału EKG i PPG.



Rys. 7.5. Wyznaczone wzorce sygnału EKG (a) i PPG (b) na podstawie pełnych fragmentów występujących w oknie przetwarzania

W wyniku pracy omawianej metody wyznaczenia wzorca sygnału EKG i PPG uzyskiwany jest wzorzec sygnału o długości stanowiącej długość średniego czasu powtarzania, której wartość została wyznaczona przy pomocy funkcji autokorelacji. W opisywanej metodzie wyznaczenia wzorca, dodatkowymi danymi wyjściowymi jest lokalizacja występowania maksimum załamka R we wzorcu sygnału EKG, oraz lokalizacje występowania maksimum I i II pochodnej we wzorcu sygnału PPG.

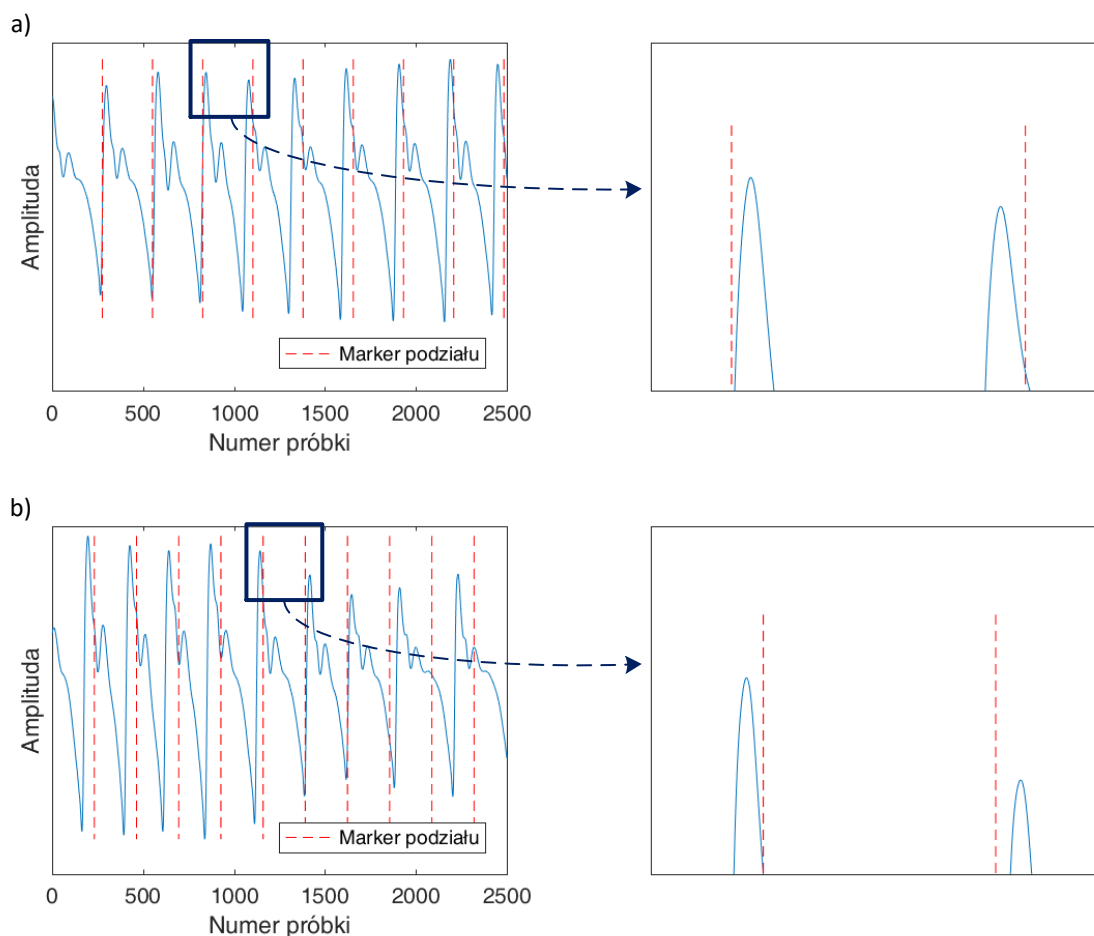
W przedstawionej metodzie wyznaczenia wzorca, bardzo ważna jest poprawna detekcja średniego czasu powtarzania sygnału. Ta realizowana jest przy pomocy funkcji autokorelacji i na podstawie uzyskanego wyniku definiowana jest długość wyjściowego wzorca sygnału. Niestety, w przypadku wystąpienia znacznego dryfu linii bazowej, dużej dynamiki zmian amplitudy sygnału, zakłóceń sygnału lub występowania artefaktów w sygnale możliwe jest, że wartość poszukiwanego maksimum w funkcji autokorelacji przypadają będzie na np. drugie (błędne) sąsiadujące lokalne maksimum występujące w zadanym zakresie (rys. 7.6). Inną niekorzystną sytuacją, która może wystąpić wskutek wspomnianych zakłóceń w wynikowej funkcji autokorelacji, w analizowanym zakresie, jest sytuacja, w której nie będzie występowało żadne lokalne maksimum. W takiej sytuacji poszukiwana jest wartość maksymalna tej funkcji, która może znacząco odbiegać od wartości rzeczywistej średniego czasu powtarzania sygnału.



Rys. 7.6. Funkcja autokorelacji przykładowego sygnału PPG w zakresie wartości $\langle N; 2N-1 \rangle$ w przypadku, gdy wykryte zostało błędne lokalne maksimum

W przedstawionym na rys. 7.6 przykładowym przebiegu, wykryty średni czas powtarzania jest dwukrotnie zawyżony. Wartość ta jest nieprawidłowa i negatywnie wpływa na dalsze procedury przetwarzania zawarte w opisywanej metodzie wyznaczenia wzorca, gdyż umowny podział sygnału występującego w *oknie przetwarzania* jest wykonywany w oparciu o błędne wartości. W konsekwencji powoduje to wyznaczenie wzorca sygnału o niepoprawnej długości. Dlatego poprawność wyznaczenia średniego czasu powtarzania sygnału jest szczególnie ważna do poprawnego działania opisywanej metody.

W proponowanej metodzie wyznaczenia wzorca stosowany jest umowny podział sygnału występującego w *oknie przetwarzania*, na fragmenty o stałej długości zgodnej z długością średniego czasu powtarzania. Wspomniana wcześniej wartość chwilowa (Beat-to-Beat) mogąca się zmieniać o nawet 200 – 300 %, może powodować sytuację, w której w danej ewolucji serca występują dwa lokalne maksima sygnału, lub w innej ewolucji serca nie występuje żadne lokalne maksimum. Zjawisko to przedstawione zostało na rys. 7.7a oraz 7.7b.

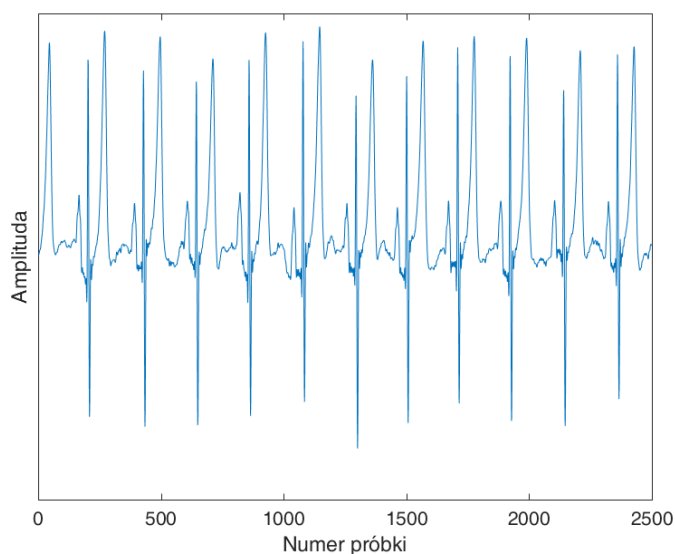


Rys. 7.7. Zawartość okna przetwarzania z naniesionymi markerami podziału, w przypadku gdy w wyznaczonym danym fragmencie występują dwa poprawne maksima sygnału (a) i w wyznaczonym danym fragmencie nie występuje żadne poprawne maksimum sygnału (b)

W przypadku wystąpienia dwóch maksimów lokalnych, które dotyczą dwóch sąsiadujących fragmentów sygnału (rys. 7.7a), poszukiwana wartość maksymalna wskaże tylko jedno z nich, a drugie maksimum lokalne nie zostanie wykryte. W efekcie, w sygnale występującym w *oknie przetwarzania*, który posiada określoną liczbę pełnych fragmentów (tutaj: 8) zostanie wykrytych mniej poprawnych wartości, co bezpośrednio przekłada się na zmniejszenie dokładności wyznaczania wzorca, gdyż dane wejściowe do wyznaczenia wzorca będą niekompletne. W drugim przypadku, gdy analizowany fragment nie zawiera ani jednego poprawnego maksimum lokalnego (rys. 7.7b), również zostanie wykryta jedna wartość maksymalna z tym, że wartość ta nie będzie dotyczyła żadnego prawidłowego lokalnego maksimum danego fragmentu sygnału występującego w *oknie przetwarzania*. Mimo to, wykryte maksimum będzie interpretowane jako wartość *smax* i wyznaczony zostanie fragment sygnału, lecz wartość ta nie będzie wartością maksymalną wyznaczonego fragmentu i fragment ten będzie przesunięty w fazie o wartość stanowiącą odległość do najbliższego poprawnego maksimum, które dotyczy najbliższego fragmentu sygnału. W ten sposób niepoprawnie wykryty fragment wprowadza błąd podczas wyznaczania docelowego wzorca sygnału. W przypadku, gdy umowny podział sygnału występującego w *oknie przetwarzania* spowoduje jednoczesne wystąpienie obydwu wcześniej przedstawionych sytuacji, a spowodowane błędy będą się nakładały powodując jeszcze większe obniżenie poprawności wyznaczanego wzorca sygnału. Zastosowany stały umowny podział sygnału występującego w *oknie przetwarzania* może całkowicie dyskwalifikować proponowaną metodę wyznaczania wzorca w przypadku gdy sygnał występujący w *oknie przetwarzania* charakteryzować się będzie wysoką zmiennością.

Ponieważ długość wyznaczanego wzorca sygnału w każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania definiowana jest na podstawie obliczonej wartości średniego czasu powtarzania, rzeczywista długość każdego fragmentu sygnału EKG i PPG jest inna od wartości średniej. Wyznaczanie każdego fragmentu sygnału z zachowaniem stałej długości powoduje, że niektóre fragmenty sygnału są niepełne, natomiast inne zawierają dodatkowe próbki sygnału, które dotyczą sąsiednich fragmentów sygnału. Zachowanie stałej długości fragmentu powoduje, że odpowiadające sobie próbki sygnału, które występują w skrajnych położeniach charakteryzują się dużym rozrzutem wartości. Duży rozrzut wartości występujący po obydwu skrajnych stronach może mieć negatywny wpływ na dalsze korelacyjne wyznaczanie docelowych punktów charakterystycznych.

W przypadku sygnału EKG metoda ta może okazać się nieskuteczna w momencie gdy załamek T będzie miał wyższą amplitudę niż załamek R. Na rys. 7.8 przedstawiono przykładowy sygnał EKG w którym amplituda załamka T dla poszczególnych fragmentów sygnału jest większa od amplitudy załamka R.



Rys. 7.8. Sygnał EKG w którym amplituda załamka T dla poszczególnych fragmentów sygnału jest większa od amplitudy załamka R

W takiej sytuacji załamek T zostanie zinterpretowany jako załamek R, co w konsekwencji spowoduje pobranie fragmentu sygnału przesuniętego w czasie. Wartość tego przesunięcia jest zbliżona do odległości załamka T od załamka R. Błędna lokalizacja wyznaczonej wartości $smax$ w danym fragmencie sygnału wprowadza znaczący błąd podczas wyznaczania docelowego wzorca sygnału. Dodatkowo, w przypadku gdy w *oknie przetwarzania* występować będzie znacząca liczba fragmentów z załawkami T o dużej amplitudzie, to załamek ten we wzorcu zostanie zinterpretowany jako załamek R, a to w konsekwencji spowoduje znaczący błąd podczas wyznaczania lokalizacji załamka R w całym *zaawansowanym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*.

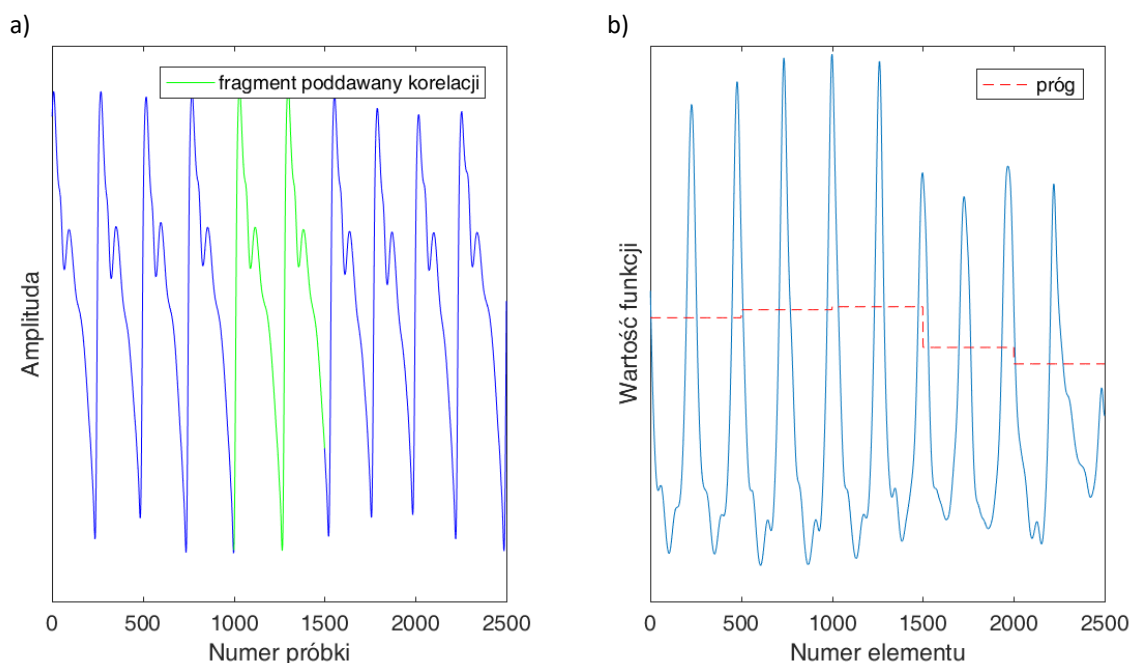
Proponowana metoda wyznaczania wzorca bazuje na wszystkich fragmentach sygnału które aktualnie występują w *oknie przetwarzania*. Metoda ta nie odrzuca błędnych pod względem kształtu, zdegradowanych fragmentów sygnału, które biorą udział w wyznaczeniu wzorca sygnału. W takiej sytuacji wyznaczony wzorec sygnału może być nieprawidłowy, co bezpośrednio przekłada się na błędne wyniki całego *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. Jednak, brak stosowania mechanizmu oceny i odrzucania nieprawidłowych fragmentów pozwala zmniejszyć wymagane zasoby mocy obliczeniowej urządzenia, na którym zaimplementowana jest metoda.

7.1.2 Metoda wyznaczania wzorca PPG bazująca na funkcji I pochodnej

Niniejsza metoda wyznaczania wzorca stanowi drugą metodę dedykowaną tylko dla sygnału PPG. W metodzie tej istotna jest znajomość aktualnej oraz poprawnej wartości średniego czasu powtarzania sygnału. W opisywanej metodzie, wartość ta wyznaczana jest przy pomocy procedur bazujących tylko na sygnale PPG. Analiza tylko sygnału PPG – w celu wyznaczenia wzorca sygnału PPG – pozwala zminimalizować wymagane zasoby mocy obliczeniowej, gdyż nie jest wymagana równoległa analiza sygnału EKG, tak jak jest to realizowane w *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG* występującego w *algorytmie oceny jakości sygnału*.

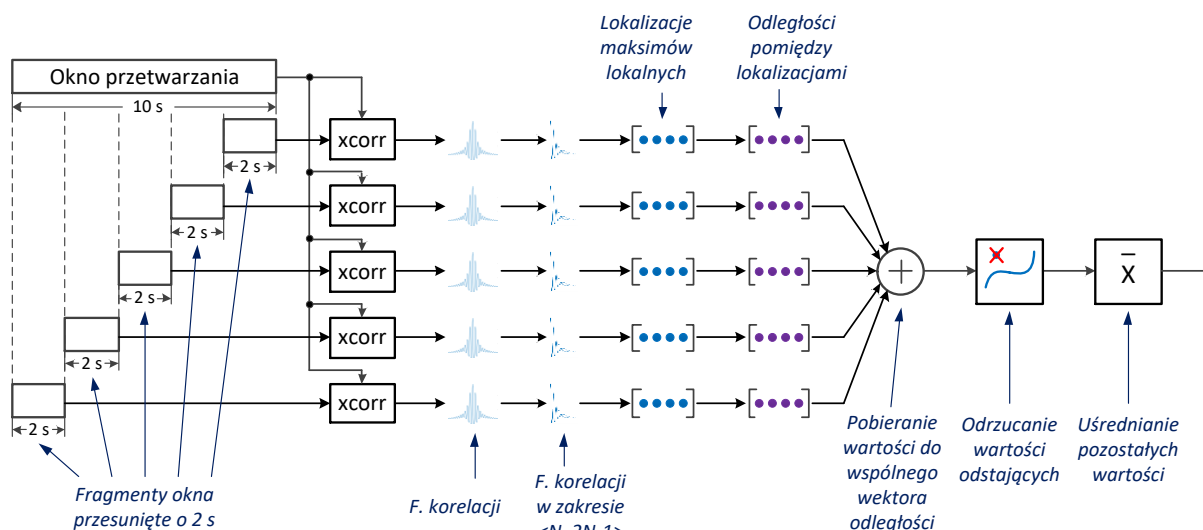
Wyznaczenie średniego czasu powtarzania sygnału PPG, realizowane jest przy pomocy pięciu równoległe wykonywanych operacji przetwarzania korelacyjnego. Sygnał PPG występujący w *oknie przetwarzania* (o rozmiarze 10 s) dzielony jest na 5 fragmentów o tej samej długości również 2 s. Podzielone fragmenty przesunięte są względem siebie o wielokrotność wartości 2 s. Wyznaczone w ten sposób fragmenty poddawane są korelacji z całym sygnałem występującym w *oknie przetwarzania*. Na rys. 7.9a przedstawiono przykładowy sygnał PPG występujący w *oknie przetwarzania* z zaznaczonym aktualnym (trzecim) fragmentem poddawany procedurze korelacji z całym sygnałem występującym w tym oknie.

W efekcie każdego korelacyjnego przetwarzania uzyskiwana jest indywidualna postać funkcji korelacji. Ponieważ sygnał PPG dzielony jest na 5 równych części, uzyskiwanych jest 5 funkcji korelacji. Podobnie jak w poprzednio opisanej metodzie wyznaczania wzorca, interesujący zakres wartości funkcji korelacji zawiera się w przedziale $\langle N; 2N-1 \rangle$, gdzie N jest równe długości *okna przetwarzania*. Korelacja fragmentów sygnału z całym sygnałem występującym w *oknie przetwarzania* pozwala uzyskać funkcję korelacji, w której lokalne maksima układają się na zbliżonym do siebie poziomie i wykazują trend funkcji stałej. W porównaniu do funkcji autokorelacji przeprowadzanej na tym samym sygnale PPG występującym w *oknie przetwarzania*, wartość tej funkcji wykazuje już trend funkcji gasnącej. Z kolei, w przypadku gdy w sygnale PPG występują dodatkowe zakłócenia, lokalne podbicia amplitudy, może się okazać że uzyskana funkcja korelacji zawierać będzie lokalne maksima, których wartości znacząco różnią się pomiędzy sobą i nie utrzymują trendu funkcji stałej. W takiej sytuacji konieczne jest wprowadzenie dynamicznego progu poszukiwań tych lokalnych maksimów. Analizowany przebieg funkcji korelacji ponownie umownie dzielony jest na 5 równych części (każda po 2 s). W każdej części poszukiwana jest wartość minimalna oraz maksymalna funkcji. Na podstawie tych wartości wyznaczana jest wartość odpowiadająca połowie odległości pomiędzy znalezionymi wartościami występującymi w danej części. Proces powtarzany jest dla wszystkich 5 części. W ten sposób uzyskiwany jest próg, który „podąża” za aktualnymi zmianami wartości funkcji korelacji. Na rys. 7.9b przedstawiono wynik korelacji fragmentu sygnału z całym sygnałem występującym w *oknie przetwarzania* której postać przedstawiona została na rys. 7.9a. Wartości funkcji korelacji, występujące poniżej dynamicznego progu nie są analizowane. W docelowym algorytmie wartości poniżej dynamicznego progu są zmieniane na stałą wartość, która wynosi dokładnie aktualną wartość dynamicznego progu w danym punkcie funkcji korelacji. W ten sposób możliwa jest prawidłowa detekcja wszystkich poprawnych lokalnych maksimów występujących powyżej wyznaczonego progu. Zastosowanie dynamicznego progu pozwala zwiększyć poprawność detekcji istotnych lokalnych maksimów w przypadku, gdy w sygnale PPG (występującym w *oknie przetwarzania*) występują dodatkowe zakłócenia, które negatywnie wpływają na postać funkcji korelacji.



Rys. 7.9. Sygnał PPG występujący w oknie przetwarzania z zaznaczonym fragmentem aktualnie biorącym udział w przetwarzaniu (a); wartość funkcji korelacji przetwarzanego fragmentu z całym sygnałem występującym w oknie przetwarzania z naniesionym progiem wartości (b)

Po znalezieniu poszukiwanych lokalnych maksimum, określone są ich lokalizacje w czasie. Różnice pomiędzy tymi wartościami (liczone w próbkach pomiarowych) określają odległości pomiędzy wystąpieniami poszukiwanych lokalnych maksimum. Odległości te, uzyskane z każdej funkcji korelacji są następnie pobierane do wspólnego wektora odległości. Wszystkie wartości występujące we wspólnym wektorze odległości są następnie sortowane w kolejności rosnącej. Z wektora tego usuwane są skrajne wartości poprzez usunięcie maksymalnie 10% wszystkich wartości zarówno z lewej jak i z prawej strony wektora. W efekcie tej operacji wspólny wektor wyznaczonych odległości zawiera przynajmniej 80 % wszystkich wartości i pozbawiony jest wartości odstających. Następnie, z wektora tego wyznaczana jest wartość średnia, która stanowi poszukiwany średni czas powtarzania sygnału. Na rys. 7.10 przedstawiono procedurę wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału, stosowaną w omawianej metodzie wyznaczania wzorca sygnału PPG.



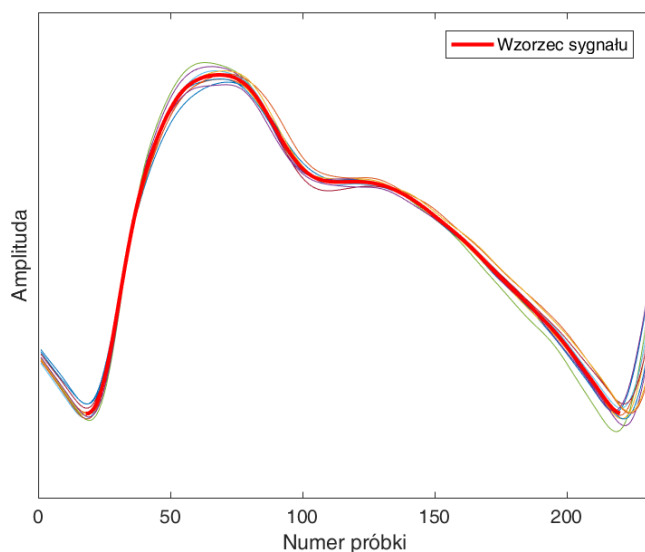
Rys. 7.10. Algorytm wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału PPG

Zastosowanie kilku niezależnych fragmentów sygnału, które biorą udział w przetwarzaniu korelacyjnym, pozwala uodpornić algorytm na błędy wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału w przypadku, gdy w sygnale występują dodatkowe zakłócenia. W chwili występowania zakłóceń, błędnie wygenerowana postać funkcji i związane z tym błędne odległości pomiędzy maksimami lokalnymi, są usuwane przez operację odrzucania wartości odstających. Odrzucanie wartości odstających jest realizowane za każdym razem, nawet w przypadku, gdy sygnał występujący w oknie przetwarzania jest pozbawiony jakichkolwiek zakłóceń. Zatem uzyskana wartość średnia dla sygnału pozbawionego zakłóceń może się nieznacznie różnić od wartości uzyskanej przy pomocy procedur stosowanych w pierwszej opisanej metodzie. Wyznaczanie wartości średniego czasu powtarzania realizowane jest w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Dysponując w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* aktualną wartością średniego czasu powtarzania możliwe jest wyznaczenie docelowego wzorca sygnału PPG.

Wyznaczanie docelowego wzorca sygnału PPG w omawianej metodzie, bazuje na niektórych procedurach przetwarzania stosowanych w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG* oraz na niektórych procedurach występujących w *procedurze testowej PPS*, stanowiącej element składowy *bloku procedur testowych*.

W odfiltrowanym sygnale PPG, znajdującym się w *oknie przetwarzania*, poszukiwane są lokalizacje występowania maksimum I pochodnej. Procedura detekcji maksimum I pochodnej realizowana jest dokładnie w taki sam sposób, jak analogiczna procedura występująca w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*, która dotyczy sygnału PPG.

