

doi:10.15199/48.2022.11.39

Wyznaczanie wybranych parametrów sygnału PPG i ocena ich zmienności podczas testu zaciskania pięści

Streszczenie. W pracy opisano metodę do detekcji charakterystycznych punktów w sygnale fotopletyzmo graficznym (tzw. PPG), która bazuje na transformacji CWT. Na podstawie lokalizacji tych punktów obliczane są dla każdej ewolucji serca różne parametry, które przyjęto do opisu fali tętna obwodowego w palcu ręki. Przedstawiono przykładowe wyniki oceny zmienności parametrów wydzielonych z sygnału PPG zarejestrowanego podczas normalnego oddychania oraz testu zaciskania pięści stosowanego do stymulacji układu współczulnego.

Abstract. The paper describes a method for detecting characteristic points in a photoplethysmographic signal (the so-called PPG), which is based on the CWT transform. Based on the location of these points, different parameters are calculated for each evolution of the heart, which were applied to describe the peripheral pulse wave in the finger of the hand. The exemplary assessment results of the variability of parameters that were extracted from the PPG signal recorded during normal breathing and the fist clenching test used to stimulate the sympathetic system are presented. (**Determination of selected parameters of PPG signal and assessment of their variability during the fist clenching test.**)

Słowa kluczowe: fala tętna obwodowego, parametry sygnału PPG, cyfrowe przetwarzanie sygnałów, test zaciskania pięści
Keywords: peripheral pulse wave, PPG signal parameters, digital signal processing, fist clench test.

Wstęp

Fala tętna to fala ciśnieniowa, która powstaje w każdym cyklu pracy serca podczas wyrzutu krwi z lewej komory serca do aorty [1]. Podczas propagacji tej fali ciśnieniowej w układzie tętniczym (od aorty do naczyń włosowatych) następuje odkształcenie elastycznych ścian tętnic. Dzięki rozciągnięciu ścian tętnic o dużej średnicy magazynowa jest pewna objętość krwi, która zapewnia ciągłość przepływu krwi w układzie tętniczym w czasie rozkurczu serca, tj. gdy zastawki aorty są zamknięte.

Na kształt fali tętna mają wpływ przede wszystkim [1]:

- objętość wyrzutowa serca,
- fizyczne właściwości tętnic (głównie elastyczność ścian tętnic)
- zjawisko odbicia pierwotnej fali ciśnieniowej od oporowych naczyń obwodowych.

Zmiany kształtu fali ciśnieniowej podczas propagacji wzdłuż układu tętniczego są wynikiem stopniowego zmniejszania się średnicy tętnic oraz elastyczności ich ścian [2]. Tętnice o małej średnicy cechuje większa sztywność ścian. O kształcie fali tętna decydują także fale odbite od oporowych naczyń obwodowych [3]. Spadek elastyczności ścian tętnic (m. in. postępujący wraz z wiekiem) powoduje zwiększenie prędkości propagacji pierwotnej fali ciśnieniowej i wcześniejszy powrót fali odbitej, która sumując się z falą pierwotną może znacznie podwyższyć wartość ciśnienia krwi w fazie skurczu serca, tj. przed zamknięciem zastawek aorty.

W diagnostyce medycznej proste badanie palpacyjne tętna tętniczego wykorzystuje się powszechnie tylko do wyznaczenia częstości skurczów serca (HR) i wykrywania niemierności rytmu pracy serca. Metodą palpacyjną można także ocenić m. in. elastyczność ścian tętnic jednoimiennych na podstawie stanu napięcia ścian tętnicy oraz określić szybkość tętna, które świadczy o szybkości wypełniania się tętnicy krwią [1]. Badanie takie umożliwia przeprowadzenie oceny jakościowej, a od lekarza wymaga dużego doświadczenia. Obecnie badanie palpacyjne tętna tętniczego polegające na ocenie kilku parametrów cechujących falę tętna nadal odgrywa ważną rolę jedynie w tradycyjnej medycynie chińskiej [4].

Parametry fali tętna przydatne w diagnostyce medycznej można wyznaczyć w obiektywny sposób na podstawie zapisu fali tętna (tzw. sfigmogramu) w postaci cyfrowej.

Do rejestracji fali tętna obwodowego najczęściej wykorzystuje się czujnik fotopletyzmo graficzny (tzw. PPG), który reaguje na zmiany objętości krwi w naczyniu tętniczym zachodzące podczas cyklu pracy serca [5].

Metoda fotopletyzmo graficzna to metoda nieinwazyjna, która polega na oddziaływaniu na warstwę tkanek żywych promieniowaniem monochromatycznym o długości fali z zakresu (600-1200) nm. Czujnik PPG składa się z diody LED pełniącej rolę fotoemitera oraz z fotodetektora do detekcji promieniowania odbitego od warstwy tkanek (tzw. wersja odbiciowa czujnika) lub przechodzącego przez warstwę tkanek (tzw. wersja prześwietleniowa czujnika).

Zazwyczaj czujnik PPG