Sposób wyznaczania docelowego wzorca sygnału PPG w ramach każdego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*, który bazuje na lokalizacjach występowania maksimum I pochodnej realizowany, jest dokładnie taki sam, jak wyznaczanie wzorca sygnału PPG występujące w *procedurze testowej PPS*. Zatem, algorytm przechowywania lokalizacji punktów charakterystycznych z ostatnich 15 s sygnału, definiowanie podstawowych parametrów fragmentów sygnału PPG, selekcja najlepszych fragmentów sygnału, algorytm dodatkowej synchronizacji fragmentów, wyznaczanie fragmentu wypadkowego i – na jego podstawie – docelowego wzorca sygnału PPG realizowane jest przy pomocy dokładnie tych samych procedur przetwarzania, które występują w *procedurze testowej PPS*. A więc długość docelowego wzorca sygnału PPG uzyskiwanego w niniejszej metodzie wyznaczania wzorca sygnału PPG wynosi maksymalną możliwą długość, która definiowana jest od położenia lokalnego minimum występującego przed punktem *Systolic* do lokalizacji minimum lokalnego, który występuje za punktem *Diastolic* (rys. 7.11).



Rys. 7.11. Wyznaczony wzorzec sygnału spośród najlepszych fragmentów sygnału

Proponowana metoda wyznaczania wzorca sygnału PPG, bazuje na rozszerzonym zakresie analizowanego sygnału względem poprzednio przedstawionej metody, tzn. wzorzec sygnału wyznaczany jest na podstawie ostatnich 15 s sygnału. Dodatkowo, w metodzie tej zaimplementowano mechanizm odrzucania fragmentów, których amplituda jest poniżej przyjętego progu. Długość wyznaczonego wzorca sygnału w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* może być o inna, lecz wartość ta zawsze zbliżona jest do aktualnej wartości średniego czasu powtarzania sygnału, która również każdorazowo jest wyznaczana w omawianej metodzie wyznaczania wzorca. W proponowanej metodzie wyznaczania wzorca, obok wyznaczonego przebiegu wzorca sygnału dodatkowo wyznaczane są lokalizacje występowania maksimum I i II pochodnej. Nowy wzorzec sygnału oraz skojarzone z nim lokalizacje punktów charakterystycznych, są w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wyznaczane na nowo.

7.1.3 Metoda wyznaczania wzorca PPG bazująca na synchronizacji fragmentów

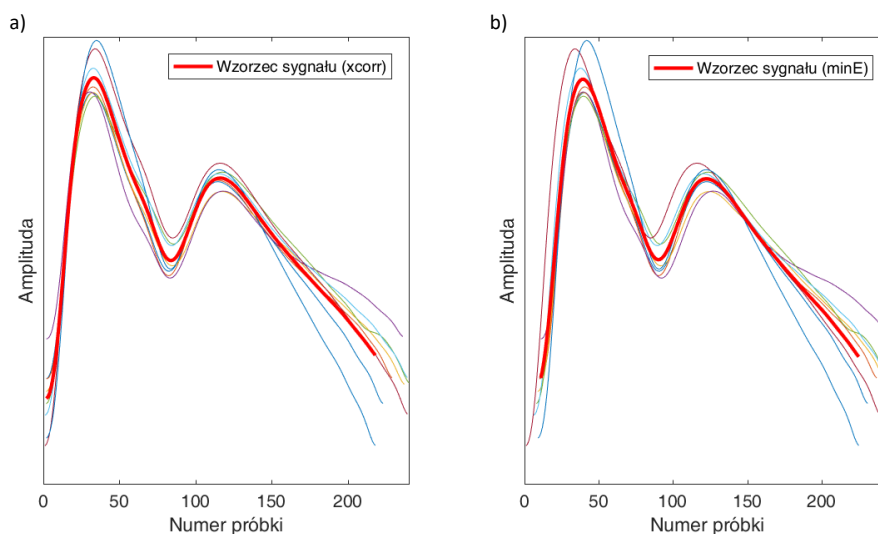
Niniejsza metoda wyznaczania wzorca jest trzecią proponowaną metodą, która dedykowana jest tylko dla sygnału PPG. W metodzie tej – podobnie jak w poprzednio przedstawionych – bardzo istotne znaczenie ma znajomość dokładnej wartości średniego czasu powtarzania sygnału. Wartość średnia czasu powtarzania sygnału w tym przypadku realizowana jest na podstawie sygnału EKG i PPG, dokładnie w taki sam sposób jak w *algorytmie oceny jakości sygnału*. Dodatkowo, w omawianej metodzie wyznaczania wzorca sygnału, nie są stosowane stałe punkty synchronizacji fragmentów, lecz do synchronizacji w czasie stosowane są specjalnej procedury synchronizujące. Procedurami synchronizującymi są dwie metody synchronizacji: *xcorr* i *minE*, które zostały szczegółowo opisane w *procedurze testowej PPS2*. Stosowanie dwóch metod synchronizacji pozwala uzyskać dwa indywidualne wzorce sygnału PPG.

Algorytm proponowanej metody wyznaczania wzorca sygnału PPG, rozpoczyna pracę od uzyskania wektora lokalizacji występowania maksimum I pochodnej (dla sygnału PPG) oraz wektora lokalizacji występowania maksimum załamka R (dla sygnału EKG). Lokalizacje te w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wyznaczane są dokładnie w taki sam sposób, jak w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG* i dotyczą zarówno sygnału EKG, jak i PPG, które występują w dedykowanych *oknach przetwarzania*.

Na podstawie wektorów lokalizacji uzyskanych punktów charakterystycznych wyznaczane są pełne fragmenty EKG i PPG oraz wyznaczany jest średni czas powtarzania sygnału EKG i PPG. Wyżej przedstawione procedury implementują dokładnie takie same algorytmy przetwarzania jakie występują w *bloku detekcji fragmentów w sygnale EKG*, *bloku detekcji fragmentów w sygnale PPG* oraz w *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*, które zawarte są w *algorytmie oceny jakości sygnału*.

Dysponując średnim czasem powtarzania oraz kompletem danych dotyczących fragmentów występujących w *oknie przetwarzania* możliwe jest przeprowadzenie docelowej procedury wyznaczania wzorca sygnału PPG. Wzorzec sygnału PPG w omawianej metodzie – tak samo jak w *procedurze testowej PPS2* – bazuje na fragmentach sygnału PPG, które występują w ostatnich 15 s odfiltrowanego sygnału PPG. Zatem, algorytm przechowywania lokalizacji punktów charakterystycznych z ostatnich 15 s sygnału, wstępna selekcja najlepszych fragmentów, które spełniają wymagane trzy kryteria wyboru, wzajemna synchronizacja w czasie, typu *każdy z każdym*, procedura poprawy synchronizacji fragmentów, wskazanie najbardziej podobnego do wszystkich fragmentu sygnału, kolejna synchronizacja w czasie lecz typu *każdy z jednym*, kolejna procedura poprawy synchronizacji fragmentów, wskazanie najlepszych fragmentów i na podstawie ich wyznaczenie docelowego wzorca sygnału, realizowane są przy pomocy dokładnie takich samych procedur przetwarzania, które występują w *procedurze testowej PPS2*. Różnicę stanowi tylko metoda synchronizacji, która może być typu *xcorr* lub *minE*. Zastosowana metoda synchronizacji bezpośrednio

definiuje wyznaczony wzorzec sygnału PPG. Na rys. 7.12 przedstawiono uzyskany wzorzec sygnału, w którym zastosowano metodę synchronizacji typu *xcorr* (a) oraz *minE* (b).



Rys. 7.12. Wyznaczony wzorzec sygnału PPG z zastosowaną metodą synchronizacji typu *xcorr* (a) oraz *minE* (b)

Z uwagi na różniący się typ synchronizacji, rozkład poszczególnych fragmentów sygnału w grupie może się różnić pomiędzy danym typem synchronizacji, co bezpośrednio wpływa na ostateczną postać wzorca sygnału PPG. Zgodnie z zasadą działania wyznaczania wzorca występująca w *procedurze testowej PPS2*, rozmiar wzorca w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* jest zmienny, lecz jego długość wynosi zawsze minimum 80% wartości średniego czasu powtarzania sygnału. Podobnie jak w poprzedniej metodzie wyznaczania wzorca sygnału, opisywana metoda również bazuje na fragmentach sygnału PPG, występujących w ostatnich 15 s odfiltrowanego sygnału PPG. Ponadto proponowana metoda zawiera rozszerzoną liczbę kryteriów wyboru (do trzech), które są stosowane we wstępnej selekcji najlepszych fragmentów. W proponowanej metodzie wyznaczania wzorca, również wyznaczane są lokalizacje występowania maksimum I i II pochodnej. Nowy wzorzec sygnału oraz skojarzone z nim lokalizacje punktów charakterystycznych, są w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* na nowo wyznaczane.

7.1.4 Metoda wyznaczania wzorca EKG bazująca na synchronizacji fragmentów w punkcie występowania maksimum załamka R

Niniejsza metoda wyznaczania wzorca sygnału, stanowi drugą metodę dedykowaną tylko dla sygnału EKG. Omawiana metoda bazuje na wektorze lokalizacji występowania maksimum załamka R sygnału EKG zawartego w zakresach v_1 , v_2 oraz v_3 . Wyznaczanie poszukiwanych lokalizacji, realizowane jest dokładnie przy pomocy takich samych procedur, które są zaimplementowane w *podstawowym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG, bazującym na poszukiwaniu zespołu QRS w ograniczonym zakresie*. Dodatkowo, w omawianej metodzie wymagana jest również znajomość aktualnej wartości średniego czasu powtarzania sygnału EKG. Wartość ta wyznaczana jest przy pomocy takich samych procedur jakie występują w *bloku wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału EKG i PPG*, który stanowi element składowy *algorytmu oceny jakości sygnału*.

W każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wyznaczony wektor lokalizacji maksimum załamka R, który dotyczy sygnału występującego w zakresie v_2 przekazywany jest do wspólnego wektora lokalizacji. Wspólny wektor lokalizacji w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* przechowuje wartości bezwzględne lokalizacji, które dotyczą sygnału EKG, występującego w zakresie v_2 i v_3 . Dysponując w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wspólnym wektorem lokalizacji (v_2 i v_3) oraz aktualnymi lokalizacjami występowania maksimum załamka R z zakresu v_1 , możliwe jest pobranie wszystkich fragmentów sygnału EKG z ostatnich 15 s sygnału.

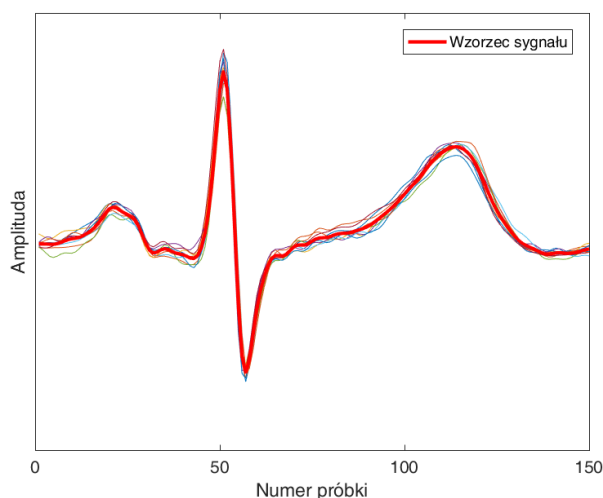
W każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania pobierane są fragmenty sygnału EKG, które zawierają zespół QRS oraz sąsiadujące załamki P i T. W celu pobrania fragmentów sygnału EKG, które będą zawierały wszystkie wymagane załamki, powoływane są dodatkowo parametry pomocnicze: a i b . Parametr a określa liczbę próbek pomiarowych, występujących przed załamkiem R, natomiast parametr b określa liczbę próbek pomiarowych, które występują za załamkiem R. Ponieważ rytm pracy serca każdego człowieka jest różny oraz ściśle zależy od jego aktualnego stanu badanej osoby, parametry a i b uzależniono od okresu zgodnie z tabelą 7.1.

Tab. 7.1. Wartość parametru a i b w zależności od wartości średniego czasu powtarzania sygnału

Średni czas powtarzania sygnału EKG (<i>period</i>)	Parametr a	Parametr b	Rozmiar wzorca EKG (próbki / sekundy)
$period \in <30 ; 90)$	50	99	150 Sa / 0,6 s
$period \in <90 ; 100)$	45	89	135 Sa / 0,54 s
$period \in <100 ; 110)$	40	79	120 Sa / 0,48 s
$period \in <110 ; 125)$	35	69	105 Sa / 0,42 s
$period \in <125 ; 140)$	30	59	90 Sa / 0,36 s
$period \in <140 ; 200)$	20	54	75 Sa / 0,3 s

Wartości parametrów a i b zostały dobrane tak, aby dla każdej wartości średniego czasu powtarzania sygnału EKG, obejmowały wszystkie wymagane załamki. Zatem długość wzorca sygnału EKG wynosi: parametr $a + 1$ (lokalizacja maksimum załamka R) + parametr b .

Dysponując zakresami fragmentów sygnału EKG, możliwe jest pobranie do wspólnej macierzy $pSignals$ wszystkich pełnych fragmentów, które zawierają się w zakresie ostatnich 15 s odfiltrowanego sygnału EKG. Następnie spośród wszystkich fragmentów sygnału odrzucanych jest maksymalnie 40 % najgorszych fragmentów sygnału, które najbardziej odstają pod kątem kształtu od pozostałych fragmentów występujących w macierzy $pSignals$. Redukcja najgorszych fragmentów realizowana jest przy pomocy takiej samej procedury selekcji jaka jest zaimplementowana w *procedurze testowej EPS*, stanowiącej element składowy *bloku procedur testowych*, który występuje w *algorytmie oceny jakości sygnału*. Następnie na podstawie wyselekcjonowanych maksymalnie 60 % najlepszych fragmentów sygnału EKG, wyznaczany jest wzorec sygnału, który stanowi wartość średnią z wszystkich wyselekcjonowanych fragmentów. Na rys. 7.13 przedstawiono wzorec sygnału EKG, wyznaczony na podstawie najlepszych fragmentów sygnału EKG.



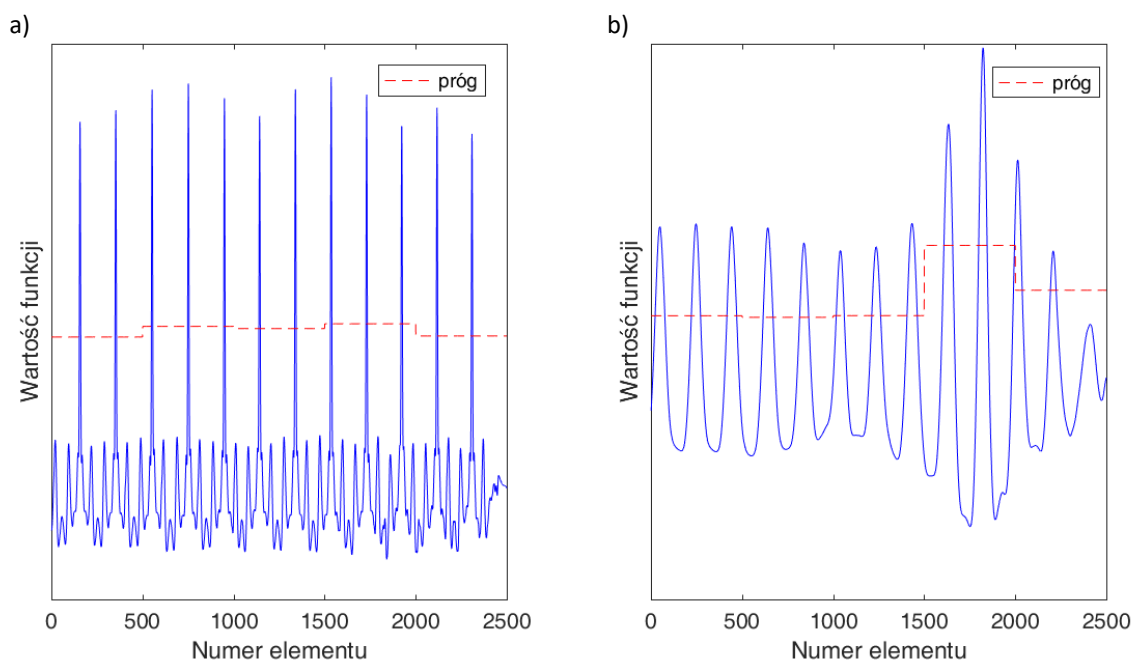
Rys. 7.13. Wyznaczony wzorec sygnału EKG przy pomocy metody bazującej na synchronizacji fragmentów w punkcie występowania maksimum załamka R

W omawianej metodzie wyznaczania wzorca, oprócz wyznaczonego wzorca sygnału EKG, dostępna jest również lokalizacja punktu charakterystycznego jakim jest maksimum załamka R wyznaczonego wzorca.

7.2 Blok korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych

Blok korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych sygnału stanowi drugi zasadniczy blok *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. Danymi wejściowymi tego bloku jest uzyskany w poprzednim bloku przetwarzania wzorzec sygnału wraz z wyznaczonymi jego parametrami oraz zawartość odpowiedniego *okna przetwarzania*. Zasada działania niniejszego bloku przetwarzania jest taka sama, niezależnie od przetwarzanego typu sygnału. Ważne, aby typ wzorca był zgodny z typem sygnału występującym w *oknie przetwarzania*. Z kolei danymi wyjściowymi omawianego bloku przetwarzania jest wektor lokalizacji bezwzględnych poszukiwanych punktów charakterystycznych, który dotyczy sygnału występującego w zakresie v_2 oraz v , tj. sygnału występującego w *oknie przetwarzania*.

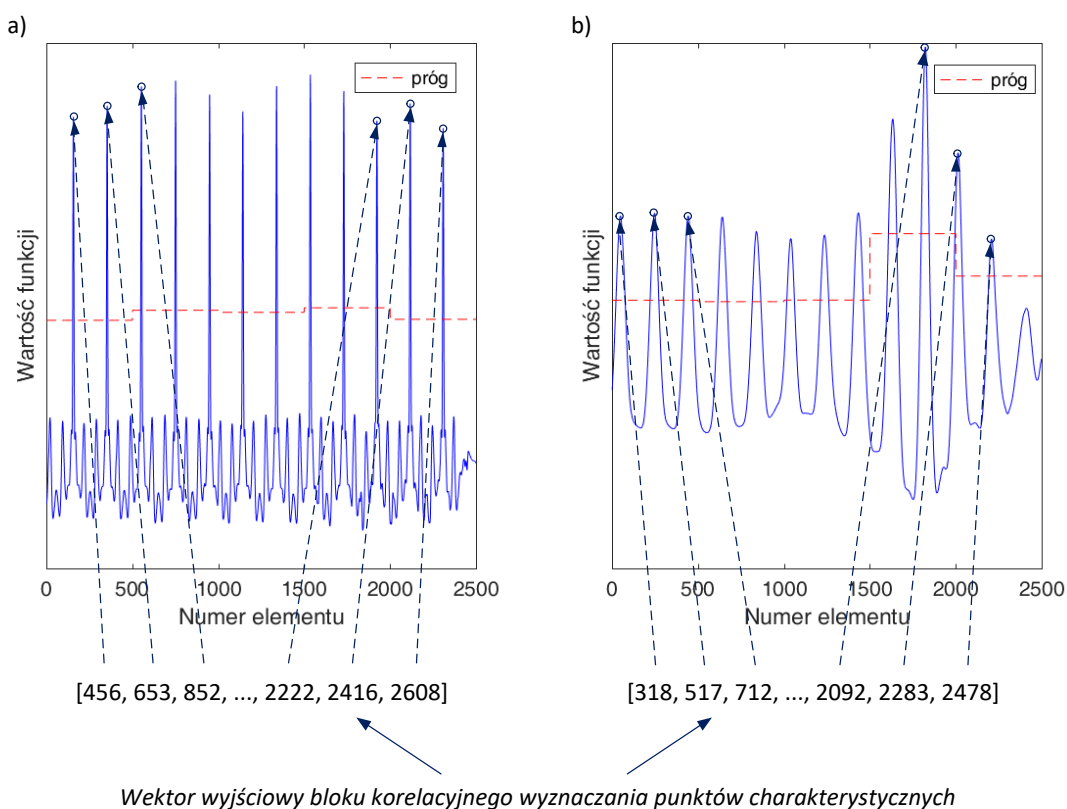
Blok korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych opiera się na korelacji wyznaczonego wzorca sygnału z całym sygnałem aktualnie występującym w *oknie przetwarzania*. W wyniku korelacji uzyskiwany jest wektor wyjściowy, którego długość wynosi $2N-1$, gdzie N stanowi rozmiar dłuższego wektora danych, który w tym przypadku określa długość *okna przetwarzania*. Podobnie jak w poprzednich procedurach stosujących przetwarzanie korelacyjne, interesujący zakres wartości funkcji korelacji zawiera się w przedziale $\langle N; 2N-1 \rangle$. Na rys. 7.14 przedstawiono analizowany zakres uzyskanej funkcji korelacji wzorca EKG i PPG z sygnałem występującym w odpowiednim *oknie przetwarzania*.



Rys. 7.14. Wartość funkcji korelacji przetwarzanego wzorca sygnału EKG (a) i PPG (b) z całym sygnałem występującym w odpowiednim oknie przetwarzania z zaznaczonym dynamicznym progiem

Lokalizacje w czasie występowania dominujących maksimów lokalnych uzyskanych w interesującym zakresie funkcji korelacji świadczą o najlepszym dopasowaniu w czasie wyznaczonego wzorca do danej części sygnału aktualnie występującego w *oknie przetwarzania*. W celu lepszej separacji tych lokalnych maksimów, od tych, które nie niosą informacji użytecznych, formowany jest dynamiczny próg separujący te lokalne maksima. Ponieważ amplituda mierzonego sygnału EKG i PPG, w czasie

może ulegać zmianie, zatem próg, powyżej którego w przebiegu korelacji będą poszukiwane lokalne maksima jest również dobierany dynamicznie. Podobnie jak w poprzednich procedurach przetwarzania korelacyjnego, gdzie rozmiar dłuższego przebiegu wejściowego wynosił dokładnie 10 s, próg ten składa się również z 5 równych części, w którym każda jest o długości 2 s. W każdej części wyznaczana jest wartość maksymalna, a 40% tej wartości (względem 0) stanowi próg dla danej części (rys. 7.14). Podział analizowanego przebiegu funkcji korelacji na części pozwala zmniejszyć błędy doboru progu w przypadku wystąpienia lokalnego maksimum, którego amplituda jest o znacznie wyższym poziomie w odniesieniu do pozostałych istotnych maksimów lokalnych. Niestety błędy te nie są minimalizowane do zera i może wystąpić lokalne maksimum, które jest poniżej wyznaczonego dynamicznego progu. Niewykryte lokalne maksimum najczęściej występuje w skrajnych wartościach funkcji korelacji (rys. 7.14b) i często jest już wykrywane w kolejnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Znalezione lokalizacje maksimów lokalnych oraz aktualna liczba próbek występujących poza *oknem przetwarzania* (zmienna *windowOffset*) pozwala wyznaczyć wartości bezwzględne lokalizacji występowania określonych typów punktów charakterystycznych. Efektem działania omawianego bloku przetwarzania jest wyznaczenie wektora lokalizacji bezwzględnych, który zawiera bezwzględne lokalizacje punktów charakterystycznych określonego typu aktualnie występujące w *oknie przetwarzania* dla aktualnego *1-sekundowego cyklu przetwarzania*. Na rys. 7.15 przedstawiono przykładowe przebiegi funkcji korelacji, które wraz ze zmienną *windowOffset* pozwalają wyznaczyć wartości bezwzględne poszukiwanych punktów charakterystycznych.



Rys. 7.15. Wynik działania bloku korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych dla przykładowego sygnału EKG (a) i PPG (b)

Długość wektorów wyjściowych w każdym kroku przetwarzania może być inna i ściśle zależy od aktualnego średniego czasu powtarzania sygnału. Wartość ta nie przekracza liczby 34, która stanowi stosunek rozmiaru *okna przetwarzania* do maksymalnego dopuszczalnego tętna. Na aktualną liczbę wartości występującą w wektorach wynikowych omawianego bloku przetwarzania ma również wpływ obecność zakłóceń sygnału. Ponieważ detekcja maksimów lokalnych realizowana jest przy pomocy procedury która zachowuje minimalny odstęp 75 próbek pomiarowych (przy $FS=250\text{Hz}$, wartość 75

stanowi maksymalną wartość pulsu), to na skutek bardzo wielu zakłóceń rozmiar wektorów wynikowych nie przekroczy wartości wspomnianej liczby 34 lokalizacji. Dodatkowo wektory wynikowe: EKG i PPG w ramach danego *1-sekundowego cyklu przetwarzania* mogą nieznacznie różnić się pomiędzy sobą liczbą elementów.

Procedura wyznaczania lokalizacji bezwzględnych, realizowana w niniejszym bloku przetwarzania jest w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* powtarzana. Przetwarzanie to jest dla każdego nowego cyklu ponownie wykonywane, gdyż w nowym cyklu występują nowe dane w *oknie przetwarzania* oraz aktualny kształt wzorca ulega zmianie (wskutek obecności nowych danych w tym oknie).

7.3 Blok selekcji danych

Blok selekcji danych stanowi ostatni główny element *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. Danymi wejściowymi niniejszego bloku jest wektor lokalizacji bezwzględnych uzyskany z *bloku korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych*, który dotyczy określonego sygnału oraz określonego typu punktów charakterystycznych. Natomiast danymi wyjściowymi są uzyskane na podstawie danych wejściowych wartości wypadkowe lokalizacji bezwzględnych punktów charakterystycznych, które występują w zakresie czasu $v3$.

Zasada działania bloku selekcji danych dla każdego typu sygnału oraz każdego typu punktów charakterystycznych jest taka sama. Prezentowany blok dokonuje „selekcji” punktów charakterystycznych i każda jego instancja powoływana jest dla indywidualnego sygnału i jednocześnie indywidualnego typu punktów charakterystycznych. Zatem, np. w celu jednoczesnej selekcji danych pochodzących z jednego sygnału EKG, który zawiera jeden typ punktów charakterystycznych (maksimum załamka R) oraz jednego sygnału PPG, który zawiera dwa typy punktów charakterystycznych (maksimum I oraz II pochodnej), konieczne jest powołanie trzech niezależnych instancji *bloku selekcji danych*. Przedstawiona poniżej zasada działania omawianego bloku dotyczy każdej powoływanej instancji.

Każdorazowe korelacyjne przetwarzanie wzorca sygnału i zawartości *okna przetwarzania* powoduje że dany pojedynczy fragment sygnału EKG lub PPG jest wielokrotnie analizowany. Ponieważ rozmiar nowych próbek pomiarowych, które występują w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* wynosi 1 s, a rozmiar *okna przetwarzania* wynosi 10 s, to pojedynczy fragment sygnału (o rozmiarze 1 s) jest analizowany 10-krotnie. Zatem, przetwarzanie korelacyjne realizowane w poprzednio opisanym bloku przetwarzania generuje znaczącą liczbę danych nadmiarowych. Na rys. 7.16 przedstawiono przykładową zawartość wektorów wynikowych dotyczących sygnału EKG uzyskanych w *bloku korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych*, dla 15 kolejnych *1-sekundowych cykli przetwarzania*.

Cykl N:	1314	1544	1755	1953	2153	2352	2552	2758	2962	3160	3359	3562		
Cykl N+1:	1545	1755	1953	2153	2352	2552	2758	2962	3160	3359	3562	3764	3957	
Cykl N+2:	1953	2153	2352	2552	2758	2962	3160	3359	3562	3764	3957	4153		
Cykl N+3:	2153	2352	2552	2758	2962	3160	3359	3562	3764	3957	4154	4354		
Cykl N+4:	2351	2551	2757	2961	3159	3358	3561	3764	3956	4153	4353	4549		
Cykl N+5:	2551	2757	2961	3159	3358	3561	3764	3957	4153	4353	4549	4746	4944	
Cykl N+6:	2961	3159	3358	3561	3764	3956	4153	4353	4549	4746	4943	5123		
Cykl N+7:	3159	3358	3561	3764	3956	4153	4353	4549	4746	4944	5124	5299	5474	
Cykl N+8:	3358	3561	3764	3956	4153	4353	4549	4746	4944	5124	5299	5477	5657	
Cykl N+9:	3561	3764	3956	4153	4353	4549	4746	4944	5124	5299	5477	5657	5838	
Cykl N+10:	3956	4153	4353	4549	4745	4944	5124	5299	5477	5657	5839	6016	6187	
Cykl N+11:	4153	4353	4549	4746	4944	5124	5299	5477	5657	5839	6016	6188	6361	
Cykl N+12:	4354	4550	4746	4945	5125	5300	5478	5658	5840	6017	6189	6363	6537	6705
Cykl N+13:	4549	4746	4945	5125	5300	5478	5658	5840	6017	6189	6363	6537	6705	6873
Cykl N+14:	4945	5125	5300	5478	5658	5839	6017	6189	6363	6537	6705	6874	7040	7209

Rys. 7.16. Przykładowe wektory wynikowe bloku korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych które dotyczyły sygnału EKG

Przedstawione na rys. 7.16 wektory lokalizacji bezwzględnych dotyczą tylko jednego sygnału (EKG) i jednego wybranego punktu charakterystycznego. Dla sygnału PPG oraz jego punktów charakterystycznych rozkład wartości jest bardzo podobny do przedstawionego na rysunku 7.16 rozkładu dotyczącego sygnału EKG. Dodatkowo, kolorem zaznaczono wybrane przykładowe wartości, które dotyczą tego samego punktu charakterystycznego. Wartości dotyczące tego samego punktu charakterystycznego uzyskane w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* są najczęściej takie same lub nieznacznie różnią się pomiędzy sobą. Rozkład tych wartości w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* jest przesunięty w czasie, gdzie przesunięcie to bezpośrednio wynika z faktu występowania nowych próbek pomiarowych w analizowanym *oknie przetwarzania*, które ma miejsce w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Liczba elementów każdego wektora danych może być również zmienna i ściśle zależy od wspomnianej wartości średniego czasu powtarzania sygnału.

W algorytmie przedstawionym w [178] stosowana jest podstawowa procedura selekcji wyznaczonych punktów charakterystycznych EKG i PPG. W algorytmie tym postawiono dwa istotne wymagania. Pierwszy wymóg definiuje konieczność jednoczesnej analizy dwóch typów sygnału, tj. punktów charakterystycznych z sygnału EKG i PPG. Z kolei drugi wymóg, niezależnie od jakości analizowanych sygnałów EKG określa, że nowy prawidłowy punkt charakterystycznych EKG może wystąpić dopiero po upływie 75 próbek pomiarowych od poprzedniego zlokalizowanego prawidłowego punktu charakterystycznego EKG. Przy częstotliwości próbkowania $FS = 250\text{Hz}$ wartość ta odpowiada największej przyjętej wartości pulsu, tj. 200 uderzeń na minutę. Jeżeli sygnał EKG zawiera zakłócenia, a kolejny punkt charakterystyczny występuje w odległości krótszej od wspomnianej wartości 75 próbek pomiarowych, to punkt ten jest pomijany, a kolejny punkt uznawany za poprawny to punkt charakterystyczny, który spełnia przyjęty wymóg minimalnej odległości w czasie. Zatem skutek zakłóceń występujących w sygnale EKG, może się okazać, że odrzucona lokalizacja punktu charakterystycznego EKG będzie prawidłowa. Natomiast błędna lokalizacja może w tym przypadku zostać uznana jako prawidłowa, spełniająca kryterium minimalnej odległości w czasie.

Istotny jest również fakt, że raz znaleziona wartość lokalizacji punktu charakterystycznego EKG, która została uznana jako prawidłowa nie uwzględnia faktu, że wartość ta może być nieco inna w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania*. Ten sam punkt charakterystyczny może być zdefiniowany przy pomocy innej wartości. Dobrym przykładem przedstawianej sytuacji (rys. 7.16) jest uzyskana wartość lokalizacji danego punktu charakterystycznego EKG, która w cyklu $N+3$ wynosiła 4354, natomiast ten sam punkt charakterystyczny w kolejnych cyklach otrzymał wartość 4353. W tym przypadku raz znaleziona wartość została uznana za prawidłową choć w znaczącej liczbie kolejnych cykli przetwarzania ten punkt charakterystyczny uzyskał wartość mniejszą. Innym przykładem jest wyznaczona wartość punktu, która w cyklu $N+6$ wynosiła 5123 natomiast w kolejnych cyklach przetwarzania, ten sam punkt charakterystyczny otrzymywał wartości nieco większe. Tak samo jak w poprzednim przykładzie, raz wyznaczona wartość punktu charakterystycznego jest wartością ostateczną i z uwagi na niewielką różnicę kolejnych wartości (mniejszą od przyjętego wymagania – 75 próbek pomiarowych), wartości kolejne (i z pewnością bliższe prawdy z uwagi na liczbę wystąpień), zostały odrzucone.

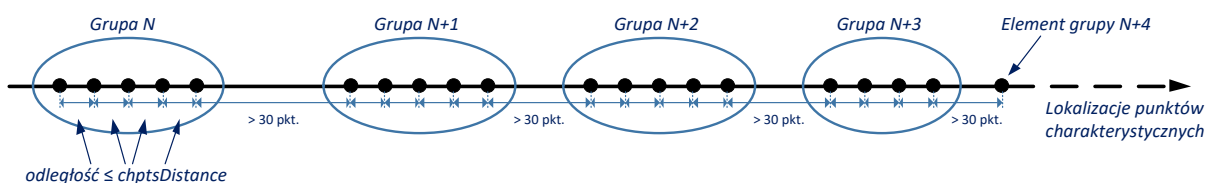
Prosta selekcja punktów charakterystycznych sygnału PPG opisana w [178] bazuje na wyznaczonych w tym algorytmie lokalizacjach dotyczących sygnału EKG. Lokalizacje punktów charakterystycznych EKG definiują zakresy czasu, w których powinien znajdować się odpowiadający punkt charakterystyczny PPG. Zatem lokalizacje punktów charakterystycznych sygnału PPG poszukiwane są w zakresie $\langle EKG_N; EKG_{N+1} \rangle$, gdzie N to umowny numer prawidłowego punktu charakterystycznego EKG, który został znaleziony w omawianym algorytmie. Tak samo jak w przypadku punktów charakterystycznych sygnału EKG, raz znaleziona lokalizacja punktu charakterystycznego PPG jest wartością ostateczną, niezależnie od kolejnych występujących wartości w nowych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* i mieszczących się w zdefiniowanym zakresie.

W celu zwiększenia odporności bloku selekcji danych, na przypadkowe błędnie wyznaczone wartości punktów charakterystycznych EKG, proponuje się rozwiązanie uwzględniające wszystkie wyznaczone

lokalizacje punktów charakterystycznych uzyskane w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Proponowane drugie rozwiązanie dedykowane jest niezależnie dla każdego typu sygnału (EKG i PPG), oraz dla każdego typu punktów charakterystycznych.

Magazynując wszystkie lokalizacje danego typu oraz danego sygnału w jednym wspólnym wektorze danych i sortując wszystkie uzyskane wartości lokalizacji, można zauważyć, że lokalizacje te układają się w grupy. W ramach danej grupy występują wartości, które nieznacznie różnią się od siebie. Fakt ten został wykorzystany do opracowania drugiej metody selekcji danych, w której wyznaczane są wartości wypadkowe na podstawie wartości występujących w danej grupie lokalizacji. W metodzie tej wartości odstające (w efekcie zakłóceń) są również usuwane. Na rys. 7.16 przedstawiono przykładowe wartości, które tworzą jedną grupę zaznaczone zostały tym samym kolorem.

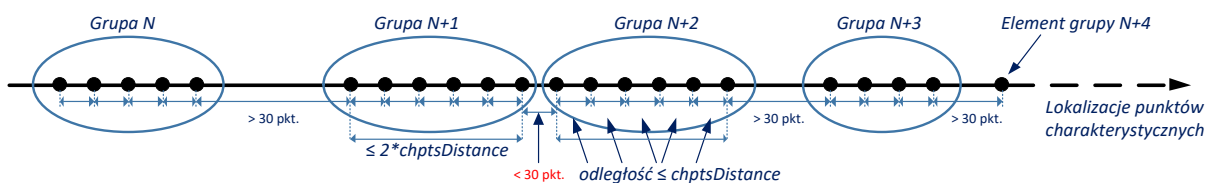
W proponowanym drugim algorytmie selekcji danych przyjęto, że wartości lokalizacji będą tworzyły grupy, wtedy gdy maksymalna odległość pomiędzy sąsiadującymi wartościami (lokalizacjami) nie będzie przekraczać dopuszczalnego dystansu (*chptsDistance*). Jako dopuszczalny dystans rozumie się największą różnicę pomiędzy sąsiadującymi lokalizacjami, ułożonymi w kolejności rosnącej, która nie może przekraczać wartości 30 próbek pomiarowych. Na rys. 7.17 przedstawiono przykładowy rozkład lokalizacji punktów charakterystycznych, które tworzą nowe grupy.



Rys. 7.17. Rozkład przykładowych lokalizacji punktów charakterystycznych tworzących pojedyncze grupy danych

Drugim istotnym założeniem, które przyjęto w drugim omawianym algorytmie selekcji danych jest ograniczenie maksymalnego rozrzutu lokalizacji punktów charakterystycznych. W przypadku występowania w analizowanym sygnale dużych zakłóceń, wygenerowane w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania* wektory lokalizacji mogą zawierać wartości, które po uszeregowaniu będą występowały w bardzo niewielkich odległościach (często dużo mniejsze od wartości *chptsDistance*). Niewielkie odległości pomiędzy sąsiadującymi lokalizacjami punktów charakterystycznych nie wymuszają utworzenia nowej grupy, lecz ostatecznie doprowadzą do utworzenia bardzo dużej grupy danych. W takiej dużej grupie danych odległość pomiędzy pierwszą lokalizacją, a ostatnią lokalizacją występującą w tej grupie może wynosić nawet kilkaset próbek pomiarowych. Tak duża grupa dodatkowo wprowadza znaczące opóźnienie, po którym uzyskiwany jest wynik. Ponadto, w takim przypadku wyznaczona wartość wypadkowa obciążona jest bardzo dużym błędem.

W celu redukcji rozmiaru grupy, która bezpośrednio przekłada się na błąd, wprowadza się dodatkowe ograniczenie polegające na wyznaczeniu różnicy pomiędzy pierwszą, a ostatnią wartością występującą w grupie. Jeżeli różnica pomiędzy tymi wartościami nie przekracza dwóch odległości *chptsDistance*, to wartości te i pomiędzy nimi należą do jednej grupy. Jeżeli natomiast odległość pomiędzy wartością pierwszą i ostatnią przekracza dopuszczalny zakres, to formowane są dwie niezależne grupy. W tej sytuacji, grupy te tworzone są nawet, mimo że odległość pomiędzy sąsiadującymi punktami, które leżą w dwóch sąsiadujących grupach może być mniejsza od odległości *chptsDistance*. Na rys. 7.18 przedstawiono zjawisko występowania szerokiej grupy danych i związaną z tym konieczność rozdzielenia jej poprzez utworzenia dwóch mniejszych grup.



Rys. 7.18. Rozkład przykładowych lokalizacji punktów charakterystycznych w przypadku gdy konieczne jest utworzenie dwóch niezależnych grup danych

Istotnym wymogiem, który musi zostać wzięty pod uwagę jest, wymóg związany z rejestracją przetwarzaniem *online*, tzn., że nie znamy z góry rozkładu lokalizacji w czasie, tak aby można było dokonać grupowania i selekcji danych w taki sposób jak realizowane jest to najczęściej w przypadku danych już zarejestrowanych (*offline*). W celu osiągnięcia prawidłowej selekcji punktów charakterystycznych, które napływają do *bloku selekcji danych* w trybie *online*, proponowany jest dedykowany algorytm, który jest taki sam dla każdego typu sygnału oraz każdego rodzaju punktów charakterystycznych. Jak wcześniej wspomniano, algorytm ten dla danej instancji niniejszego bloku selekcji, dokonuje selekcji tylko jednego rodzaju punktów charakterystycznych dla jednego typu sygnału oraz jednego numeru sygnału.

W algorytmie selekcji, w pierwszej kolejności otrzymane z *bloku korelacyjnego wyznaczania punktów charakterystycznych*, punkty charakterystyczne z zakresu v_2 oraz v są magazynowane do wspólnego bufora pamięci ($al_peaksTotal$). Następnie, w buforze $al_peaksTotal$ przeprowadzane jest sortowanie wartości lokalizacji w kolejności rosnącej. Lokalizacje występujące w buforze $al_peaksTotal$ w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* są zapamiętywane, a następnie są dostępne w kolejnych cyklach przetwarzania. Bufor pamięci $al_peaksTotal$ w każdym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* zawiera lokalizacje bezwzględne z całego zakresu *okna przetwarzania* oraz dodatkowo z zakresu czasu v_3 .

Zasadnicza procedura selekcji bazuje na lokalizacjach bezwzględnych, które dotyczą sygnału występującego poza *oknem przetwarzania* (zakres v_3) oraz lokalizacjach występujących na początku *okna przetwarzania* (początek zakresu v_2). Zatem poszukiwanie grup rozpoczyna się zawsze od lokalizacji występujących w zakresie v_3 . Ponieważ analizowane lokalizacje posortowane są w kolejności rosnącej, to kolejne punkty charakterystyczne występujące w $al_peaksTotal$ i zaczynające się w zakresie v_3 są coraz bliżej wartości dotyczących *okna przetwarzania*. Rozpoczęcie poszukiwań grup lokalizacji, których pierwsza wartość lokalizacji zawiera zawsze wartość występującą poza *oknem przetwarzania* (zakres v_3) pozwala w najgorszym przypadku (tj. takim, że grupa ta będzie największa i liczyć będzie wspomniane dwie odległości $chptsDistance$) zakończyć poszukiwanie lokalizacji i zamknąć daną grupę lokalizacji, w odpowiedniej wartości punktu charakterystycznego. Odpowiednia wartość punktu charakterystycznego rozumiana jest jako wartość lokalizacji bezwzględnej, która jest zawsze mniejsza od wartości nowych lokalizacji, które otrzymane zostaną w kolejnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania*. Zatem, nie występuje sytuacja, że raz wyznaczona grupa lokalizacji bezwzględnych jest niepełna i w kolejnym *1-sekundowym cyklu przetwarzania* występują brakujące wartości. Po wyznaczeniu grupy lokalizacji, wartości wchodzące w skład tej grupy są usuwane z bufora pamięci $al_peaksTotal$. Bufor ten zawsze zawiera lokalizacje, które mogą zostać zgrupowane zgodnie z ww. założeniami. W tabeli 7.2 przedstawiono przykładową zawartość bufora pamięci $al_peaksTotal$, wektora wejściowych lokalizacji bezwzględnych oraz wyznaczone grupy lokalizacji w kolejnych *1-sekundowych cyklach przetwarzania*. Przedstawiane wartości występujące w danych cyklach przetwarzania rozpoczynają się od 15 cyklu przetwarzania, dla którego występują już w buforze pamięci $al_peaksTotal$ lokalizacje bezwzględne uzyskane z poprzednich cykli przetwarzania.

Tab. 7.2. Zawartość bufora pamięci *al_peaksTotal*, wejściowy wektor lokalizacji bezwzględnych oraz uzyskane grupy lokalizacji dla przykładowych dziesięciu 1-sekundowych cykli przetwarzania

Cykl Przetwarzania/ <i>windowOffset</i>	Dane wejściowe <i>bloku selekcji danych</i>	Zawartość bufora pamięci <i>al_peaksTotal</i>	Grupy lokalizacji wyznaczone w danym 1-sekundowym cyklu
15/1250	1498 1870 2236 2591 2946 3311 3676	1136 1136 1136 1136 1136 1136 1136 1136 1136 1493 1497 1498 1498 1498 1498 1498 1498 1498 1864 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 2233 2236 2236 2236 2236 2237 2591 2591 2591 2592 2592 2941 2946 2947 3306 3311 3676	1136 1136 1136 1136 1136 1136 1136 1136 1136
16/1500	1869 2237 2593 2947 3310 3677	1493 1497 1498 1498 1498 1498 1498 1498 1498 1864 1869 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 2233 2236 2236 2236 2236 2237 2237 2591 2591 2591 2592 2592 2593 2941 2946 2947 2947 3306 3310 3311 3676 3677	1493 1497 1498 1498 1498 1498 1498 1498 1498
17/1750	1870 2237 2592 2947 3310 3683 4041	1864 1869 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 2233 2236 2236 2236 2236 2237 2237 2237 2591 2591 2591 2592 2592 2592 2593 2941 2946 2947 2947 2947 3306 3310 3310 3311 3676 3677 3683 4041	-
18/2000	2238 2593 2947 3310 3683 4046 4404	1864 1869 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 2233 2236 2236 2236 2236 2237 2237 2237 2238 2591 2591 2591 2592 2592 2592 2593 2593 2941 2946 2947 2947 2947 2947 3306 3310 3310 3311 3676 3677 3683 3683 4041 4046 4404	1864 1869 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870 1870
19/2250	2595 2947 3310 3683 4046 4404	2233 2236 2236 2236 2236 2237 2237 2237 2238 2591 2591 2591 2592 2592 2592 2593 2593 2595 2941 2946 2947 2947 2947 2947 2947 3306 3310 3310 3310 3310 3311 3676 3677 3683 3683 3683 4041 4046 4046 4404 4404	2233 2236 2236 2236 2236 2237 2237 2237 2238
20/2500	2592 2946 3310 3682 4046 4408 4781	2591 2591 2591 2592 2592 2592 2592 2593 2593 2595 2941 2946 2946 2947 2947 2947 2947 2947 3306 3310 3310 3310 3310 3310 3311 3676 3677 3682 3683 3683 3683 4041 4046 4046 4046 4404 4404 4408 4781	-
21/2750	2947 3310 3683 4046 4408 4786 5150	2591 2591 2591 2592 2592 2592 2592 2593 2593 2595 2941 2946 2946 2947 2947 2947 2947 2947 2947 3306 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3311 3676 3677 3682 3683 3683 3683 3683 4041 4046 4046 4046 4404 4404 4408 4408 4781 4786 5150	2591 2591 2591 2592 2592 2592 2592 2593 2593 2595
22/3000	3310 3683 4046 4408 4786 5150	2941 2946 2946 2947 2947 2947 2947 2947 2947 3306 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3311 3676 3677 3682 3683 3683 3683 3683 3683 4041 4046 4046 4046 4046 4046 4404 4404 4408 4408 4408 4781 4786 4786 5150 5150	2941 2946 2946 2947 2947 2947 2947 2947 2947
23/3250	3309 3682 4046 4408 4786 5151 5496	3306 3309 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3311 3676 3677 3682 3682 3683 3683 3683 3683 3683 4041 4046 4046 4046 4046 4046 4046 4404 4404 4408 4408 4408 4408 4781 4786 4786 4786 5150 5150 5151 5496	-
24/3500	3682 4046 4408 4786 5149 5500 5864	3306 3309 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3311 3676 3677 3682 3682 3682 3683 3683 3683 3683 3683 4041 4046 4046 4046 4046 4046 4046 4046 4404 4404 4408 4408 4408 4408 4408 4781 4786 4786 4786 4786 5149 5150 5150 5151 5496 5500 5864	3306 3309 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3310 3311

W każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania wartości mniejsze lub równe zmiennej stanowią pierwsze wartości każdej wyznaczonej grupy danych. W zależności od aktualnego średniego czasu powtarzania sygnału (pulsu), w danym 1-sekundowym cyklu przetwarzania mogą nie być wyznaczone żadne grupy (tab. 7.2 cykle: 17, 20, 23), lub może występować więcej niż jedna grupa danych. Wyniki przedstawione w tab. 7.2 zostały pozyskane z sygnału PPG, gdzie puls badanej osoby był dość stabilny i wynosił 41 BPM.

Usuwanie lokalizacji odstających oraz wyznaczanie docelowych wartości wypadkowych realizowane jest po uzyskaniu zamkniętej grupy lokalizacji. Docelowe wartości wypadkowe uzyskiwane są poprzez obliczanie dominanty wartości występującej w danej grupie. W momencie uzyskania dominanty dla kilku wartości wykonywane są dodatkowe obliczenia mające na celu rozstrzygnięcie, która podgrupa wartości stanowi wartość wypadkową. Na podstawie uzyskanej grupy wartości usuwanych jest maksymalnie 30% wartości odstających, odpowiednio po maksymalnie 15% dla każdej strony grupy uszeregowanych danych. Następnie z pozostałych wartości (minimum 70%) obliczana jest wartość średnia. Dla wartości, które zostały uzyskane w procesie obliczania dominanty wyznaczone są bezwzględne różnice tych wartości względem wartości średniej. Ta wartość dominanty, która jest najbliższej wartości średniej (ma najmniejszą bezwzględną różnicę) stanowi docelową wartość wypadkową. Jeżeli w wyniku porównania wartości wynik nie został rozstrzygnięty, to docelową wartością jest wartość najmniejsza dominanty.

W celu weryfikacji, który wzorzec sygnału PPG pozwala najdokładniej wyznaczyć poszukiwane punkty charakterystyczne w zaawansowanym algorytmie, przeprowadzono odpowiednie badanie testowe. Do realizacji tego badania wykorzystano dwie grupy sygnałów PPG. Pierwszą grupę sygnałów pozyskano od 50 ochotników w wieku od 18 do 79 lat o praktycznie równomiernym rozkładzie wieku. Natomiast drugą grupę sygnałów pozyskano również od 50 ochotników, ale w wieku od 21 do 62 lat, przy czym około 65% tych sygnałów pozyskano od ochotników w wieku od 21 do 35 lat. Pierwsza grupa sygnałów zawiera sygnały niezakłócone. Z kolei w drugiej grupie sygnałów występują celowe oraz chwilowe symulowane zakłócenia spowodowane ruchem. Czas trwania tych zakłóceń nie jest stały i zawiera się w granicach od ok. 2 do 10 s. Położenie w czasie zakłóconego fragmentu sygnału PPG, w każdym sygnale występującym w drugiej grupie przypada na około połowę czasu trwania każdego sygnału.

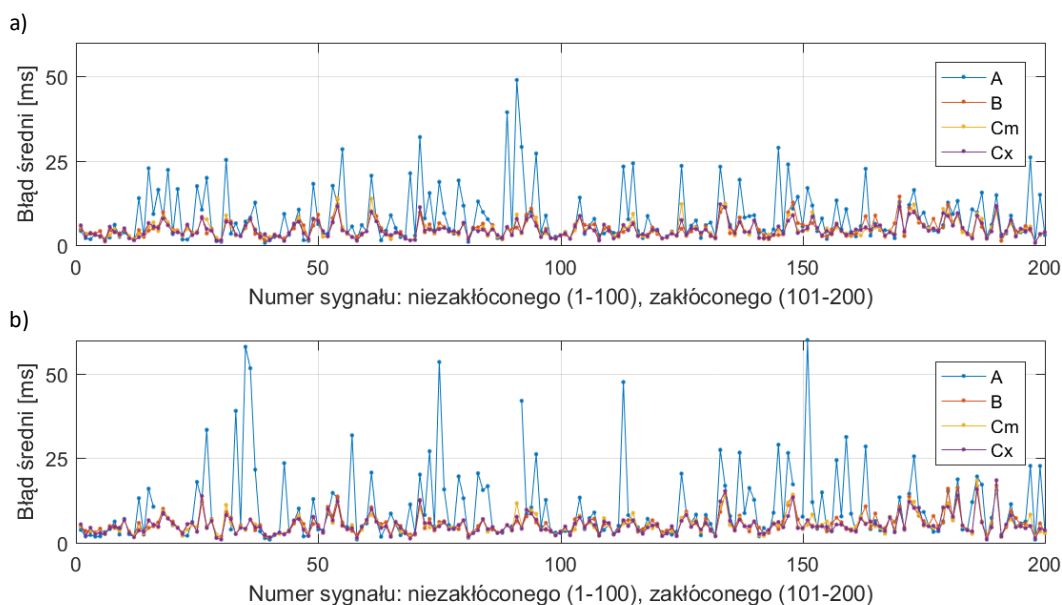
Każda grupa sygnałów PPG pozyskana została od 50 ochotników. Podczas wykonywania pomiaru dla każdego ochotnika, dodatkowo rejestrowano sygnał EKG i drugi sygnał PPG. Zatem, każda grupa sygnałów zawiera po 50 sygnałów EKG oraz 100 sygnałów PPG, przy czym 50 sygnałów PPG zarejestrowano z palca ręki, natomiast drugie 50 sygnałów zarejestrowano z palca nogi. Wszystkie trzy sygnały dla danego ochotnika są ze sobą zsynchronizowane w czasie. Długość każdego zarejestrowanego sygnału wynosiła 50 s. Wszystkie sygnały odfiltrowano przy pomocy tej samej metody filtracji, tj. stosującej filtry FIR, która została opisana w rozdziale 4 niniejszej rozprawy. W wyniku filtracji uzyskano odfiltrowany sygnał o długości 48 s. Brakujące 2 s sygnału spowodowane są obecnością opóźnienia wprowadzanego przez blok filtracji.

Następnie, dla każdego odfiltrowanego sygnału PPG występującego w dwóch grupach (łącznie 200 sygnałów) ręcznie wyznaczono wszystkie lokalizacje występowania w czasie maksimum I oraz II pochodnej. W zakłóconych odcinkach sygnału (druga grupa) celowo pominięto ręczne wyznaczanie poszukiwanych punktów charakterystycznych, z uwagi na brak obiektywnych narzędzi pozwalających określić poprawność wyznaczonych punktów charakterystycznych w zakłóconym odcinku. Ręcznie wyznaczone lokalizacje stanowią lokalizacje referencyjne (wzorcowe) z którymi porównywane będą lokalizacje wyznaczone przez algorytm.

W niniejszym badaniu każdy odfiltrowany sygnał PPG, podzielono na wymagane 1-sekundowe fragmenty, które kolejno zostały przekazywane na wejście *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. W wyniku działania tego algorytmu uzyskany został wektor wyjściowy, który zawierał wyznaczone przez algorytm lokalizacje poszukiwanych punktów charakterystycznych. Ponieważ w zaawansowanym algorytmie występuje *okno przetwarzania* o długości 10 s i z tego względu po tym czasie uzyskiwany jest wynik, to każdy wektor wyjściowy zawierał lokalizacje, których wartości dotyczyły zakresu od 0 do 38 s sygnału. Dodatkowo należy uwzględnić również fakt początkowej stabilizacji filtrów FIR, spowodowany obecnością wysokich rzędów N . Zatem do ostatecznej oceny poddano lokalizacje punktów charakterystycznych z zakresu od 2 do 38 s sygnału.

Wyznaczanie lokalizacji przy pomocy zaawansowanego algorytmu wykonano dla wszystkich 200 sygnałów oraz dla czterech typów wzorców sygnału PPG. Uzyskane w ten sposób wektory lokalizacji porównano z lokalizacjami wyznaczonymi ręcznie. Dokładniej, dla każdego punktu charakterystycznego, który został wyznaczony ręcznie poszukiwany był najbliższy punkt charakterystyczny tego samego typu, który został wyznaczony przy pomocy algorytmu dla czterech typów wzorców. Maksymalny dopuszczalny odstęp pomiędzy referencyjnym punktem charakterystycznym, a poszukiwanym punktem wyznaczonym przez algorytm wynosił 15 próbek pomiarowych. Wartości występujące, poza tym zakresem, nie były uwzględniane. W ten sposób uzyskano wektory bezwzględnych różnic pomiędzy punktami charakterystycznymi odniesienia (wyznaczonymi ręcznie), a punktami charakterystycznymi wyznaczonymi przez algorytm, dla każdego typu wzorca sygnału PPG. W niniejszym badaniu celowo jako sygnały wejściowe zastosowano również drugą grupę sygnałów, zawierającą symulowane zakłócenia spowodowane ruchem. Druga grupa sygnałów, dodatkowo pozwala zweryfikować poprawność detekcji poszukiwanych punktów charakterystycznych w przypadku, gdy w sygnale występują zakłócenia. Każdy uzyskany wektor bezwzględnych różnic został następnie uśredniony, co pozwoliło określić średni błąd detekcji, dla każdego sygnału i każdego typu wzorca sygnału.

Na rys. 7.19 przedstawiono uzyskane wyniki błędu detekcji punktów charakterystycznych dla dwóch grup sygnałów oraz różnych typów zastosowanego wzorca sygnału. W celu zwiększenia czytelności wykresów, literą *A* oznaczono wzorzec sygnału wyznaczony przy pomocy *metody wyznaczania wzorca EKG i PPG, bazująca na funkcji autokorelacji*. Literą *B* określa wzorzec wyznaczony przy pomocy *metody wyznaczania wzorca PPG bazująca na funkcji I pochodnej*. Natomiast wzorzec wyznaczony przy pomocy *metody wyznaczania wzorca PPG bazująca na synchronizacji fragmentów*, w której stosowano synchronizację typu *xcorr* oraz *minE* oznaczono odpowiednio *Cx* oraz *Cm*.



Rys. 7.19. Średni błąd detekcji lokalizacji występowania maksimum I pochodnej (a) oraz maksimum II pochodnej (b) dla różnych typów wzorców sygnału

Przedstawione na rys. 7.19 przebiegi obrazują średnią wartość błędu uzyskaną w każdym niezakłóconym (wartości od 1 do 100) oraz zakłóconym (wartości od 101 do 200) sygnale PPG. Na podstawie uzyskanych wyników można wnioskować, że metoda *A* wyznaczania wzorca powoduje największe dostrzegalne błędy detekcji. W pozostałych metodach wyznaczania wzorca, błąd nie przekraczał wartości 20 ms, z wyjątkiem pojedynczych przypadków dotyczących sygnałów zakłóconych. W celu jednoznacznego wskazania która metoda wyznaczania wzorca oferuje najlepszą dokładność detekcji punktów charakterystycznych uśredniono uzyskane wyniki. W tabeli 7.3 zamieszczono wartości średnie.

Tab. 7.3. Średnia wartość błędu detekcji (w ms), uzyskana dla dwóch grup sygnałów

Typ wzorca sygnału	Sygnały niezakłócone (1 – 100)		Sygnały zakłócone (101 – 200)	
	I pochodna	II pochodna	I pochodna	II pochodna
A	8,72	10,16	7,99	9,97
B	4,56	4,98	5,16	6,09
Cm	4,51	4,84	5,03	5,77
Cx	4,36	4,81	4,96	5,68

Na podstawie uzyskanych wyników, najlepsza dokładność detekcji punktów charakterystycznych, uzyskiwana jest w przypadku zastosowania wzorca wyznaczonego przy pomocy *metody wyznaczania wzorca PPG bazującej na synchronizacji fragmentów* z wykorzystaniem metody *xcorr*.

Dlatego jako wzorec sygnału w *zaawansowanym algorytmie detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG* stosowany będzie wzorec wyznaczony przy pomocy *metody wyznaczania wzorca PPG bazującej na synchronizacji fragmentów*, w której stosowano synchronizację typu *xcorr*. Należy mieć również na uwadze fakt, że uzyskane wartości nieznacznie różnią się pomiędzy sobą. Zatem, niewykluczone, że dla innej grupy sygnałów PPG lepszy rezultat może uzyskać metoda Cm.

W przypadku detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG, nie jest konieczne przeprowadzenie badania mającego na celu wybór najlepszego wzorca sygnału. W proponowanym *zaawansowanym algorytmie* analizowane są dwie metody wyznaczania wzorca sygnału EKG. W *metodzie wyznaczania wzorca EKG i PPG, bazującej na funkcji autokorelacji*, przedstawiono słabość proponowanej metody w odniesieniu do sygnału EKG, która dyskwalifikuje stosowanie wzorca sygnału powstałego przy pomocy tej metody. Ostateczną metodą detekcji wzorca sygnału EKG pozostaje *metoda wyznaczania wzorca EKG bazująca na synchronizacji fragmentów w punkcie występowania maksimum załamka R*.

7.4 Podsumowanie

W rozdziale 7 przedstawiono zasadę działania *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG*. W sposób szczegółowy omówiono każdy blok przetwarzania, który występuje w przedstawianym algorytmie. Dodatkowo, obok szczegółowych informacji omówione zostały dane wejściowe oraz wyjściowe każdego z zastosowanych bloków przetwarzania.

W *zaawansowanym algorytmie* bardzo ważne jest prawidłowe wyznaczenie wzorca sygnału EKG i PPG. Dlatego zaproponowano oraz szczegółowo przedstawiono różne metody wyznaczania wzorca tych sygnałów. Następnie dokonano wyboru optymalnego wzorca sygnału, który pozwala uzyskać najlepszą dokładność detekcji punktów charakterystycznych. Ponieważ zasada działania *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych* bazuje na przetwarzaniu korelacyjnym wzorca sygnału i danych występujących w *oknie przetwarzania*, to ostateczne wyniki uzyskiwane są dopiero po upływie czasu, który definiuje rozmiar *okna przetwarzania*. Nadmiarowość wynikająca z wielokrotnego przetwarzania tej samej części sygnału EKG lub PPG pozwala, w *bloku selekcji danych*, uzyskać ostateczne wyniki, które są najbardziej zbliżone do wartości rzeczywistych i pozbawione są wartości odstających.

W wyniku działania przedstawionego algorytmu uzyskiwane są lokalizacje występowania poszukiwanych punktów charakterystycznych, które dotyczą sygnału występującego w zakresie $v3$. Otrzymane lokalizacje stanowią dane wejściowe przedostatniego głównego bloku przetwarzania – bloku wyznaczania wartości wypadkowych, występującego w *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*.

8

WYZNACZANIE WARTOŚCI WYPADKOWYCH ORAZ CZASÓW PAT I PTT

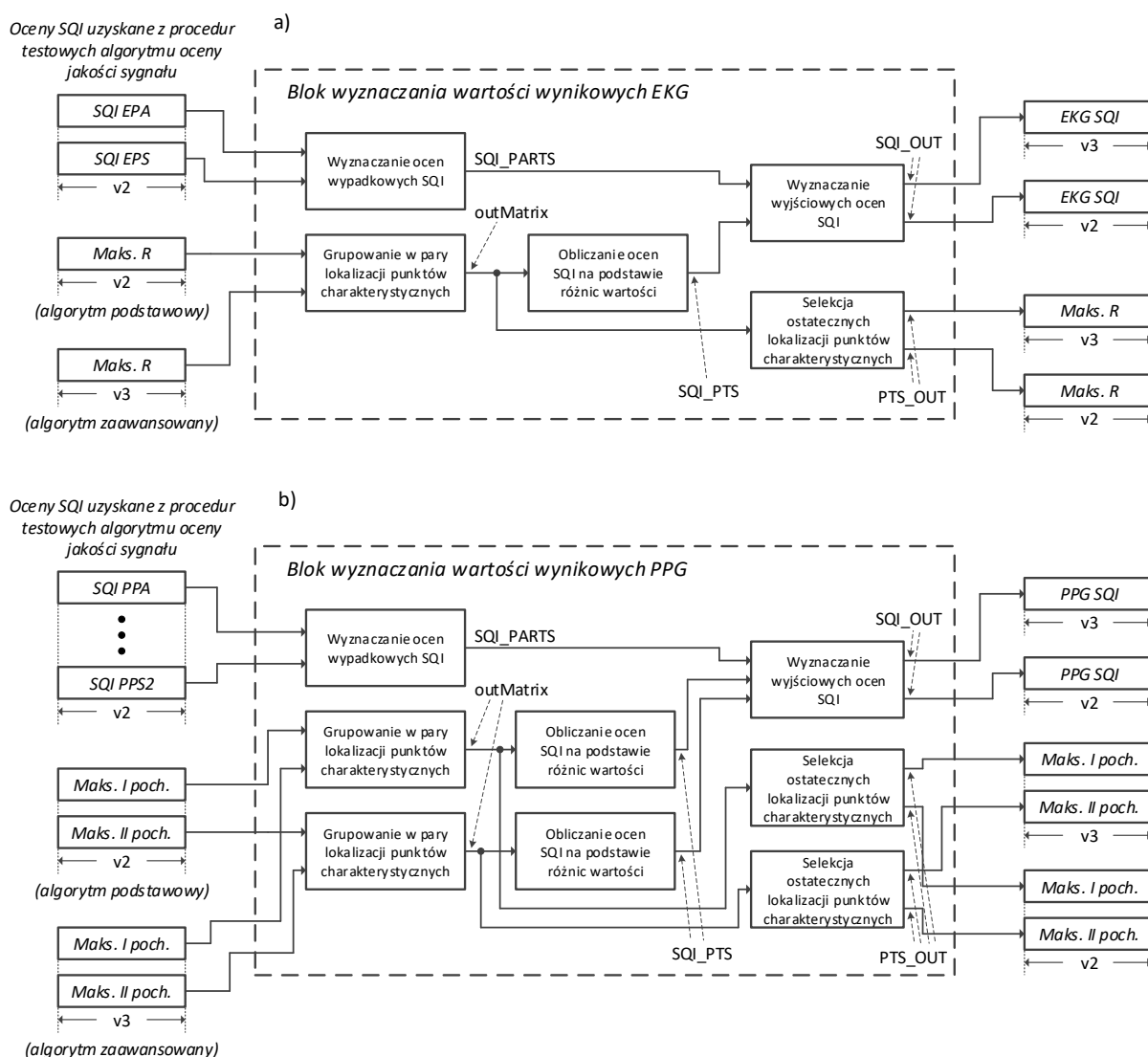
Blok implementujący *wyznaczanie wartości wypadkowych* oraz występujący po nim blok realizujący *obliczanie czasów PAT/PTT* stanowią ostatnie dwa kluczowe elementy proponowanego algorytmu. Blok wyznaczania wartości wypadkowych stanowi niezależną instancję, powoływaną dla każdego sygnału EKG i PPG. W zależności od liczby jednocześnie przetwarzanych sygnałów, dokładnie tyle samo wymaganych jest *bloków wyznaczania wartości wypadkowych*. Natomiast *blok wyznaczania czasów PAT/PTT* niezależnie od liczby jednocześnie przetwarzanych sygnałów występuje zawsze w jednej instancji.

W niniejszym rozdziale omówione zostaną ostatnie dwa główne bloki przetwarzania, które występują w *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna*. W sposób szczegółowy przedstawione zostaną dane wejściowe każdego z tych bloków oraz uzyskiwane w wyniku ich działania dane wyjściowe.

Zastosowane procedury przetwarzania, występujące w omawianych blokach pozwalają wyznaczyć wartości wyjściowe, które mogą zostać bezpośrednio przedstawione na wykresie lub w innej formie prezentacji wyników. Po przeprowadzeniu relatywnie nieskomplikowanych dalszych obliczeń możliwe jest na ich podstawie czasów propagacji fali tętna oraz zmienności tego czasu.

8.1 Blok wyznaczania wartości wypadkowych

Jak zaznaczono we wstępie blok wyznaczania wartości wypadkowych stanowi przedostatni blok przetwarzania, występujący w *algorytmie obliczania czasu propagacji fali tętna* (rys. 3.1). Liczba wymaganych bloków wyznaczania wartości wynikowych jest dokładnie taka sama jak liczba wszystkich jednocześnie przetwarzanych sygnałów EKG i PPG. Ponieważ w sygnale PPG – w odniesieniu do sygnału EKG – dla każdego fragmentu sygnału są wyznaczone dwa typy punktów charakterystycznych, zatem blok ten zawiera dodatkowe elementy przetwarzania. Na rys. 8.1 przedstawiono algorytm wyznaczania wartości wypadkowych, zaimplementowany w odpowiednim bloku przetwarzania dedykowany dla sygnału EKG i PPG.



Rys. 8.1. Algorytm wyznaczania wartości wynikowych zaimplementowany w bloku przetwarzania dedykowany dla sygnału EKG (a) i PPG (b)

Danymi wejściowymi każdego bloku wyznaczania wartości wypadkowych są oceny cząstkowe, uzyskane z odpowiednich dla danego typu sygnału *procedur testowych*. Następnymi danymi

wejściowymi są wektory lokalizacji występowania punktów charakterystycznych sygnału EKG lub PPG, które zostały uzyskane przy pomocy podstawowego i zaawansowanego algorytmu wyznaczania tych punktów. Z uwagi na znaczące różnice w zasadzie działania obydwu algorytmów wyznaczania lokalizacji punktów charakterystycznych, otrzymywane wektory lokalizacji dotyczą sygnału z zakresu v_2 (dla algorytmu podstawowego) oraz v_3 (dla algorytmu zaawansowanego). Danymi wyjściowymi omawianego bloku przetwarzania są ostateczne oceny jakości fragmentów sygnału EKG i PPG, oraz odpowiednie dla danego typu sygnału ostateczne lokalizacje występowania punktów charakterystycznych. Dla każdego typu sygnału wartości wynikowe (ostateczne) dotyczą sygnału zarówno z zakresu v_2 , jak również v_3 . Wartości wynikowe niniejszego bloku przetwarzania, mogą zostać zaprezentowane na wykresie lub w innej formie prezentacji wyników. Jednak trzeba mieć na uwadze fakt, że dane wyjściowe występujące w zakresie v_2 zostały uzyskane na podstawie niepełnych danych wejściowych, gdyż nie ma jeszcze dostępnych danych z zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych.

Oceny cząstkowe uzyskane w wyniku działania *algorytmu oceny jakości sygnału*, przesyłane są na wejście wewnętrznego bloku *wyznaczania ocen wypadkowych SQL*. Do wyznaczenia oceny wypadkowej brane są pod uwagę tylko oceny: *Good*, *Warning* oraz *Bad*. Ocena *Unknown*, która wskazuje, że dla danego fragmentu nie udało się wyznaczyć wartości oceny nie jest brana pod uwagę. Zasada działania bloku *wyznaczania ocen wypadkowych SQL* polega na znalezieniu dla każdego fragmentu sygnału występującego w zakresie v_2 najniższej oceny cząstkowej. Znalezione wartości są dodawane do wyjściowego bufora pamięci, który pozwala przechować oceny dotyczące sygnału z obydwu zakresów, tj. v_2 i v_3 . Następnie w buforze tym pozostawiane są tylko unikalne (tzn. wybrane bez powtórzeń) wartości ocen. Unikalne wartości stanowią wartość wyjściową (*SQL_PARTS*) omawianego bloku, która dotyczy sygnału z zakresu v_2 i v_3 , pomimo że wejściowe cząstkowe oceny jakości sygnału dotyczyły sygnału tylko z zakresu v_2 .

Wektory lokalizacji punktów charakterystycznych uzyskane przy pomocy obydwu algorytmów (podstawowego i zaawansowanego), są przesyłane na wejście dedykowanego wewnętrznego bloku *grupowania w pary lokalizacji punktów charakterystycznych*. Ponieważ lokalizacje punktów charakterystycznych dla wszystkich sygnałów, wyznaczone są przy pomocy dwóch równoległe oraz niezależnie działających algorytmów, to uzyskane wyniki powinny praktycznie pokrywać się ze sobą. Każdy prawidłowy punkt charakterystyczny, który występuje w sygnale, w skutek działania niezależnych dwóch algorytmów (podstawowego i zaawansowanego) powinien otrzymać dwie wartości lokalizacji występowania tego punktu. Te dwie wartości dla każdego punktu tworzą wspólną parę. W przypadku sygnałów niezakłóconych zbieżność wartości lokalizacji jest bardzo wysoka, tzn. różnice w wartościach nie przekraczają pojedynczych próbek pomiarowych, natomiast w przypadku sygnałów zawierających zakłócenia uzyskane wartości lokalizacji, które określają dany punkt charakterystyczny mogą się już znacząco różnić. Dodatkowo, w przypadku sygnałów zawierających zakłócenia, może się okazać że jeden lub obydwa algorytmy mogą błędnie wyznaczyć lokalizacje, a w szczególności wskazać lokalizację, która w sygnale w ogóle nie występuje. Uogólniając: im sygnały są bardziej zakłócone tym różnice w wyznaczonych lokalizacjach są większe oraz częściej występują dodatkowe błędne wartości, które nie mają zbieżnej wartości w drugim algorytmie. Wartości lokalizacji punktów charakterystycznych dotyczące bardzo zakłóconych fragmentów sygnału najczęściej nie mają wspólnej pary.

Wektory lokalizacji, które są przesyłane na wejście wewnętrznego bloku *grupowania w pary lokalizacji punktów charakterystycznych*, w bloku tym są magazynowane w odpowiednich buforach pamięci. Następnie, z każdego bufora pamięci pozostawiane są tylko wartości unikalne (tzn. wybrane bez powtórzeń). Dodatkowo, bufor te zapamiętują unikalne wartości tylko z zakresów v_2 i v_3 . Na postawie wartości występujących w tych buforach pamięci realizowane jest łączenie w pary lokalizacji punktów charakterystycznych. Jako pojedynczą parę wartości rozumie się wartości lokalizacji, których bezwzględna różnica nie przekracza 15 próbek pomiarowych. Dodatkowo, wartości te które tworzą parę lokalizacji, nie są dalej brane pod uwagę podczas poszukiwania kolejnych par lokalizacji. Taki

sposób poszukiwania par zabezpiecza przed sytuacją występowania kilku par lokalizacji, które posiadają wspólne wartości. Znalezione pary lokalizacji są następnie zapisywane do dwuwierszowej macierzy danych (*outMatrix*), gdzie pierwszy wiersz zawiera lokalizacje uzyskane przy pomocy podstawowego algorytmu, natomiast drugi wiersz zawiera lokalizacje uzyskane przy pomocy algorytmu zaawansowanego. W przypadku gdy dla danej wartości lokalizacji nie została znaleziona odpowiadająca druga lokalizacja tworząca parę to brakująca lokalizacja oznaczana jest przy pomocy wartości NaN (ang. *Not a Number*). Na rys. 8.2 przedstawiono zawartość macierzy *outMatrix*, która również stanowi macierz wyjściową bloku *grupowania w pary lokalizacji punktów charakterystycznych*.

Macierz wyjściowa *outMatrix*:

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	627	795	965	969	1145	1320	1498	1677	1853	2028	2203	2378	2553	2725	2898
2	626	794	NaN	968	1144	1319	1498	1677	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN

←----- v3 ----->
←----- v2 ----->

Bezwzględne różnice pomiędzy wartościami lokalizacji:

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	1	1	NaN	1	1	1	0	0	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN

←----- v3 ----->
←----- v2 ----->

Rys. 8.2. Przykładowa zawartość macierzy wyjściowej *outMatrix* oraz uzyskane różnice pomiędzy wartościami

W macierzy wyjściowej *outMatrix* dana kolumna określa pojedynczą parę lokalizacji, natomiast liczba tych kolumn wskazuje maksymalną liczbę potencjalnych par wartości lokalizacji. Liczba kolumn jest ściśle związana z wartością średniego czasu powtarzania sygnału. W każdym 1-sekundowym cyklu przetwarzania, na nowo wyznaczana jest zawartość macierzy *outMatrix*, gdyż w każdym cyklu zawartość wewnętrznych buforów pamięci ulega zmianie.

Macierz *outMatrix* stanowi dane wejściowe kolejnego wewnętrznego bloku przetwarzania, realizującego *obliczanie ocen SQI na podstawie różnic wartości*. Ponieważ w wyniku działania *zaawansowanego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG* uzyskiwane są wektory lokalizacji, które dotyczą sygnału z zakresu *v3*, to tylko w tym zakresie czasu mogą zostać wyznaczone w niniejszym bloku przetwarzania oceny jakości fragmentów sygnału. Jak wcześniej przedstawiono, w przypadku sygnału EKG lub PPG, który nie zawiera zakłóceń, wartość bezwzględna różnic pomiędzy wyznaczonymi wartościami lokalizacji jest niewielka. Natomiast w przypadku pogorszenia się jakości przetwarzanego sygnału, występują coraz bardziej zauważalne różnice w wartościach. Fakt ten został wykorzystany do wyznaczenia oceny jakości sygnału (*SQI_PTS*) w oparciu o różnice wartości lokalizacji. Ponieważ sygnały EKG i PPG znacząco różnią się pomiędzy sobą, to przyjęto indywidualne wartości progów, które pozwalają wyznaczyć jedną z następujących ocen:

- Ocenę *Good* otrzymuje fragment, dla którego bezwzględna różnica pomiędzy wyznaczonymi wartościami lokalizacji punktów charakterystycznych nie przekracza: dla sygnału EKG wartości 3, dla sygnału PPG wartości 5 próbek pomiarowych,
- Ocenę *Warning* otrzymuje fragment, dla którego bezwzględna różnica pomiędzy wyznaczonymi wartościami lokalizacji nie przekracza: dla sygnału EKG wartości 6, dla sygnału PPG wartości 10 próbek pomiarowych,
- Ocenę *Bad* otrzymuje fragment, dla którego bezwzględna różnica pomiędzy wyznaczonymi wartościami lokalizacji punktów charakterystycznych jest powyżej wartości 6 (EKG) oraz 10 (PPG) próbek pomiarowych.

Jeśli ocena nie mogła zostać przydzielona z uwagi na obecność wartości NaN w rozpatrywanej parze lokalizacji (kolumnie macierzy *outMatrix*), to taki fragment otrzymuje ocenę *Unknown*. Danymi wyjściowymi niniejszego bloku przetwarzania jest wektor ocen (*SQL_PTS*), którego długość jest zgodna z szerokością macierzy *outMatrix*. Wektor *SQL_PTS* zawiera oceny (również te, które nie mogły zostać wyznaczone z uwagi na obecność wartości NaN), dotyczące sygnału z zakresu czasu *v2* oraz *v3*.

Kolejnym elementem występującym w bloku wyznaczania wartości wynikowych jest blok realizujący *wyznaczanie ocen wyjściowych SQL*. Danymi wejściowymi tego bloku są wektory ocen uzyskane z poprzednich wewnętrznych bloków przetwarzania, tj. wektor *SQL_PARTS* oraz wektory *SQL_PTS*, dotyczące sygnałów z obydwu zakresów (*v2* i *v3*). Podobnie jak w poprzednio opisanym bloku *wyznaczania ocen wypadkowych SQL*, wartościami ocen które są brane pod uwagę do wyznaczenia oceny wyjściowej (*SQL_OUT*), są to wszystkie wartości ocen z wyłączeniem ocen *Unknown*. Ocenę wyjściową dla danego fragmentu sygnału stanowi najniższa wartość oceny występująca w wektorze *SQL_PARTS* oraz wektorach *SQL_PTS*. Zatem, na wyjściu *bloku wyznaczania wartości wynikowych EKG lub PPG* występuje najniższa ocena, która występowała we wcześniejszych blokach przetwarzania. Wyjątek stanowi sytuacja, w której występuje niewielka różnica pomiędzy wyznaczonymi przez algorytm podstawowy i zaawansowany punktami charakterystycznymi dla danego fragmentu, która bezpośrednio przekłada się na ocenę *Good* znajdującą się w wektorze *SQL_PTS*. W takiej sytuacji możliwa jest poprawa wynikowej oceny *SQL_OUT* do wartości *Warning*, nawet w przypadku gdy w wektorze ocen *SQL_PARTS* dla danego fragmentu sygnału występowała ocena *Bad*. Ocenę *Bad* może otrzymać fragment sygnału, który nie spełnił określonych założeń, charakteryzujących daną *procedurę testową*. Jeżeli jednak obydwa algorytmy detekcji punktów charakterystycznych (podstawowy i zaawansowany) wyznaczają praktycznie pokrywające się wartości lokalizacji, to z dużym prawdopodobieństwem wyznaczone wartości są prawidłowymi lokalizacjami. Danymi wyjściowymi bloku realizującego *wyznaczanie wyjściowych ocen SQL* i jednocześnie całego *bloku wyznaczania wartości wynikowych EKG lub PPG* są wektory ocen wynikowych (*SQL_OUT*), które dotyczą zakresów *v2* i *v3*. W zakresie *v2* występują wyjściowe oceny, które bazują tylko na ocenach wyznaczonych przy pomocy wcześniejszych *procedur testowych* występujących w *algorytmie oceny jakości sygnału*. Z kolei wektor wyjściowych ocen, który dotyczy fragmentów sygnału z zakresu *v3* dodatkowo uwzględnia oceny uzyskane na podstawie różnic pomiędzy wartościami lokalizacji punktów charakterystycznych. Zatem, możliwa jest prezentacja wartości ocen jakości fragmentów sygnałów EKG i PPG w obydwu zakresach, ale należy mieć na uwadze fakt, że oceny fragmentów sygnału w zakresie *v2* bazują na niekompletnych danych, natomiast fragmenty sygnału wchodzące w zakres *v3* zostają zaktualizowane o brakujące wcześniej informacje.

Znalezione pary lokalizacji punktów charakterystycznych zwiększają pewność że wyznaczone lokalizacje są lokalizacjami prawidłowymi, które rzeczywiście występują w danym fragmencie sygnału. W najlepszym przypadku różnica pomiędzy tymi wartościami jest równa 0. W przypadku braku pełnej pary lokalizacji (gdy w jednej kolumnie macierzy *outMatrix* występuje wartość NaN), taka lokalizacja jest na wstępie odrzucana.

Aby jednoznacznie wskazać, który algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG dokładniej wyznacza poszukiwane punkty charakterystyczne, przeprowadzono odpowiednie badanie testowe. Do przeprowadzenia tego badania wykorzystano te same grupy sygnałów pomiarowych jak w badaniu poprzednim, występującym w rozdziale 7 oraz wykorzystano już wyznaczone ręcznie referencyjne lokalizacje punktów charakterystycznych sygnału PPG. Na potrzeby niniejszego badania, dodatkowo wyznaczono referencyjne lokalizacje występowania maksimum załamka R dla każdego sygnału EKG.

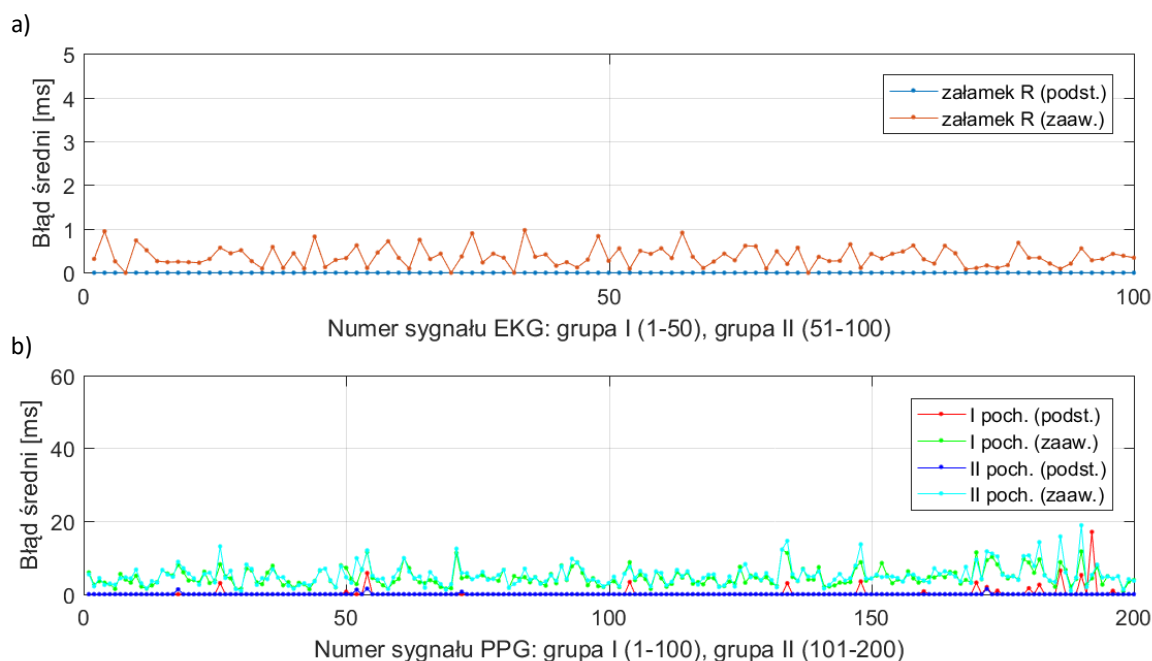
W wyniku przeprowadzonego niniejszego badania uzyskano następujące dane:

- Po 100 wektorów zawierających lokalizacje występowania maksimum załamka R (EKG) uzyskane przy pomocy podstawowego i zaawansowanego algorytmu wyznaczania punktów charakterystycznych,

- Po 200 wektorów zawierających lokalizacje występowania maksimum I pochodnej (PPG) uzyskane przy pomocy podstawowego i zaawansowanego algorytmu wyznaczania punktów charakterystycznych,
- Po 200 wektorów zawierających lokalizacje występowania maksimum II pochodnej (PPG) uzyskane przy pomocy podstawowego i zaawansowanego algorytmu wyznaczania punktów charakterystycznych.

W wyniku działania obydwu algorytmów detekcji punktów charakterystycznych, w przeprowadzonym badaniu uzyskano łącznie 1000 wektorów lokalizacji. Na podstawie ręcznie wyznaczonych lokalizacji punktów charakterystycznych, które przyjęto jako punkty odniesienia oraz lokalizacji wyznaczonych przez algorytmy, obliczono wektor bezwzględnych różnic pomiędzy odpowiadającymi punktami charakterystycznymi. Podobnie jak w poprzednim badaniu, maksymalny dopuszczalny odstęp w czasie pomiędzy punktem referencyjnym, a punktem wyznaczonym przez algorytm nie przekraczał wartości 15 próbek pomiarowych. Uzyskany wektor bezwzględnych różnic stanowi wektor bezwzględnego błędu. Następnie wartości występujące w wektorze bezwzględnych różnic (błąd bezwzględnego) zostały uśrednione. Do wyliczenia wartości średniej nie uwzględniano tych lokalizacji referencyjnych dla których nie znaleziono odpowiadającej wartości wyznaczonej przez algorytm. Czyli błąd średni dla każdego sygnału wyznaczono tylko dla poprawnie znalezionych lokalizacji.

Na rys. 8.3 przedstawiono uśrednione wartości błędu detekcji uzyskane dla sygnału EKG i PPG oraz różnych typów punktów charakterystycznych wyznaczonych przy pomocy dwóch algorytmów.



Rys. 8.3. Średni błąd detekcji lokalizacji występowania: maksimum załamka R (a) oraz maksimum I i II pochodnej (b), wyznaczony przy pomocy dwóch typów algorytmów dla obydwu grup sygnałów EKG i PPG

Dla obydwu grup sygnałów EKG w niniejszym badaniu uzyskano brak błędu detekcji wyznaczania maksimum załamka R w przypadku, gdy do detekcji tych punktów zastosowano *podstawowy algorytm detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG*. Z kolei w wyniku działania zaawansowanego algorytmu detekcji, średni błąd wyznaczania lokalizacji dla obydwu grup sygnałów nie przekracza wartości 1 ms. Na podstawie wartości średnich występujących we wszystkich 100 sygnałach EKG, całkowita wartość średnia błędu wynosiła: 0,366 ms (algorytm zaawansowany) oraz 0 ms (algorytm podstawowy). Uzyskany zerowy wynik błędu w przypadku, algorytmu podstawowego wynika z bardzo dobrej jakości sygnałów EKG. Z kolei niewielki błąd detekcji w przypadku

zaawansowanego algorytmu i bardzo dobrej jakości sygnału EKG wynika z występującej w tym algorytmie procedury uśrednienia wartości. Błąd ten może być nieznacznie większy w przypadku sygnału o większej dynamice zmian pulsu.

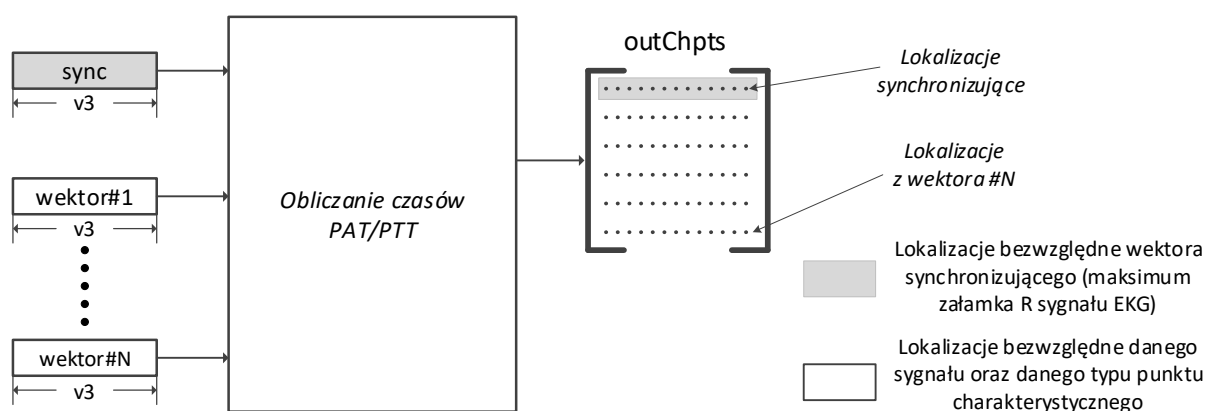
W przypadku sygnału PPG uzyskane wartości błędów detekcji są nieco większe od wartości błędów występujące w sygnale EKG. W przypadku detekcji maksimum I oraz II pochodnej przy pomocy zaawansowanego algorytmu, w obydwu grupach sygnałów wartość błędów detekcji praktycznie nie przekracza wartości 10 ms (poza kilkoma sygnałami). W przypadku, gdy do detekcji lokalizacji punktów charakterystycznych sygnału PPG zastosowano podstawowy algorytm detekcji, w znacznej większości przypadków wartość błędów detekcji jest równa 0. Występują pojedyncze przypadki, gdzie błąd detekcji przekracza wartość 3 ms.

Dokonując całkowitego uśrednienia uzyskanych wartości średnich błędów detekcji, w przypadku zaawansowanego algorytmu uzyskano całkowity błąd: 4,634 ms (I pochodna) oraz 5,207 ms (II pochodna). Natomiast w przypadku detekcji tych samych punktów charakterystycznych przy pomocy podstawowego algorytmu uzyskano globalny błąd: 0,301 ms (I pochodna) oraz 0,031 ms (II pochodna).

Jak wcześniej wspomniano, uzyskane niekorzystne wartości błędów w przypadku stosowania zaawansowanego algorytmu, wynikają z faktu występowania w tym algorytmie procedury uśredniania wszystkich wartości występujących w całym *oknie przetwarzania* (zakres ostatnich 10 s). Na podstawie uzyskanych średnich wartości błędów, z lokalizacji które zostały wyznaczone przy pomocy dwóch algorytmów detekcji punktów charakterystycznych jako lokalizacje, które będą stanowiły dane wyjściowe (PTS_OUT) bloku wyznaczania wartości wynikowych wybrano lokalizacje wyznaczone przy pomocy podstawowego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów EKG i PPG.

8.2 Obliczanie czasów PAT i PTT

Blok realizujący obliczanie czasów PAT i PPT jest ostatnim elementem *algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna*. Blok ten, niezależnie od liczby równoległe przetwarzanych sygnałów EKG i PPG, występuje zawsze w jednej instancji. Różna może być natomiast liczba wektorów wejściowych, która ściśle zależy od liczby jednocześnie przetwarzanych sygnałów. Ważne, aby każdy wektor wejściowy zawierał lokalizacje bezwzględne, które dotyczą tego samego zakresu czasu. W omawianym rozwiązaniu przyjęto, że wektory wejściowe zawierające lokalizacje punktów charakterystycznych dotyczą sygnału z zakresu v_3 , gdyż zakres ten zawiera wartości ostateczne, wyznaczone na podstawie wszystkich dostępnych składowych. Na rys. 8.5 przedstawiono dane wejściowe oraz wyjściowe bloku realizującego obliczanie czasów PAT/PTT.



Rys. 8.4. Dane wejściowe i wyjściowe bloku obliczania czasów PAT/PTT

Niezależnie od liczby wektorów zawierających lokalizacje bezwzględne (liczby wszystkich sygnałów) zawsze wymagany jest jeden wektor synchronizujący (sync). Wektor ten zawiera lokalizacje

bezwzględne, pomiędzy którymi powinny zawierać się lokalizacje bezwzględne wejściowych punktów charakterystycznych. W docelowym rozwiązaniu, takim sygnałem synchronizującym jest wektor lokalizacji występowania załamka R sygnału EKG. Wektor ten definiuje moment czasu każdej ewolucji serca, w zakresie występowania tych lokalizacji, od którego rozpoczyna się przepływ fali tętna. Pomędzy kolejnymi lokalizacjami załamka R powinny zatem występować lokalizacje bezwzględne punktów charakterystycznych dowolnego sygnału PPG. Zatem lokalizacja dowolnego punktu charakterystycznego PPG powinna się zawierać w zakresie $\langle \text{ECG_loc}_N ; \text{ECG_loc}_{N+1} \rangle$. W przypadku ostatniej lokalizacji synchronizującej (ECG_loc_N), zakres poszukiwań odpowiadających punktów charakterystycznych PPG jest rozszerzany do maksymalnie 1 sekundy, w którym to czasie powinna występować poszukiwana lokalizacja bezwzględna wektora wejściowego. Ponadto, wejściowym wektorem lokalizacji może być również wektor lokalizacji bezwzględnych załamka R sygnału EKG, który pełni rolę sygnału synchronizującego. Jak wcześniej przedstawiono lokalizacje bezwzględne załamka R stanowią punkty proksymalne do wyznaczenia czasów PAT. Z kolei opóźnienie wyznaczanie pomiędzy lokalizacjami występowania punktów charakterystycznych sygnału PPG definiują czasy PTT.

Danymi wyjściowymi omawianego bloku obliczania czasów PAT/PTT jest macierz *outChpts* zawierająca odpowiednio rozmieszczone lokalizacje bezwzględne występowania wejściowych punktów charakterystycznych. Pierwszy wiersz macierzy zawiera wartość występowania początku danej ewolucji serca (lokalizacje bezwzględne maksimum załamka R). Kolejne wiersze zawierają lokalizacje występowania poszczególnych punktów charakterystycznych zawartych w wejściowych wektorach lokalizacji. Liczba kolumn jest zgodna z liczbą aktualnie występujących wartości w wektorze synchronizującym. Natomiast liczba wierszy jest zawsze o 1 większa od liczby wektorów wejściowych. Na rys. 8.6 przedstawiono przykładową zawartość macierzy wyjściowej *outChpts*.

Macierz wyjściowa *outChpts*:

	1	2	3	4	5	6
1	2522	2743	2963	3186	3405	3625
2	2522	2743	2963	3186	3405	3625
3	2604	2825	3045	3266	3488	3706
4	2596	2813	3035	3257	3481	3698

← Lokalizacje synchronizujące
 ← Lokalizacje wektora #1 (maks. załamka R)
 ← Lokalizacje wektora #2 (maks. I pochodnej)
 ← Lokalizacje wektora #N (maks. II pochodnej)

← v3

Rys. 8.5. Przykładowa zawartość macierzy wyjściowej *outChpts* stanowiącej efekt działania algorytmu obliczania czasów PAT/PTT

Zawartość macierzy przedstawionej na rys. 8.6 została uzyskana na podstawie wektora synchronizującego, który stanowił wektor lokalizacji bezwzględnych załamka R. Jako wektory wejściowe zawierające lokalizacje punktów charakterystycznych zastosowano: wektor tych samych lokalizacji bezwzględnych załamka R sygnału EKG oraz wektor lokalizacji bezwzględnych występowania maksimum I i II pochodnej sygnału PPG. Wynikowa macierz *outChpts* zawiera posegregowane lokalizacje występowania poszczególnych punktów charakterystycznych, które pozwalają na wyznaczenia poszukiwanych wartości czasów PAT/PTT dla każdej ewolucji serca. W tym celu istotne jest aby dana ewolucja serca (kolumna macierzy) zawierała komplet wartości lokalizacji na podstawie których wyznaczane będą poszukiwane czasy propagacji fali tętna PAT/PTT.

8.3 Podsumowanie

Lokalizacje punktów charakterystycznych wyznaczane są przy pomocy dwóch niezależnie działających algorytmów. Lokalizacje te z uwagi na różną specyfikę działania tych algorytmów oraz z uwagi na możliwość występowania w analizowanych sygnałach zakłóceń, mogą się różnić pomiędzy sobą. Dodatkowo, niezależnie działający algorytm oceny jakości sygnału, pozwala wskazać fragmenty sygnału, które zawierają składowe charakteryzujące zakłócenia.

W niniejszym rozdziale został omówiony blok przetwarzania, który umożliwia na podstawie wcześniej wyznaczonych danych, wypracowanie ostatecznych wartości wynikowych. Wartościami wynikowymi pierwszego przedstawionego bloku są ostateczne wartości lokalizacji oraz ostateczne wartości ocen, definiujące jakość analizowanych fragmentów sygnału. Na podstawie przeprowadzonych badań testowych wektory wyjściowe zawierają lokalizację punktów charakterystycznych, gdzie nie występował błąd detekcji (załamek R w sygnale EKG) oraz wartości: 0,301 oraz 0,031 ms odpowiednio dla wartości maksymalnej I oraz II pochodnej sygnału PPG. Drugi przedstawiony blok przetwarzania, który jednocześnie jest ostatnim blokiem całego *algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna*, pozwala pogrupować momenty występowania określonych typów punktów charakterystycznych, na podstawie których w sposób elastyczny możliwe jest wyznaczenie dowolnej konfiguracji wartości poszukiwanych czasów PAT oraz PTT. Wszystkie uzyskane dane w wyniku działania obydwu przedstawionych bloków przetwarzania mogą zostać z powodzeniem przedstawione na wykresie online lub za pomocą innej formy prezentacji wyników. Jak wcześniej przedstawiono pierwsze oraz wstępne wyniki są już dostępne i mogą zostać zobrazowane już po upływie 5 s rejestracji. Natomiast wyniki ostateczne dostępne są już po upływie ostatnich 10 s.

9

BADANIA EKSPLOATACYJNE ZAPROPONOWANEJ METODY

W wyniku działania zaproponowanego algorytmu, uzyskiwane są lokalizacje wybranych punktów charakterystycznych EKG i PPG. Na podstawie tych lokalizacji obliczane są wartości czasu PAT/PTT, występujące w danej ewolucji serca. W zależności od liczby jednocześnie przetwarzanych sygnałów PPG oraz wybranych typów punktów charakterystycznych, możliwe jest uzyskanie chwilowych wartości PAT/PTT dla dowolnej konfiguracji sygnałów oraz punktów. Wartości chwilowe PAT/PTT pozwalają określić ich zmienność w dłuższym odcinku sygnału. Zaproponowany algorytm dokonuje też oceny jakości sygnału EKG oraz PPG, która umożliwia bieżącą korektę sensora pomiarowego lub całkowitą zmianę jego lokalizacji.

W celu weryfikacji działania całego *algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna* przeprowadzono odpowiednie badania eksploatacyjne. Do przeprowadzenia tych badań wykorzystano dwie grupy tych samych sygnałów, które zastosowano w badaniu testowym, przedstawionym w rozdziale 7 oraz 8 niniejszej rozprawy.

Jak wcześniej przedstawiono, sygnały testowe zorganizowane są w dwóch grupach. Każda grupa zawiera 50 sygnałów EKG i 50 sygnałów PPG pochodzących z palca ręki i palca nogi. Pierwsza grupa sygnałów zawiera niezakłócone sygnały PPG, natomiast druga grupa zawiera sygnały PPG z zakłóceniami spowodowanymi ruchem. W obydwu grupach sygnały EKG nie zawierają zakłóceń. Długość wszystkich sygnałów EKG i PPG występujących w obydwu grupach wynosiła 50 s. Z uwagi na wprowadzane przez blok filtracji opóźnienie sygnału oraz konieczność ustabilizowania się filtrów FIR w tych blokach, ale również obecności w zaawansowanym algorytmie 10-sekundowego *okna przetwarzania*, do dalszej analizy poddawane są sygnały z zakresu od 2 do 38 s. Zatem, badania eksploatacyjne przeprowadzone w niniejszym rozdziale bazować będą na danych, które dotyczą sygnału występującego w wyżej przedstawionym zakresie.

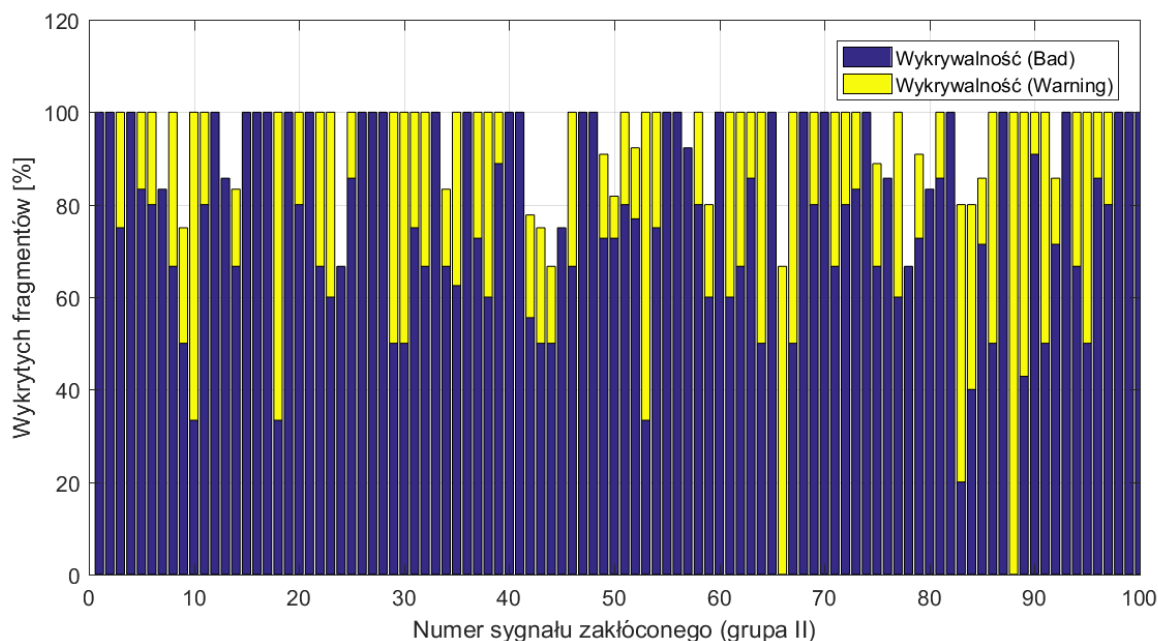
9.1 Badanie poprawności działania bloku oceny jakości sygnału EKG i PPG

Zadaniem *bloku oceny jakości sygnału EKG i PPG* jest wskazanie fragmentów sygnału EKG i PPG, które zawierają zakłócenia, uniemożliwiające poprawną detekcję poszukiwanych punktów charakterystycznych. *Blok oceny jakości sygnału EKG i PPG* przypisuje dla każdego fragmentu sygnału jedną z trzech ocen: *Good*, *Warning* oraz *Bad*. Jednym z głównych założeń algorytmu jest konieczność traktowania fragmentów z oceną *Bad* jako fragmentów błędnych. Wyznaczone dla nich lokalizacje punktów charakterystycznych są również błędne. Zatem fragmenty te nie powinny brać udziału w wyznaczaniu czasów PAT/PTT. Fragmenty z oceną *Warning* mogą zostać wzięte do wyznaczania czasów PAT/PTT, ale dopiero gdy operator urządzenia pomiarowego dokona ich ostatecznej akceptacji. Tylko fragmenty z oceną *Good* mogą brać udział w prawidłowym wyznaczaniu czasów PAT/PTT bez konieczności dodatkowej akceptacji przez personel wykonujący pomiar.

Celem niniejszego badania jest uzyskanie odpowiedzi na pytania: ile procent błędnych fragmentów sygnału PPG zostało wykrytych przez algorytm oceny jakości sygnału i sklasyfikowanych jako fragmenty z oceną *Bad* lub *Warning*? Ile procent poprawnych fragmentów sygnału PPG zostało „nadgorliwie” sklasyfikowanych (podnosząc fałszywy alarm) jako *Bad* lub *Warning*?

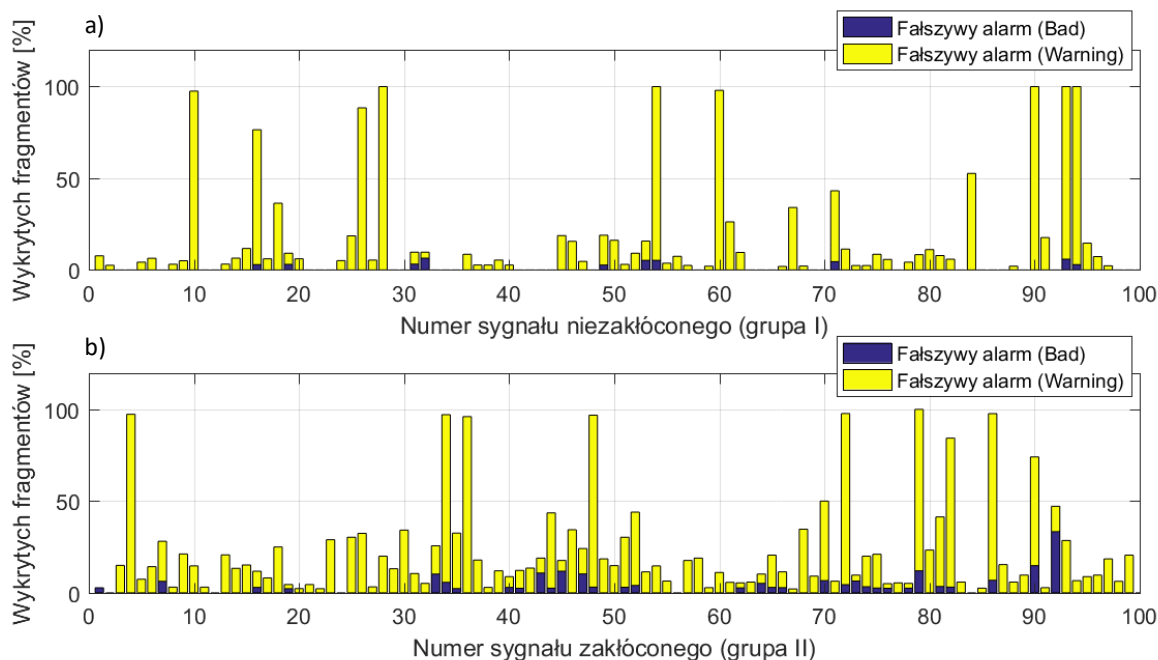
Do przeprowadzenia badania wykorzystano sygnały PPG występujące w pierwszej i drugiej grupie sygnałów. Dla każdego sygnału PPG dokonano ręcznego wyznaczenia fragmentów sygnału, które uznano za błędne. Ponieważ zakłócenia występują tylko w drugiej grupie sygnałów, to tylko ta grupa zawiera wspomniane błędne fragmenty. Następnie porównano ocenione fragmenty sygnału przez blok oceny jakości z ocenami nadanymi ręcznie. Wykrywalność nieprawidłowych fragmentów, występujących w drugiej grupie sygnałów przedstawiono na rys. 9.1.

Subiektywnie wyznaczone nieprawidłowe fragmenty sygnału PPG, w znaczącej większości są wykrywane przez blok oceny jakości sygnału i uzyskują ocenę *Bad* lub *Warning*. Na podstawie uzyskanych wyników przeprowadzonego badania, wartość średnia wykrywalności błędnych fragmentów przy pomocy oceny *Bad* wynosiła 75,91 %. Z kolei procent wszystkich błędnych fragmentów sygnału PPG, wykryty poprzez uzyskanie oceny *Warning* wynosił: 19,31 %. Zatem przy pomocy ocen *Bad* i *Warning* uzyskano wykrywalność błędnych fragmentów na poziomie 95,22 %.



Rys. 9.1. Wykrywalność nieprawidłowych fragmentów sygnału PPG za pomocą oceny Bad i Warning

W drugiej części niniejszego badania, dokonano weryfikacji liczby wykrytych fragmentów sygnału, które otrzymały ocenę *Bad* lub *Warning* w przypadku, gdy wg subiektywnej oceny uznane zostały za fragmenty prawidłowe. „Nadgorliwie” wykryte i ocenione jako *Bad* lub *Warning* fragmenty powodują generowanie fałszywych alarmów. Na rys. 9.2 przedstawiono liczbę błędnie ocenionych prawidłowych fragmentów, które otrzymały ocenę *Bad* lub *Warning* dla obydwu grup sygnałów PPG.



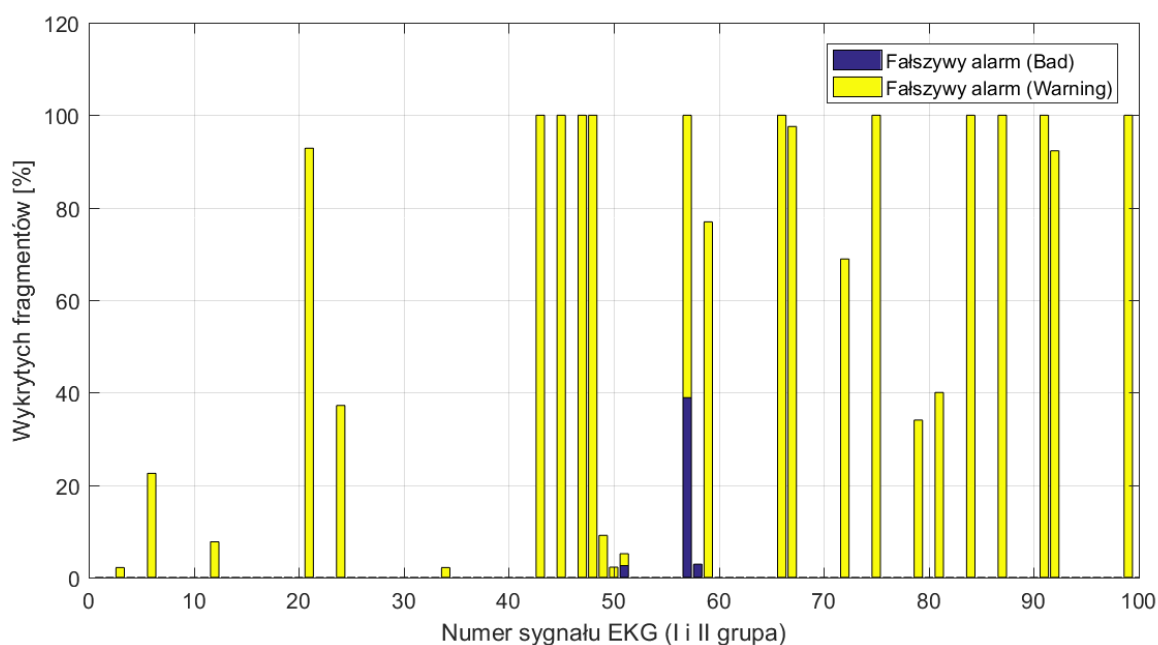
Rys. 9.2. Liczebność błędnie ocenionych prawidłowych fragmentów powodujących generowanie fałszywego alarmu dla I grupy (a) oraz II grupy sygnałów PPG (b)

W znaczącej większości sygnałów PPG występujących w I grupie, procent fałszywych alarmów nie przekraczał 15% wszystkich fragmentów. Natomiast w przypadku sygnałów PPG występujących w II grupie, dla znaczącej większości sygnałów procent fałszywych alarmów nie przekracza 25%.

Uśredniając otrzymane wyniki, procent błędnie wyznaczonych fragmentów sygnałów PPG poprzez nadanie im oceny *Bad* wyniósł: 0,42 % (I grupa) oraz 1,99 % (II grupa). W przypadku nadanej oceny *Warning* liczba błędnych fragmentów sygnału PPG wyniosła: 13,96 % (I grupa) oraz 19,74 % (II grupa) wszystkich prawidłowych fragmentów.

Częstą przyczyną generowania fałszywych alarmów jest niska amplituda sygnałów PPG. Sygnały tego typu choć otrzymały ocenę *Warning*, w wielu przypadkach nie zawierają zakłóceń i mogą zostać uznane przez operatora jako prawidłowe. W analizowanym przypadku, praktycznie każdy sygnał PPG zawierający się w grupie 75 % fałszywych alarmów, charakteryzował się zbyt niską amplitudą, ale akceptowalną jakością. Dlatego wykonano dodatkowe obliczenia średniej wartości procentu generowania fałszywych alarmów w przypadku, gdy do obliczeń nie włączano wyników dotyczących sygnałów o niskiej amplitudzie (sygnałów, dla których procent fałszywych alarmów był powyżej wartości 75 %). Po odrzuceniu tych wartości uzyskano następujące wyniki: 6,81 % (I grupa) oraz 13,49 % (II grupa) fałszywych alarmów.

W przypadku sygnałów EKG, procent generowania fałszywych alarmów dla każdego sygnału występującego w obydwu grupach przedstawiono na rys. 9.3.



Rys. 9.3. Liczebność błędnie ocenionych prawidłowych fragmentów powodujących generowanie fałszywego alarmu obydwu grup sygnałów EKG

Na podstawie uzyskanych wyników średnia wartość procentu występowania fałszywych alarmów wygenerowanych przy pomocy oceny *Bad* i *Warning* wynosiła odpowiednio: 0,44 % oraz 16,49 %. Podobnie jak w przypadku sygnałów PPG, również występuje kilka sygnałów, które otrzymały bardzo wysokie wartości procentu generowania fałszywych alarmów. Również dla tych sygnałów fałszywe alarmy związane były ze zbyt niską amplitudą fragmentów sygnału pomimo, że fragmenty te można było uznać za prawidłowe. W praktycznie każdym przypadku dla sygnałów, które uzyskały wyniki powyżej 75 %, wartość ta spowodowana była zbyt niską amplitudą sygnału. Dokonując ponownego uśrednienia wartości, ale już bez sygnałów, dla których procent fałszywych alarmów był powyżej wartości 75 %, uzyskano wynik 3,37 % liczby wszystkich prawidłowych fragmentów sygnału EKG, które otrzymały ocenę *Warning*.

9.2 Badanie dokładności wyznaczania czasu propagacji fali tętna PAT

W niniejszym badaniu przeprowadzono weryfikację dokładności wyznaczania czasów PAT_R oraz PAT_N uzyskanych na podstawie sygnału EKG i dwóch sygnałów PPG. Chwilowe wartości PAT_R obliczono na podstawie różnicy pomiędzy odpowiednim punktem charakterystycznym sygnału PPG uzyskanym z palca ręki, a występowania maksimum załamka R sygnału EKG w danej ewolucji serca. Natomiast chwilowe wartości PAT_N obliczono na podstawie różnicy pomiędzy odpowiednim punktem charakterystycznym sygnału PPG uzyskanym z palca nogi, a odpowiadającą lokalizacją maksimum załamka R sygnału EKG. Punktami charakterystycznymi sygnałów PPG, biorącymi udział w badaniu były: maksimum I pochodnej oraz maksimum II pochodnej. Jeżeli lokalizacja danego punktu charakterystycznego wyznaczonego przy pomocy algorytmu, różniła się od lokalizacji referencyjnej (wyznaczonej ręcznie) o wartość większą niż 15 próbek pomiarowych, to taka lokalizacja została na wstępie odrzucona. Odrzucenie lokalizacji powoduje jednocześnie brak wartości chwilowej czasu PAT, która byłaby obliczona na podstawie odrzuconej lokalizacji. Obliczone za pomocą proponowanego algorytmu wartości chwilowe czasu PAT_R oraz PAT_N następnie porównano z odpowiadającym wartościami PAT_R oraz PAT_N , obliczonymi z ręcznie wyznaczonych lokalizacji. W wyniku porównania uzyskano wektory zawierające wartości bezwzględne różnic, które są jednocześnie wartościami chwilowymi błędów detekcji. Na podstawie uzyskanych wartości bezwzględnych różnic wyznaczono wartość średnią błędów detekcji.

Wartość średnią błędów detekcji wyznaczono dla trzech różnych przypadków. W pierwszym przypadku do obliczenia wartości średnich nie włączano wartości dotyczących fragmentów, które sklasyfikowano jako błędne (bez Ref). W drugim przypadku do obliczeń wartości średnich różnic nie włączano wartości dotyczących fragmentów sklasyfikowanych ręcznie jako błędne oraz tych fragmentów, dla których algorytm przypisał ocenę *Bad* (bez Ref oraz *Bad*). Natomiast w trzecim przypadku do obliczeń wartości średnich nie włączano wartości dotyczących fragmentów, które sklasyfikowano jako błędne oraz tych fragmentów, które otrzymały ocenę *Bad* lub *Warning* (bez Ref, *Bad* oraz *Warning*). Uzyskane wartości średnie błędów wyznaczania czasów PAT_R oraz PAT_N zamieszczono w tabeli 9.1 oraz 9.2.

Tab. 9.1. Średnia wartość błędów wyznaczania czasu PAT_R (w ms), dla sygnałów PPG zmierzonych z palca ręki

Wartość średnia błędów uzyskana z wszystkich wartości chwilowych:	Sygnały niezakłócone		Sygnały zakłócone	
	I pochodna	II pochodna	I pochodna	II pochodna
bez Ref	0,13	0,00	0,36	0,49
bez Ref oraz Bad	0,00	0,00	0,04	0,16
bez Ref, Bad oraz Warning	0,00	0,00	0,00	0,00

Uzyskana wartość średnia błędów dla wszystkich zmierzonych wartości chwilowych PAT_R oraz dla wszystkich analizowanych przypadków nie przekracza wartości 0,5 ms. Wartość błędów maleje praktycznie do zera w przypadku, gdy ocenie poddano fragmenty, które otrzymały ocenę *Good* i tym samym nie zawierają żadnych zakłóceń.

Tab. 9.2. Średnia wartość błędu wyznaczania czasu PAT_N (w ms), dla sygnałów PPG zmierzonych z palca nogi

Wartość średnia błędu uzyskana z wszystkich wartości chwilowych:	Sygnały niezakłócone		Sygnały zakłócone	
	I pochodna	II pochodna	I pochodna	II pochodna
bez Ref	0,19	0,28	1,27	1,08
bez Ref oraz Bad	0,19	0,26	0,78	0,82
bez Ref, Bad oraz Warning	0,02	0,07	0,11	0,00

Wartości średnie błędu wyznaczania czasów PAT_N , wyznaczone z sygnałów PPG uzyskanych z nóg są nieco większe od analogicznych wartości średnich uzyskanych na podstawie sygnałów PPG z rąk. Dla sygnałów niezakłóconych, w najgorszym przypadku obliczona wartość błędu detekcji nie przekraczała wartości 0,3 ms. W przypadku sygnałów PPG zawierających zakłócenie, wartość średnia błędu dla najgorszego przypadku nie przekraczała wartości 1,3 ms. Podobnie jak poprzednio, wartość błędu detekcji jest tym mniejsza im bardziej rygorystycznie odrzucane zostaną lokalizacje, które wg algorytmu mogą zawierać błędne fragmenty sygnału.

Przedstawione w tabelach 9.1 oraz 9.2 wartości średnie błędu są wartościami uśrednionymi z wszystkich wartości chwilowych, występujących we wszystkich analizowanych sygnałach. W dalszej części badania przedstawiono procent wszystkich wartości chwilowych błędu, dla których wartość błędu jest powyżej 0. Dodatkowo obliczono również procent wszystkich wartości PAT , dla których algorytm nie obliczył czasu PAT (wskutek zbyt dużego błędu pomiędzy wyznaczoną przez algorytm lokalizacją, a lokalizacją stanowiącą odniesienie). W tabelach 9.3 oraz 9.4 przedstawiono uzyskane wyniki.

Tab. 9.3. Procent wartości PAT_R dla których wystąpił błąd większy od 0 oraz dla których nie obliczono wartości chwilowej czasu

Wartość średnia błędu uzyskana z wszystkich wartości chwilowych:	Sygnały niezakłócone (błąd > 0 / brak wartości PAT)		Sygnały zakłócone (błąd > 0 / brak wartości PAT)	
	I pochodna	II pochodna	I pochodna	II pochodna
bez Ref	0,05 / 0,00	0,00 / 0,00	0,23 / 1,10	0,35 / 1,04
bez Ref oraz Bad	0,00 / 0,00	0,00 / 0,00	0,06 / 0,65	0,12 / 0,65
bez Ref, Bad oraz Warning	0,00 / 0,00	0,00 / 0,00	0,00 / 0,62	0,00 / 0,62

W przypadku sygnałów niezakłóconych bazujących na sygnale PPG pochodzącym z ręki, wszystkie punkty charakterystyczne zostały wykryte. Dodatkowo, liczba błędnie obliczonych czasów PAT spośród wszystkich wartości wynosiła tylko 0,05 %. Z kolei w przypadku sygnałów zawierających zakłócenia liczba niewyznaczonych wartości PAT w najgorszym przypadku wyniosła nieco ponad 1%. Udział niewyznaczonych wartości PAT dla sygnałów zakłóconych maleje poniżej 1% w przypadku, gdy do obliczeń brane będą tylko wartości uznane przez algorytm jako prawidłowe.

Tab. 9.4. Procent wartości PAT_N dla których wystąpił błąd większy od 0 oraz dla których nie obliczono wartości chwilowej czasu

Wartość średnia błędu uzyskana z wszystkich wartości chwilowych:	Sygnały niezakłócone (błąd > 0 / brak wartości PAT)		Sygnały zakłócone (błąd > 0 / brak wartości PAT)	
	I pochodna	II pochodna	I pochodna	II pochodna
bez Ref	0,47 / 0,00	0,31 / 0,00	2,49 / 1,08	0,91 / 1,13
bez Ref oraz Bad	0,47 / 0,00	0,31 / 0,00	1,86 / 0,70	0,76 / 0,70
bez Ref, Bad oraz Warning	0,07 / 0,00	0,19 / 0,00	0,32 / 0,88	0,00 / 0,88

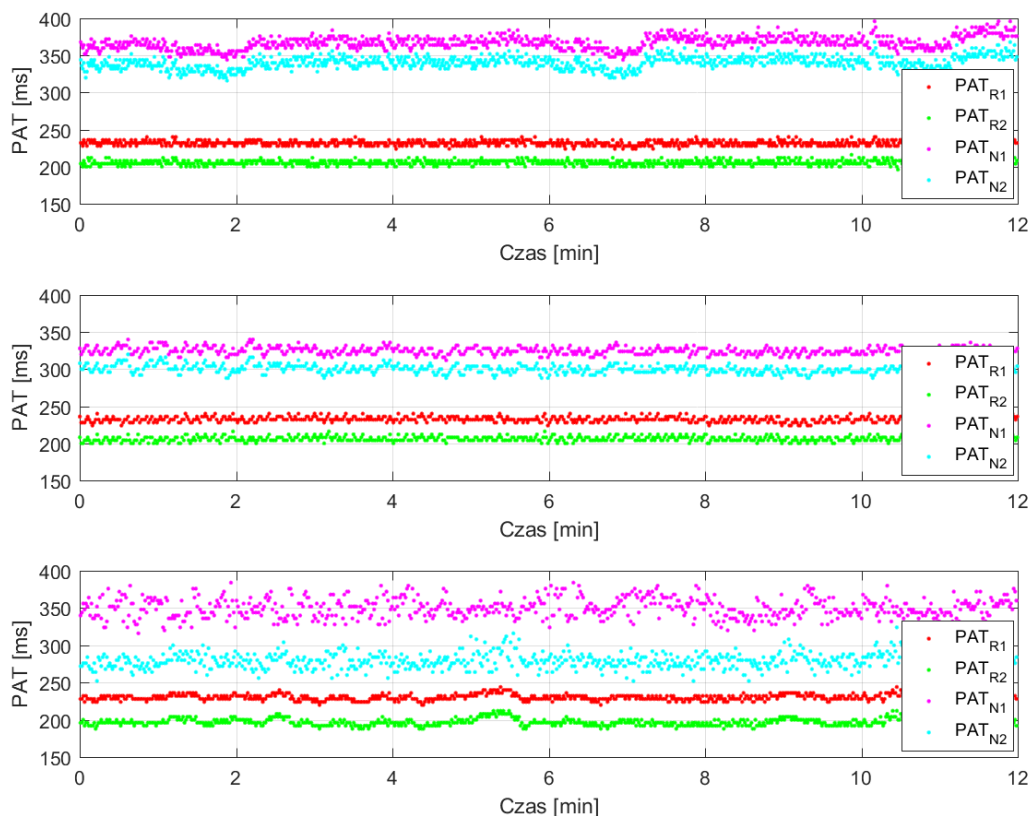
Analizując otrzymane wyniki dla wartości PAT, uzyskanych na podstawie sygnałów PPG pochodzącego z palca nogi, dla sygnałów niezakłóconych wszystkie wartości PAT zostały wyznaczone. Natomiast liczba błędnych wartości PAT jest nieco większa od analogicznych wartości PAT uzyskanych z sygnału PPG zarejestrowanego z palca ręki. W przypadku sygnałów zawierających zakłócenia, w najgorszym przypadku liczba niewyznaczonych wartości PAT jest nieco powyżej 1%. Liczba niewyznaczonych wartości PAT maleje poniżej 1% w przypadku, gdy do analizy nie uwzględniono fragmentów sygnałów z oceną *Bad* i *Warning*. Analizując wartości PAT w zakłóconym sygnale, uzyskanych na podstawie fragmentów, które nie zawierały ręcznie wyznaczonych błędnych fragmentów sygnału, liczba wartości PAT zawierająca błąd nie przekraczała wartości 2,49% (lokalizacja I pochodnej) oraz 0,91% (lokalizacja II pochodnej). Procent liczby błędnie wyznaczonych wartości PAT maleje w przypadku, gdy dodatkowo nie uwzględnia się wartości PAT uzyskanych z fragmentów z oceną *Bad* i *Warning*.

Różnice pomiędzy wartościami błędów uzyskanych z rąk i nóg, mogą wynikać z faktu, że temperatura ciała palców u nóg jest nieco niższa od temperatury ciała palców u rąk. Temperatura ciała związana jest bezpośrednio z ukrwieniem tych kończyn, a to z kolei bezpośrednio przekłada się na jakość mierzonego sygnału.

9.3 Badanie zmienności wartości PAT

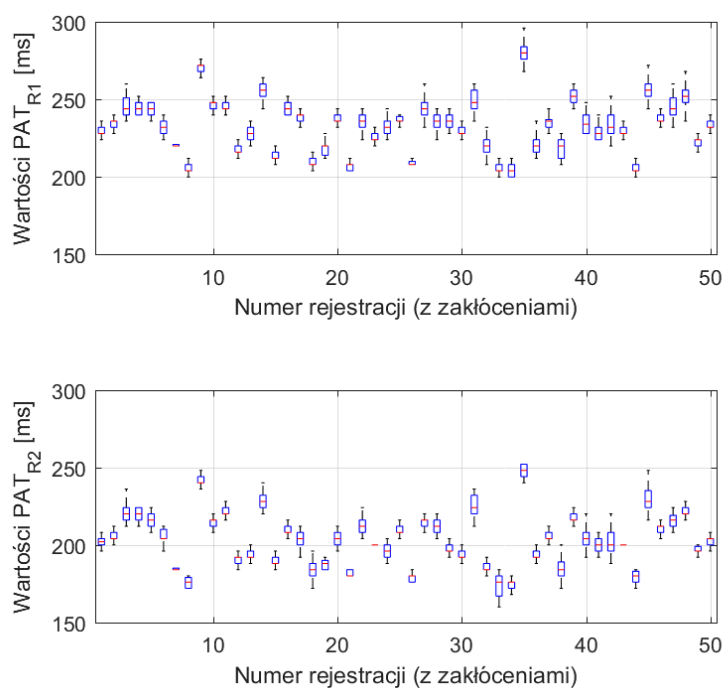
Jak wcześniej przedstawiono, wartościami wyjściowymi *algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna* są chwilowe wartości PAT/PTT, które dotyczą pojedynczej ewolucji serca. W zależności od położenia czujnika pomiarowego PPG (np. palec ręki, palec nogi) oraz wybranego punktu charakterystycznego, uzyskane wartości PAT/PTT mogą się znacząco różnić pomiędzy sobą. Badanie zmienności PAT w czasie wykonano na podstawie sygnału EKG oraz PPG dla dwóch lokalizacji czujnika PPG oraz dwóch typów punktów charakterystycznych. Zatem, PAT_{R1} oraz PAT_{N1} są to wartości wyznaczone na podstawie lokalizacji maksimum załamka R oraz maksimum I pochodnej dla sygnału PPG uzyskanego odpowiednio z palca ręki oraz palca nogi. Natomiast PAT_{R2} oraz PAT_{N2} są to wartości uzyskane z na podstawie lokalizacji maksimum załamka R oraz maksimum II pochodnej dla sygnału PPG również uzyskanego z palca ręki oraz palca nogi. Na rys. 9.4 przedstawiono przykładowe wartości PAT w czasie 12 minut rejestracji dla trzech osób w wieku 21, 50, 78 lat.

Na podstawie uzyskanych przebiegów można zauważyć zmienność chwilowych wartości PAT. Ponadto dostrzegalna jest różnica pomiędzy wartościami PAT uzyskanymi z palca ręki oraz palca nogi dla danej osoby. Dostrzegalne są również różnice pomiędzy wartościami średnimi PAT dla badanych osób co, bezpośrednio związane jest z ogólną kondycją układu krążenia danej osoby.



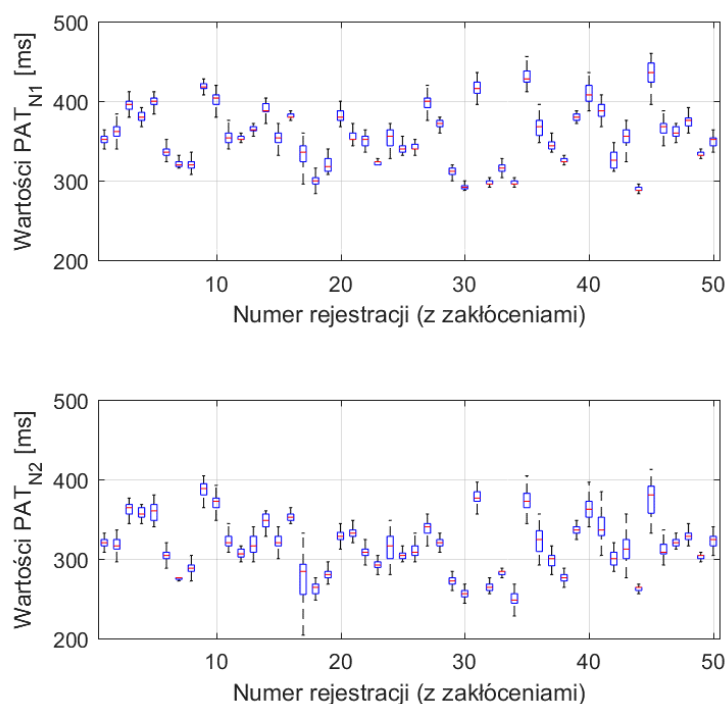
Rys. 9.4. Wartość opóźnienia PAT dla różnych punktów charakterystycznych dla osoby w wieku 21 lat (a), 50 lat (b) oraz 78 lat (c)

W badaniu zmienności czasu PAT wyznaczono również ogólną zmienność PAT podczas całej rejestracji. Uzyskane wyniki przedstawiono w postaci wykresu pudełkowego na rys. 9.5 oraz 9.6. Na wykresach pudełkowych linią czerwoną zaznaczono medianę. Ramka definiuje granice kwantylu rzędu 0,25 i 0,75, natomiast wąsy zaznaczone linią przerywaną oznaczają wartości minimalne oraz maksymalne.



Rys. 9.5. Wartości PAT_{R1} oraz PAT_{R2} dla 50 badanych osób

Na podstawie uzyskanych wyników dostrzegalne są duże różnice pomiędzy uzyskanymi wartościami środkowymi (medianami). Widoczne są również różnice w wartości skupienia wyników oraz odstępach pomiędzy wartością minimalną a wartością maksymalną PAT w danym przebiegu co charakteryzuje zmienność czasu PAT. Z uwagi na zastosowanie dwóch typów punktów charakterystycznych (maksimum I oraz II pochodnej) widoczne jest także przesunięcie w wartości PAT, lecz rozkład „pudełek” jest praktycznie taki sam.



Rys. 9.6. Wartości PAT_{N1} oraz PAT_{N2} dla 50 badanych osób

W przypadku wartości PAT, wyznaczonych na podstawie sygnałów z palca nogi, można zaobserwować niewielki wzrost wartości skupienia wyników. Dodatkowo w niektórych rejestracjach zaobserwowano zwiększenie odstępów pomiędzy wartością minimalną a maksymalną. Analizując wszystkie wartości PAT wyznaczone na podstawie sygnałów uzyskanych z rąk i nóg można zaobserwować zbieżność wartości PAT. Należy jeszcze wspomnieć, że zarejestrowane sygnały pozyskano od osób o różnym wieku, wzroście oraz stanu układu sercowo-naczyniowego.

9.4 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale przedstawiono wyniki badań eksploatacyjnych zaproponowanej metody. W pierwszym badaniu sprawdzono poprawność działania bloku oceniającego fragmenty sygnału EKG i PPG. Przy pomocy oceny *Bad* lub *Warning* algorytm wskazuje fragmenty sygnału, które nie osiągnęły progu prawidłowej jakości. Na podstawie uzyskanych wyników, 75,91 % błędnych fragmentów zostało ocenionych przez algorytm jako fragmenty z oceną *Bad*, z kolei 19,31 % fragmentów algorytm ocenił jako fragmenty z oceną *Warning*. Łącznie ok. 95,22 % wszystkich błędnych fragmentów występujących w analizowanych sygnałach zostało sklasyfikowanych przez algorytm jako fragmenty niespełniające kryteria prawidłowych. Zatem nieco ponad 4 % błędnych fragmentów nie zostało poprawnie ocenionych przez algorytm. Wartość średnia procentu fałszywych alarmów, który objawia się poprzez sklasyfikowanie przez algorytm prawidłowych fragmentów jako *Bad* lub *Warning*, dla sygnałów zakłóconych nie przekraczała wartości 2 % (dla oceny *Bad*) oraz wartości 20 % (dla oceny *Warning*). Z kolei w przypadku sygnałów niezakłóconych wartość średnia procentu fałszywych alarmów wynosiła 0,42 % (dla oceny *Bad*) oraz 13,96 % (dla oceny *Warning*). W przypadku sygnałów EKG uzyskany średni

procent fałszywych alarmów wyniósł 0,44 % oraz 16,49 % odpowiednio dla fragmentów z oceną *Bad* i *Warning*. Wynik dotyczący oceny *Warning* ulega poprawie do wartości 3,37 % w przypadku, gdy odrzucone zostaną sygnały o zbyt niskiej amplitudzie.

W kolejnej części badań poddano ocenie dokładność wyznaczania czasów propagacji fali tętna uzyskiwanej na podstawie sygnału PPG zmierzonego z palca ręki (czasy PAT_R) oraz z palca nogi (czasy PAT_N). Badanie dokładności wyznaczania czasów PAT wykonano dla trzech przypadków. W badaniu tym obliczono wartość średnią błędów uzyskaną z wszystkich wartości chwilowych z wyłączeniem: wartości Ref (pierwszy przypadek); Ref oraz Bad (drugi przypadek); Ref, Bad oraz Warning (trzeci przypadek). W najgorszym przypadku, w którym odrzucono najmniej wartości uzyskanych z błędnych fragmentów sygnału, średnia wartość błędów detekcji wyniosła 1,27 ms. Wartość błędów ulega znaczącej poprawie (w niektórych przypadkach maleje do 0), w sytuacji nieanalizowania wartości uzyskanych po odrzuceniu kolejnych nieprawidłowych fragmentów. W przypadku sygnałów niezakłóconych procent błędnie wyznaczonych czasów PAT nie przekraczał wartości 0,47 % wszystkich PAT. Dodatkowo, dla sygnałów niezakłóconych algorytm wyznaczył wszystkie poszukiwane czasy PAT. Z kolei w przypadku sygnałów zawierających zakłócenia, procent błędnie wyznaczonych czasów PAT, w najgorszym przypadku wyniósł wartość 2,49 %. Wartość ta ulega znaczącej poprawie do wartości 0,32 % (I pochodna) oraz 0 % (II pochodna) w przypadku, gdy analizie poddane zostaną tylko czasy uzyskane na podstawie prawidłowych fragmentów sygnału EKG i PPG. Badanie zmienności czasu PAT podczas 12-minutowej rejestracji pokazało, że mogą wystąpić chwilowe zmiany PAT w różnym zakresie. Zakres tych zmian może być przydatny w diagnostyce chorób układu sercowo-naczyniowego.

PODSUMOWANIE

W niniejszej rozprawie przedstawiono problematykę pomiaru czasu propagacji fali tętna realizowanego w sposób ciągły i z uwzględnieniem naturalnych zakłóceń. Pomiar tego czasu pozwala uzyskać informacje o aktualnej kondycji naczyń krwionośnych, która może być predyktorem chorób układu krążenia. Zgodnie z celem rozprawy opracowano metodę synchronicznego pomiaru i przetwarzania sygnału elektrokardiograficznego i fotopletyzmoğraficznego, na podstawie których obliczane są chwilowe wartości czasu propagacji fali tętna. Zaproponowany w rozprawie algorytm zaimplementowano w środowisku MATLAB. Występujące w algorytmie bloki przetwarzania pozwalają na rozdzielenie poszczególnych zadań na dedykowane urządzenia elektroniczne lub ich implementację w zrównoleglonych strukturach przetwarzania danych, np. w celu poprawy szybkości działania. Istotną cechą opracowanych metod przetwarzania jest możliwość bieżącego (z opóźnieniem tylko 10 s) obliczania czasu propagacji fali tętna oraz bieżąca ocena i klasyfikacja jakości mierzonych sygnałów. W przypadku występowania naturalnych zakłóceń w najgorszym przypadku uzyskano błąd pomiaru czasu mniejszy niż 1,27 ms. Rezultaty przeprowadzonych badań potwierdzają postawioną we wprowadzeniu tezę, iż ***możliwe jest wyznaczenie zmienności czasu propagacji fali tętna z dokładnością wystarczającą do współczesnych zastosowań w medycznej aparaturze diagnostycznej, z wykorzystaniem sygnałów elektrokardiograficznych i fotopletyzmoğraficznych rejestrowanych w typowych warunkach.***

Ważnym elementem pracy był przegląd literatury, w ramach którego zaprezentowano główne trendy w dziedzinie pomiaru czasu propagacji fali tętna oraz zaprezentowano wybrane rozwiązania komercyjne. Duże zainteresowanie tematyką pomiaru czasu propagacji fali tętna pokazuje duża liczba publikacji, która świadczy o aktualności zagadnienia, a znaczący problem zdrowia publicznego świadczy o konieczności poszukiwania coraz lepszych metod pomiaru czasu propagacji fali tętna oraz zmienności tego czasu.

Należy zauważyć, że większość proponowanych przez innych autorów metod wyznaczania czasu propagacji fali tętna pozwala na wyznaczanie tego czasu dla sygnałów już zarejestrowanych. Zatem uzyskanie informacji o wartości tego czasu możliwe jest dopiero po wykonaniu rejestracji, a następnie późniejszego poddania zarejestrowanych sygnałów na wejście algorytmu przetwarzania. Kolejnym istotnym faktem, który należy wskazać jest często brak dodatkowych mechanizmów oceny jakości rejestrowanych sygnałów. Jest to bardzo niekorzystne, ponieważ poprawność wyznaczania czasu propagacji fali tętna bardzo zależy od jakości rejestrowanych sygnałów. Brak informacji zwrotnej (dostępnej w trakcie pomiaru) o jakości sygnału może spowodować, że długotrwałe rejestracje mogą zawierać sygnały, które nie pozwalają na prawidłowe wyznaczenie poszukiwanych chwilowych wartości czasów propagacji fali tętna.

Kolejnym zagadnieniem o którym należy wspomnieć jest dokładność proponowanych przez innych autorów metod wyznaczania czasu propagacji fali tętna. Bardzo wiele publikacji bazuje na sygnałach, które zostały zarejestrowane w ramach badania danego algorytmu. Niestety dostęp do tych sygnałów w celu oceny porównawczej jest praktycznie niemożliwy, gdyż często te sygnały nie są udostępniane lub zostały zarejestrowane w innych warunkach.

Opracowana metoda ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna w warunkach naturalnych zakłóceń implementuje autorski algorytm, składający się z kilku bloków przetwarzania. Jak wspomniano we wstępie, do kluczowych bloków przetwarzania zalicza się blok akwizycji oraz filtracji sygnałów, bloki realizujące dwa niezależne i odmienne algorytmy wyznaczania punktów charakterystycznych, blok oceny jakości sygnałów oraz blok wyznaczania docelowych czasów PAT i PTT, jak również zmienności tych czasów.

Występujące dwa niezależne tory detekcji punktów charakterystycznych sygnałów, bloki oceny jakości sygnału EKG i PPG z wewnętrznymi procedurami testowymi czynią „gęste sito” oceniające jakość rejestrowanych sygnałów. Jeżeli rejestrowane sygnały uzyskują ocenę *Good* to można uznać z bardzo dużą wiarygodnością, że zarejestrowane sygnały nie zawierają zakłóceń oraz wyznaczone na ich podstawie wartości chwilowe czasu propagacji fali tętna są prawidłowe.

Podczas realizacji pracy praktycznie na każdym etapie projektowania *algorytmu obliczania czasu propagacji fali tętna* przeprowadzano badania testowe w celu znalezienia optymalnych procedur przetwarzania, które pozwalają najlepiej wyznaczać chwilowe wartości czasu propagacji fali tętna oraz najdokładniej określać jakość przetwarzanych sygnałów.

Przeprowadzone badania eksploatacyjne pokazały, że błąd obliczania czasów propagacji fali tętna PAT dla sygnałów niezakłóconych z rąk nie przekracza 0,13 ms, natomiast dla sygnałów zawierających zakłócenia wartość tego błędu nie przekraczała 0,49 ms. W przypadku pomiaru czasu propagacji fali tętna PAT obliczonego na podstawie sygnału PPG uzyskanego z nóg, błąd nie przekraczał 0,28 ms (sygnały niezakłócone) oraz 1,27 ms (sygnały zakłócone). Błąd detekcji znacząco maleje w przypadku, gdy nie uwzględnia się wartości PAT uzyskanych z fragmentów z oceną *Bad* lub *Bad* i *Warning*. W takim przypadku, gdy rejestrowany sygnał EKG i PPG nie otrzymuje oceny *Bad* lub *Warning*, błąd wyznaczania czasu propagacji fali tętna praktycznie maleje do zera.

Skuteczność zaproponowanej metody ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna potwierdzają również badania eksploatacyjne, mające na celu określenie udziału procentowego liczby błędnie obliczonych wartości PAT (błąd większy od 0 oraz brak wyniku). Dla sygnałów zarejestrowanych z udziałem rąk, maksymalny udział błędnie obliczonych wartości PAT wyniósł 0,05 % (dla sygnałów niezakłóconych) oraz 1,39 % (dla sygnałów zakłóconych). W analogicznym badaniu, dla

którego sygnał PPG uzyskano z nóg, maksymalny procent błędnie obliczonych wartości PAT wyniósł 0,47 % (dla sygnałów niezakłóconych) oraz 3,57 % (dla sygnałów zawierających zakłócenia). Podobnie jak w przypadku badania weryfikującego dokładność obliczania czasów PAT, wartość udziału błędnie obliczonych czasów na tle wszystkich wartości znacząco maleje, jeżeli nie będą uwzględnione fragmenty z oceną *Bad* lub *Bad* i *Warning*.

Oдноśnie skuteczności wykrywania niepoprawnych fragmentów przy pomocy algorytmu oceny jakości sygnału, na podstawie przeprowadzonych badań eksploatacyjnych, uzyskano skuteczność detekcji błędnych fragmentów przy pomocy oceny *Bad* na poziomie 75,91 % oraz *Warning* na poziomie 19,31 % co łącznie daje wartość 95,22 % wykrytych nieprawidłowych fragmentów w sygnale PPG. Oprócz wykrytych fragmentów algorytm oceny jakości sygnału może wygenerować fałszywy alarm. W przypadku sygnału PPG, uzyskana wartość średnia fałszywych alarmów poprzez nadanie oceny *Bad* nie przekraczała wartości 2 %. Z kolei wartość średnia wszystkich fałszywych alarmów wygenerowanych poprzez nieprawidłowe nadanie oceny *Warning*, nie przekraczała wartości 20 %.

Badania eksploatacyjne potwierdzają prawidłowe działanie opracowanej metody oraz zawartego w niej dodatkowego algorytmu oceny jakości sygnałów EKG i PPG.

Do najważniejszych osiągnięć autora przedstawionych w niniejszej rozprawie zaliczyć można:

- opracowanie dwóch niezależnych metod wyznaczania punktów charakterystycznych w sygnałach EKG i PPG, które pracują w czasie rzeczywistym (stałe opóźnienie tylko 10 s);
- opracowanie metody oceny jakości sygnałów z wbudowanymi procedurami testowymi, umożliwiającej w czasie rzeczywistym uzyskanie wyniku oceny analizowanych sygnałów EKG i PPG;
- opracowanie metody transmisji danych pomiędzy urządzeniem pomiarowym a urządzeniem przetwarzającym dane;
- opracowanie oprogramowania komputerowego do wizualizacji i rejestracji sygnałów w czasie rzeczywistym

Opracowana metoda ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna może zostać jeszcze udoskonalona. Jedną z modyfikacji może być zmiana lokalnych wartości oraz szerokości dynamicznego progu separującego stosowanego w obydwu algorytmach detekcji punktów charakterystycznych. Dodatkowo, można zmodyfikować wartości progów decyzyjnych występujących w procedurach testowych bloku oceny jakości sygnału, celem zwiększenia poprawności przyznawania ocen. Można też wprowadzić indywidualny blok filtracji, dedykowany tylko dla sygnałów już zarejestrowanych (offline), implementujący transformację falkową w celu detekcji określonych typów zakłóceń sygnału np. zakłóceń MA. Kolejnym usprawnieniem może być tworzenie indywidualnych wzorców sygnału PPG, które są synchronizowane dokładnie w punkcie I i II pochodnej. Innym usprawnieniem może być blok decyzyjny, który na podstawie uzyskanej jakości sygnału EKG lub PPG, pozwoli na dynamiczne włączanie lub wyłączenie drugiego równoległego działającego algorytmu detekcji punktów charakterystycznych sygnałów. Jeszcze innym usprawnieniem może być zwiększenie odporności bloku wyznaczającego średni czas powtarzania sygnału EKG i PPG, w sytuacji gdy w sygnałach tych mogą występować znaczące zakłócenia.

Podsumowując można stwierdzić, że postawiona na wstępie teza została udowodniona, a założony cel osiągnięty. Przedstawione w pracy wyniki, w znaczącej liczbie zostały opublikowane oraz zaprezentowane na konferencjach naukowych.

LITERATURA

- [1] M. Cierniak-Piotrowska, G. Marciniak, J. Stańczak, *Statystyka zgonów i umieralności z powodu chorób układu krążenia*, Główny Urząd Statystyczny, 2016
- [2] World Health Organization. *Global Health Estimates: Deaths by Cause, Age, Sex and Country, 2000-2012*. Geneva, WHO, 2014.
- [3] World Health Organization. *Projections of mortality and causes of death, 2015 and 2030* (http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/projections/en/, http://www.who.int/gho/ncd/mortality_morbidity/en/, accessed 4 November 2014).
- [4] Mathers CD, Loncar D *projections of global mortality and burden of disease 2002–2030*. *PLoS Med.* 2006;3(11):e442. doi:10.1371/journal.pmed.0030442
- [5] World Health Organization. (2014). *Global status report on noncommunicable diseases 2014*. World Health Organization. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/148114>
- [6] *Cardiovascular diseases (CVDs)*, WHO, 17 May 2017, https://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/

- [7] T. Willum - Hansen, J.A. Staessen, C. Torp Pedersen, S. Rasmussen, L. Thijs, H. Ibsen, J. Jeppesen, Prognostic value of aortic pulse wave velocity as index of arterial stiffness in the general population, *Circulation*, vol. 113, pp. 664–670, 2006
- [8] C. Fortier, F. Mac-Way, S. Desmeules, K. Marquis, S.A. De Serres, M. Lebel, P. Boutouyrie, M. Agharazii, Aortic-brachial stiffness mismatch and mortality in dialysis population. *Hypertension*, vol. 65, pp. 378–384, 2015
- [9] W. F. Ganong: *Fizjologia*. PZWL, Warszawa, 2005
- [10] Daniel E. Becker, *Fundamentals of Electrocardiography Interpretation*, 2006
- [11] Garibyan L, Lilly L.S.: *The electrocardiogram*. [w:] L.S. Lilly (red.) *Pathophysiology of Heart Disease, A Collaborative Project of Medical Students and Faculty*, 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2006, 80–117
- [12] W. F. Ganong: *Podstawy fizjologii lekarskiej*. PZWL, Warszawa 1994
- [13] R. Mukkamala, J.-O. Hahn, O. T. Inan, L. K. Mestha, C.-S. Kim, H. Töreyn, et al., "Toward ubiquitous blood pressure monitoring via pulse transit time: theory and practice," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, pp. 1879-1901, 2015.
- [14] W. W. Nichols et al., *McDonald's Blood Flow in Arteries. Theoretical, Experimental, and Clinical Principles*. London, U.K.: Hodder Arnold, 2011
- [15] G. Małek: *Ultrasonografia Dopplerowska. Zastosowania kliniczne*, vol. 1, Medipage, Warszawa 2003.
- [16] S. Jeka, P. Żuchowski, R. Wojciechowski, E. Sokólska, M. Dura „Ultrasonografia dopplerowska i jej zastosowanie w reumatologii”, 2012
- [17] D. Halliday, R. Resnick, J. Walker: *Podstawy fizyki*, vol. 2, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2003, s. 173-177.
- [18] Satomura S, Matsubara S, Yoshioka M. A new method of mechanical vibration measurement and its application. *Mem Inst Sci Ind Res Osaka Univ.* 1956;13:125.
- [19] Wang, Z., Yang, Y., Yuan, L., Liu, J., Duan, Y., & Cao, T. (2015). Noninvasive method for measuring local pulse wave velocity by dual pulse wave Doppler. *In vitro and in vivo studies*. *PLoS One*, 10, 0120482.
- [20] Janusz Tyloch „Ultrasonografia dopplerowska, czyli co wspólnego mają kolorowe gwiazdy ze współczesną ultrasonografią” *Przegląd Urologiczny*, 2006/2 (36)
- [21] Wen-Yih Isaac Tseng, Mao-Yuan Marine Su, Yao-Hui Elton Tseng, *Introduction to Cardiovascular Magnetic Resonance: Technical Principles and Clinical Applications*
- [22] P. Pęczkowski, *Podstawy fizyczne i historia obrazowania metodą rezonansu magnetycznego*, 2012
- [23] Effects of inaccuracies in arterial path length measurement on differences in MRI and tonometry measured pulse wave velocity, 2017
- [24] van der Meer, R. W., Diamant, M., Westenberg, J. J. M., Doornbos, J., Bax, J. J., de Roos, A., & Lamb, H. J. (2007). Magnetic resonance assessment of aortic pulse wave velocity, aortic distensibility, and cardiac function in uncomplicated type 2 diabetes mellitus. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 9, 645–651.
- [25] Ibrahim, E.-S. H., Johnson, K. R., Miller, A. B., Shaffer, J. M., & White, R. D. (2010). Measuring aortic pulse wave velocity using high-field cardiovascular magnetic resonance: Comparison of techniques. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 12, 1–26.

- [26] Dilpreet Buxi, Jean-Michel Redouté and Mehmet Rasit Yuce, A survey on signals and systems in ambulatory blood pressure monitoring using pulse transit time, 2015
- [27] P. Augustyniak, *Elektrokardiografia dla Informatyka – praktyka*, Kraków 2011
- [28] Rangayyan RM., Lehner RJ., *Phonocardiogram signal analysis: a review*, 1987
- [29] Van De Water JM, Miller TW, Vogel RL, et al. Impedance cardiography: the next vital signtechnology? *Chest* 2003;123:2028–2033.
- [30] Inan OT, Migeotte PF, Park KS, Etemadi M, Tavakolian K, Casanella R, Zanetti J, Tank J, Funtova I, Prisk GK, Di Rienzo M. Ballistocardiography and seismocardiography: a review of recent advances. *IEEE J Biomed Health Inform.* 2015 doi: 10.1109/JBHI.2014.2361732.
- [31] J. Allen, *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,*” *Physiol. Meas.*, vol. 28, pp. R1–R39, 2007.
- [32] Sun, Y.; Thakor, N. *Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging.* *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2016, 63, 463–477
- [33] Yu Sun, Sijung Hu, Vicente Azorin-Peris, Stephen Greenwald, Jonathon Chambers, and Yisheng Zhu, *Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise*, 2011
- [34] Guangfei Zhang, Caifeng Shan, Ihor Kirenko, Xi Long, Ronald M. Aarts, *Hybrid Optical Unobtrusive Blood Pressure Measurements*, 2017
- [35] Babu JP, Jindal GD, Bhuta AC, Parulkar GB, *Impedance plethysmography: basic principles*, 1990, Vol.36, Issue 2, Page : 57-63
- [36] Shing-Hong Liu, Da-Chuan Cheng, Chun-Hung Su, *A Cuffless Blood Pressure Measurement Based on the Impedance Plethysmography Technique*, 2017
- [37] Chandrasekhar A., Joseph J., Sivaprakasam M., *A novel magnetic plethysmograph for non-invasive evaluation of arterial compliance*, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012 doi: 10.1109/EMBC.2012.6346144.
- [38] Dilpreet Buxi, Jean-Michel Redout, Mehmet Rasit Yuce, *Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time From Bioimpedance and Continuous Wave Radar*, 2017
- [39] Chung-Min Wu, Shih-Chung Chen, Yeou-Jiunn Chen, *A multiple bio-signal measurement analysis and warning system for the long-term health care of severe disabled*, 2016
- [40] Yurie Obata, Qi J. Ong, J. T. Magruder, Helen Grichkevitch, Dan E. Berkowitz, Daniel Nyhan, Jochen Steppan, Viachaslau Barodka, *Noninvasive Assessment of the Effect of Position and Exercise on Pulse Arrival to Peripheral Vascular Beds in Healthy Volunteers*, 2017
- [41] S Sun, R Bezemer, X Long, J Muehlsteff, R M Aarts, *Systolic blood pressure estimation using PPG and ECG during physical exercise*, 2016
- [42] Mina Yeo, Seokbeen Lim, Gilwon Yoon, *Analysis of Biosignals During Immersion in Computer Games*, 2018
- [43] Zunyi Tang, Toshiyo Tamura, Masaki Sekine, Ming Huang, Wenxi Chen, Masaki Yoshida, Kaoru Sakatani, Hiroshi Kobayashi, Shigehiko Kanaya, *A Chair-Based Unobtrusive Cuffless Blood Pressure Monitoring System Based on Pulse Arrival Time*, 2017
- [44] Qingxue Zhang, Dian Zhou, Xuan Zeng, *Highly wearable cuff-less blood pressure and heart rate monitoring with single-arm electrocardiogram and photoplethysmogram signals*, 2017

- [45] Qingxue Zhang, Xuan Zeng, Wenchuang Hu, Dian Zhou, A Machine Learning-Empowered System for Long-Term Motion-Tolerant Wearable Monitoring of Blood Pressure and Heart Rate With Ear-ECG/PPG, 2017
- [46] Simi Susan Thomas, Viswam Nathan, Chengzhi Zong, Karthikeyan Soundarapandian, Xiangrong Shi, Roozbeh Jafari, BioWatch: A Noninvasive Wrist-Based Blood Pressure Monitor That Incorporates Training Techniques for Posture and Subject Variability, 2016
- [47] Yali Zheng, Carmen C. Y. Poon, Bryan P. Yan, James Y. W. Lau, Pulse Arrival Time Based Cuff-Less and 24-H Wearable Blood Pressure Monitoring and its Diagnostic Value in Hypertension, 2016
- [48] Germán Fierro, Fernando Silveira, Ricardo Armentano, Central blood pressure monitoring method oriented to wearable devices, 2016
- [49] David Da He, Eric S. Winokur, Charles G. Sodini, An Ear-Worn Vital Signs Monitor, 2015
- [50] Marco Di Rienzo, Emanuele Vaini, Prospero Lombardi, Use of Seismocardiogram for the Beat-to-Beat Assessment of the Pulse Transit Time: a Pilot Study, 2015
- [51] The use of photoplethysmography for assessing hypertension, 2019
- [52] Galland BC, Tan E, Taylor BJ. Pulse transit time and blood pressure changes following auditory-evoked subcortical arousal and waking of infants. *Sleep* 2007;30:891.
- [53] H. C. Pereira, T. Pereira, V. Almeida, E. Borges, E. Figueiras, B. Simoes, J. L. Malaquias, J. M. R. Cardoso, C. M. B. Correia, Characterization of a double probe for local pulse wave velocity assessment, *Physiol. Meas.* 31 (2010) 1449–1465 doi:10.1088/0967-3334/31/11/004
- [54] Trine M. Seeberg, James G. Orr, Hanne Opsahl, Austad, Morten H. Røed, Steffen H. Dalgard, David Houghton, David E. J. Jones, Frode Strisland, A Novel Method for Continuous, Noninvasive, Cuff-Less Measurement of Blood Pressure: Evaluation in Patients With Nonalcoholic Fatty Liver Disease, 2017
- [55] Amirhossein Esmaili, Mohammad Kachuee, Mahdi Shabany, Nonlinear Cuffless Blood Pressure Estimation of Healthy Subjects Using Pulse Transit Time and Arrival Time, 2017
- [56] Ajay K. Verma, Reza Fazel-Rezai, Andrew Blaber, Kouhyar Tavakolian, Pulse Transit Time Extraction from Seismocardiogram and its Relationship with Pulse Pressure, 2015
- [57] Andrew M. Carek, Omer T. Inan, Robust Sensing of Distal Pulse Waveforms on a Modified Weighing Scale for Ubiquitous Pulse Transit Time Measurement, 2017
- [58] P M Nabeel, J Jayaraj, Mohanasankar, Single-source PPG-based local pulse wave velocity measurement: a potential cuffless blood pressure estimation technique, 2017
- [59] In Cheol Jeong, Joseph Finkelstein, Introducing Contactless Blood Pressure Assessment Using a High Speed Video Camera, 2016
- [60] Dangdang Shao, Yuting Yang, Chenbin Liu, Francis Tsow, Hui Yu, and Nongjian Tao, Noncontact Monitoring Breathing Pattern, Exhalation Flow Rate and Pulse Transit Time, 2014
- [61] He Liu, Kamen Ivanov, Yadong Wang, Lei Wang, Toward a Smartphone Application for Estimation of Pulse Transit Time, 2015
- [62] Nabeel P M, Jayaraj Joseph, Mohanasankar Sivaprakasam, A Magnetic Plethysmograph Probe for Local Pulse Wave Velocity Measurement, 2017
- [63] Yingbin Wei, Wencai Huang, Zheng Wei, Jie Zhang, Tong An, Xiulin Wang, Huizhen Xu, Double-path acquisition of pulse wave transit time and heartbeat using selfmixing interferometry, 2017

- [64] S. Casaccia, E. J. Sirevaag, E. J. Richter, J. A. O'Sullivan, L. Scalise, J. W. Rohrbaugh, Features of the non-contact carotid pressure waveform: Cardiac and vascular dynamics during rebreathing, 2016
- [65] Sharath Umesh, Srivani Padma, Shikha Ambastha, Anand Kalegowda, Sundarrajan Asokan, Pulse transit time differential measurement by fiber Bragg grating pulse recorder, 2015
- [66] Jonathan Schächtele, On the Design of Passive Resonant Circuits to Measure Local Pulse Wave Velocity in a Stent, 2016
- [67] O'Rourke, M. F., & Seward, J. B. (2006). Central arterial pressure and arterial pressure pulse: New views entering the second century after Korotkov. *Mayo Clinic Proceedings*, 81, 1057–1068.
- [68] C. Kornbau, K. C. Lee, G. D. Hughes, and M. S. Firstenberg, "Centralline complications," *International Journal of Critical Illness and Injury Science*, vol. 5, no. 3, p. 170178, 2015.
- [69] Salvi P1, Lio G, Labat C, Ricci E, Pannier B, Benetos A., Validation of a new non-invasive portable tonometer for determining arterial pressure wave and pulse wave velocity: the PulsePen device, *J Hypertens*. 2004 Dec;22(12):2285-93.
- [70] Rajzer MW, Wojciechowska W, Klocek M, Palka I, Brzozowska-Kiszka M, Kawecka-Jaszcz K, Comparison of aortic pulse wave velocity measured by three techniques: Complior, SphygmoCor and Arteriograph, *J Hypertens*. 2008 doi: 10.1097/HJH.0b013e32830a4a25.
- [71] P. Boutouyrie et al. 'Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: "establishing normal and reference values"' *European Heart Journal* vol. 31, pp. 2338–2350, 2010
- [72] R. Plonsey and R.C. Barr. *Bioelectricity: a quantitative approach*. Springer Science+Business Media, LLC, 2007.
- [73] M. Gabriel Khan, *Rapid ECG Interpretation*, Third Edition, MD, FRCP (London), FRCP(C), FACP, FACC, 2008. *Therapeutic Lipidology*, edited by Michael H.
- [74] Jaakko Malmivuo and Robert Plonsey. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, USA, 1995.
- [75] Conn NJ, Schwarz KQ, Borkholder DA. Nontraditional electrocardiogram and algorithms for inconspicuous in-home monitoring: comparative study. *JMIR Mhealth Uhealth* 2018 May 28;6(5):e120
- [76] A. Stojanova, S. Koceski, N. Koceska, *Continuous Blood Pressure Monitoring as a Basis for Ambient Assisted Living (AAL) – Review of Methodologies and Devices*, 2019
- [77] G. Han, B. Lin and Z. Xu, *Electrocardiogram signal denoising based on empirical mode decomposition technique: an overview*, 2017
- [78] Czaplicki S., Dąbrowska B., Dąbrowski A. Podokresy skurczu lewej komory. W: Czaplicki S., Dąbrowska B., Dąbrowski A. *Graficzne badanie układu krążenia*. PZWL, Warszawa 1982; 234–241.
- [79] Martin C.E, Shaver J.A., Thompson M.E., Reddy P.S., Leonard J.J. Direct Correlation of External Systolic Time Intervals with Internal Indices of Left Ventricular Function in Man. *Circulation* 1971; XLIV: 419–431.
- [80] David B. Newlin, Relationships of Pulse Transmission Times to Pre-ejection Period and Blood Pressure, *Psychophysiology* 18(3):316-21, 1981, <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1981.tb03042.x>

- [81] Mico Yee Man Wong, Emma Pickwell-MacPherson, Yuan-Ting Zhang, Jack C Y Cheng, The effects of pre-ejection period on post-exercise systolic blood pressure estimation using the pulse arrival time technique, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 111, Issue: 1, pp. 135-144, 2011
- [82] René van Lien, Nienke M.Schutte, Jan H.Meijer, Eco J.C.de Geus, Estimated preejection period (PEP) based on the detection of the R-wave and dZ/dt-min peaks does not adequately reflect the actual PEP across a wide range of laboratory and ambulatory conditions, *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 87, Issue 1, 2013, pp. 60-69, <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.11.001>
- [83] T. Tamura et al., "Wearable photoplethysmographic sensors—Past and present," *Electronics*, vol. 3, pp. 282–302, 2014.
- [84] J. G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2002.
- [85] Current progress of photoplethysmography and SPO 2 for health monitoring, 2019
- [86] K. Li and S. Warren, "A wireless reflectance pulse oximeter with digital baseline control for unfiltered photoplethysmograms," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 6, no. 3, pp. 269–278, Jun. 2012.
- [87] Y. Maeda et al., "Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography," *J. Med. Syst.*, vol. 35, pp. 969–976, 2011.
- [88] K. H. Shelley, "Photoplethysmography: Beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate," *Anesthesia Analgesia*, vol. 105, pp. S31–S36, 2007.
- [89] L. G. Lindberg and P. A. Oberg, "Photoplethysmography. Part 2. Influence of light source wavelength," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 29, pp. 48–54, 1991.
- [90] X.-F. Teng and Y.-T. Zhang, "Theoretical study on the effect of sensor contact force on pulse transit time," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 8, pp. 1490–1498, Aug. 2007.
- [91] *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*, 2018
- [92] Laurent, S., Cockcroft, J., Van Bortel, L., Boutouyrie, P., Giannattasio, C., Hayoz, D., et al. (2006). Expert consensus document on arterial stiffness: Methodological issues and clinical applications. *European Heart Journal*, 27, 2588–2605.
- [93] Darwich, M. A., Langevin, F., & Darwich, K. (2015). Local pulse wave velocity estimation in the carotids using dynamic MR sequences. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 8, 227–236.
- [94] Murgo, J. P., Westerhof, N., Giolma, J. P., & Altobelli, S. A. (1980). Aortic input impedance in normal man: Relationship to pressure wave forms. *Circulation*, 62, 105–116.
- [95] Feng, J.; Huang, Z.; Zhou, C.; Ye, X. Study of continuous blood pressure estimation based on pulse transit time, heart rate and photoplethysmography-derived hemodynamic covariates. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 2018, 41, 403–413.
- [96] Kazanavicius E, Gircys R, Vrubliauskas A and Lugin S 2005 Mathematical methods for determining the foot point of the arterial pulse wave and evaluation of proposed methods *Inf. Technol. Control* 34 29–36
- [97] Hanguang Xiao , Mark Butlin , Isabella Tan, Ahmad Qasem, and Alberto P. Avolio, *Estimation of Pulse Transit Time From Radial Pressure Waveform Alone by Artificial Neural Network*; 2018
- [98] A review of machine learning techniques in photoplethysmography for the non-invasive cuff-less measurement of blood pressure, 2020

- [99] T. Sondej, K. Sieczkowski, A. Dobrowolski, R. Olszewski, Simultaneous multi-site measurement system for the assessment of pulse wave delays.
- [100] Gacek, Adam, Pedrycz, Witold, ECG Signal Processing, Classification and Interpretation, 2012
- [101] An automated ECG signal quality assessment method for unsupervised diagnostic systems, 2017
- [102] A review of methods for the signal quality assessment to improve reliability of heart rate and blood pressures derived parameters
- [103] M. Kania, M. Fereniec, R. Maniewski, Wavelet denoising for multi-lead high resolution ECG signals, *Measur. Sci. Rev.* 7 (Section 2, no. 4) (2007).
- [104] Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals, 2016
- [105] Cannesson, M.; Delannoy, B.; Morand, A.; Rosamel, P.; Attof, Y.; Bastien, O.; Lehot, J.J. Does the pleth variability index indicate the respiratory-induced variation in the plethysmogram and arterial pressure waveforms? *Anesth. Analg.* 2008, 106, 1189–1194.
- [106] Gieraltowski, J.; Ciuchcinski, K.; Grzegorzczak, I.; Kosna, K.; Solinski, M.; Podziemski, P. RS slope detection algorithm for extraction of heart rate from noisy, multimodal recordings. *Physiol. Meas.* 2015, 36, 1743–1761.
- [107] Rankawat, S.A.; Dubey, R. Robust heart rate estimation from multimodal physiological signals using beat signal quality index based majority voting fusion method. *Biomed. Signal Process. Control.* 2017, 33, 201–212.
- [108] Khavas, Z.R.; Asl, B.M. Robust heartbeat detection using multimodal recordings and ECG quality assessment with signal amplitudes dispersion. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2018, 163, 169–182.
- [109] de Moraes Borges, G.; Brusamarello, V. Bayesian fusion of multiple sensors for reliable heart rate detection. In *Proceedings of the IEEE International Instrumentation and Measurement Technology*, Montevideo, Uruguay, 12–15 May 2014; pp. 1310–1313.
- [110] Multiple Physiological Signals Fusion Techniques for Improving Heartbeat Detection: A Review, 2019
- [111] Liu, N.; Cancio, L.; Salinas, J.; Batchinsky, A. Reliable real-time calculation of heart-rate complexity in critically ill patients using multiple noisy waveform sources. *J. Clin. Monit. Comput.* 2014, 28, 123–131.
- [112] Johnson, A.E.; Behar, J.; Andreotti, F.; Clifford, G.D.; Oster, J. R-Peak Estimation using Multimodal Lead Switching. In *Proceedings of the Computing in Cardiology*, Cambridge, MA, USA, 7–10 September 2014; Volume 41, pp. 281–284.
- [113] Mollakazemi, M.J.; Asadi, F.; Ghiasi, S.; Sadati, S.H. Applying Quality Index Criterion for Flexible Multi-Detection of Heartbeat using Features of Multimodal Data. In *Proceedings of the Computing in Cardiology*, Vancouver, BC, Canada, 11–14 September 2016; Volume 43, pp. 1065–1068.
- [114] Pimentel, M.A.; Santos, M.D.; Springer, D.B.; Clifford, G.D. Hidden Semi-Markov Model-Based Heartbeat Detection Using Multimodal Data and Signal Quality Indices. In *Proceedings of the Computing in Cardiology*, Cambridge, MA, USA, 7–10 September 2014; Volume 41, pp. 553–556.
- [115] Jeon, T.; Yu, J.; Pedrycz, W.; Jeon, M.; Lee, B.; Lee, B. Robust detection of heartbeats using association models from blood pressure and EEG signals. *Biomed. Eng. Online* 2016, 15, 1–14.

- [116] Singh, O.; Sunkaria, R.K. Heartbeat detection in multimodal physiological signals using signal quality assessment based on sample entropy. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 2017, 40, 917–923.
- [117] Q. Li and G. Clifford, “Dynamic time warping and machine learning for signal quality assessment of pulsatile signals,” *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 9, pp. 1491–1501, 2012.
- [118] Sun Bin, Wang Chengchao, Chen Xiaohui, Zhang Yongfang, Shao Hanyu, PPG signal motion artifacts correction algorithm based on feature estimation, 2018
- [119] Fischer C, Glos M, Penzel T and Fietze I 2017 Extended algorithm for real-time pulse waveform segmentation and artifact detection in photoplethysmograms *Somnologie* 21 110 – 20
- [120] Marit H. N. van Velzen, Arjo J. Loeve, Sjoerd P. Niehof, Egbert G. Mik, Increasing accuracy of pulse transit time measurements by automated elimination of distorted photoplethysmography waves, 2017
- [121] C. Orphanidou, T. Bonnici, P. Charlton, D. Clifton, D. Vallance, and L. Tarassenko, “Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: Derivation and applications to wireless monitoring,” *IEEE J. Biomed. Health. Informat.*, vol. 19, no. 3, pp. 832–838, May 2015.
- [122] Pimentel, M.A.F.; Santos, M.D.; Springer, D.B.; Clifford, G.D. Heartbeat detection in multimodal physiological data using a hidden semi-Markov model and signal quality indices. *Physiol. Meas.* 2015, 36, 1717–1727
- [123] ECG Noise Reduction with the Use of the Ant Lion Optimizer Algorithm, 2019
- [124] Ji, T.Y.; Lu, Z.; Wu, Q.H.; Ji, Z. Baseline normalisation of ECG signals using empirical mode decomposition and mathematical morphology. *Electron. Lett.* 2008, 44, 82–83
- [125] Kher, R. Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals. *J. Biomed. Eng. Res.* 2019, 3, 1–9.
- [126] Introducing new algorithms for realising an FIR filter with less hardware in order to eliminate power line interference from the ECG signal, 2016
- [127] An optimal filter for short photoplethysmogram signals, 2018
- [128] TROIKA: A General Framework for Heart Rate Monitoring Using Wrist-Type Photoplethysmographic Signals During Intensive Physical Exercise, 2015
- [129] T. Harris and H. Yuan, “Filtering and frequency interpretations of singular spectrum analysis,” *Physica D, Nonlinear Phenomena*, vol. 239, no. 20, pp. 1958–1967, 2010.
- [130] M. E. Davies and C. J. James, “Source separation using single channel ICA,” *Signal Process.*, vol. 87, no. 8, pp. 1819–1832, 2007.
- [131] William Waugh, John Allen, James Wightman, Andrew J. Sims, and Thomas A. W. Beale, Novel Signal Noise Reduction Method through Cluster Analysis, Applied to Photoplethysmography, 2018
- [132] Artifacts in wearable photoplethysmographs during daily life motions and their reduction with least mean square based active noise cancellation method, 2011
- [133] Wei P, Guo R, Zhang J, Zhang YT. A new wristband wearable sensor using adaptive reduction filter to reduce motion artifact. In: *Conf prof IEEE ITAB 2008*; 2008. p. 278–9.
- [134] Ram MR, Madhav KV, Krishna EH, Reddy KN, Reddy KA. On the performance of time varying step-size least mean squares (TVS-LMS) adaptive filter for MA reduction from PPG signals. In: *International conference on communications and signal processing (ICCSP)*; 2011. p. 1–8.

- [135] M. R. Ram et al., "A novel approach for motion artifact reduction in PPG signals based on AS-LMS adaptive filter," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 61, no. 5, pp. 1445–1457, May 2012.
- [136] Park C, Shin H, Lee B. Blockwise PPG enhancement based on time-variant zero-phase harmonic notch filtering. *Sensors (Basel)*. 2017;17(4):860. <https://doi.org/10.3390/s17040860>.
- [137] Rojano JF, Isaza CV. Singular value decomposition of the Time-Frequency distribution of PPG signals for motion artifact reduction. *Int J Signal Process Syst*. 2016;4(6):475–82.
- [138] Couceiro R, Carvalho P, Paiva RP. Detection of motion artifact patterns in photoplethysmographic signals based on time and period domain analysis. *Physiol Meas*. 2014;35:2369–88.
- [139] Lee B, Kee Y, Han J, Yi WJ. Adaptive comb filtering for motion artifact reduction from PPG with a structure of adaptive lattice IIR notch filter. In: *Conference proc. of EMBC2011*; 2011. p. 7937–40
- [140] Zhang Y, Liu B, Zhang Z. Combining ensemble empirical mode decomposition with spectrum subtraction technique for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmography. *Biomed Signal Process Control*. 2015;21:119–25.
- [141] Sun X, Yang P, Li Y, Gao Z, Zhang YT. Robust heart beat detection from photoplethysmography interlaced with motion artifacts based on empirical mode decomposition. In: *Proceedings of the 2012 IEEE-EMBS international conference on biomedical and health informatics (BHI)*; 2012. p. 775–8.
- [142] Yan YS, Poon CC, Zhang YT. Reduction of motion artifact in pulse oximetry by smoothed pseudo Wigner-Ville distribution. *J Neuroeng Rehab*. 2005;2:1–9.
- [143] Foussier J, Teichmann D, Jia J, Misgeld B, Leonhardt S. An adaptive Kalman filter approach for cardiorespiratory signal extraction and fusion of non-contacting sensors. *BMC Med Inf Decis Mak*. 2014;14:37. <https://doi.org/10.1186/1472-6947-14-37>
- [144] Raghuram M, Madhav KV, Krishna EH, Reddy KA. On the performance of wavelets in reducing motion artifacts from photoplethysmographic signals. In: *2010 4th international conference on bioinformatics and biomedical engineering*; 2010. <https://doi.org/10.1109/icbbe.2010.5516291>
- [145] Bai T, Li D, Wang H, Pang Y, Li G, Lin J, Zhou Q, Jeon G. A PPG signal de-noising method based on the DTCWT and the morphological filtering. In: *2016 12th International conference on signal-image technology & Internet-based systems (SITIS)*; 2016. p. 503–6.
- [146] Peng F, Zhang Z, Gou X, Liu H, Wang W. Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter. *Biomed Eng OnLine*. 2014;13:50. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-50>.
- [147] Lee Y-K, Jo J, Lee Y, Shin H-S, Kwon O-W. Particle filter-based noise reduction of PPG signals for robust emotion recognition. In: *Proc. IEEE consumer electronics (ICCE)*; 2012. p. 598–9.
- [148] H. Fukushima, H. Kawanaka, M. S. Bhuiyan, and K. Oguri, "Estimating heart rate using wrist-type photoplethysmography and acceleration sensor while running," in *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2012, pp. 2901–2904.
- [149] B. Lee, J. Han, H. J. Baek, J. H. Shin, K. S. Park, and W. J. Yi, "Improved elimination of motion artifacts from a photoplethysmographic signal using a Kalman smoother with simultaneous accelerometry," *Phys. Meas.*, vol. 31, no. 12, pp. 1585–1603, 2010
- [150] A. Pielmus et al. "Novel computation of pulse transit time from multi-channel PPG signals by wavelet transform" *Current Directions in Biomedical Engineering* 2016

- [151] CardioFAN: open source platform for noninvasive assessment of pulse transit time and pulsatile flow in hyperelastic vascular networks, 2019
- [152] Pulse transit time estimation of aortic pulse wave velocity and blood pressure using machine learning and simulated training data, 2019
- [153] Measurement and Analysis of Local Pulse Transit Time for Emotion Recognition, 2019
- [154] Yingbin Wei, Wencai Huang, Zheng Wei, Jie Zhang, Tong An, Xiulin Wang, Huizhen Xu, Double-path acquisition of pulse wave transit time and heartbeat using selfmixing interferometry, 2017
- [155] Aws Zuhair Sameen, Rosmina Jaafar, Edmond Zahedi, Gan Kok Beng, A Novel Waveform Mirroring Technique For Systolic Blood Pressure Estimation From Anacrotic Photoplethysmogram, Vol. 13, No. 10 (2018) 3252 – 3262
- [156] Efficient QRS complex detection algorithm based on Fast Fourier Transform, 2018
- [157] J. Pan, W.J. Tompkins, A Real-Time QRS Detection Algorithm, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. BME-32, Issue 3, 1985, pp. 230-236, <https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>
- [158] S.S. Kohli, N. Makwana, N. Mishra, B. Sagar, Hilbert transform based adaptive ECG R-peak detection technique, Int. J. Electr. Comput. Eng. 2 (October (5)) (2012) 639–643.
- [159] Simhadri Vadrevu, Student Member, IEEE, and M. Sabarimalai Manikandan, Member, IEEE, A Robust Pulse Onset and Peak Detection Method for Automated PPG Signal Analysis System, IEEE transactions on instrumentation and measurement, vol. 68, no. 3, march 2019
- [160] B. T. R. Ferro, A. R. Aguilera, and R. R. F. de la Vara Prieto, “Automated detection of the onset and systolic peak in the pulse wave using Hilbert transform,” Biomed. Signal Process. Control, vol. 20, pp. 78–84, Jul. 2015.
- [161] STMicroelectronics, STM32F746 Datasheet, DocID027590 Rev 2, 2015
- [162] A. Z. Alkar, M. A. Karaca, „An Internet-Based Interactive Embedded Data-Acquisition System for Real-Time Applications”, IEEE Trans. on Instrum. and Measurement, 2009, Vol. 58, Issue 3, pp. 522-529.
- [163] P. Cao, K. Song, J. Yang, K. Zhang, “A real-time data transmission method based on Linux for physical experimental readout systems”, 2012 18th IEEE-NPSS Real Time Conference (RT), 2012, pp. 1-5.
- [164] K. Różanowski, M. Sawicki, T. Sondej, “Wireless Measurement Modules for Multichannel Drivers Monitoring System”, Przegląd Elektrotechniczny, R. 89, No. 12/2013, pp. 138-141.
- [165] K. Sieczkowski, T. Sondej, A Method for Real-time Data Acquisition Using MATLAB Software, MIXDES, 2016
- [166] MathWorks, <https://www.mathworks.com/>
- [167] RFC3385, <http://www.rfc-editor.org/rfc/rfc3385.txt>.
- [168] K. Sieczkowski, T. Sondej, A. Dobrowolski, R. Olszewski, Projekt systemu zdalnego monitorowania zmian ciśnienia tętniczego krwi, Elektronika, 2017
- [169] Ramirez R., The FFT, Fundamentals and Concepts, Prentice Hall, New Jersey, 1985
- [170] Texas instrument, Programmer’s Guide, 2011
- [171] <https://uk.mathworks.com/help/signal/examples/introduction-to-filter-designer.html>

- [172] Mallat S., A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation, IEEE 1989
- [173] Daubechies I., Ten lectures on wavelets, SIAM, Philadelphia, 1992
- [174] K. Sieczkowski, T. Sondej, A. Dobrowolski, R. Olszewski, „Metoda ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna oparta na analizie sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmograficznego”, XXXII Konferencja Naukowo-Techniczna „Ekomilitaris 2018”
- [175] K. Sieczkowski, A. Dobrowolski, T. Sondej, R. Olszewski; The method for determining a pulse transit time, which is based on simultaneous measurement of ECG and PPG signals, Przegląd Elektrotechniczny, Vol. 95, Issue: 11, November 2019, Pages: 101-104, DOI: 10.15199/48.2019.11.27, JCR B
- [176] M. Malik (Chairman), „Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use”, European Heart Journal, vol. 17, pp. 354–381, 1996
- [177] A. John Camm, L. Fei, “Chronotropic incompetence - Part I: Normal regulation of the heart rate”, Clinical Cardiology, vol. 19, issue 5, pp. 424-428, 1996.
- [178] K. Sieczkowski, T. Sondej, A. Dobrowolski, R. Olszewski, “Autocorrelation algorithm for determining a pulse wave delay”, 2016 Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA2016). DOI:10.1109/SPA.2016.7763635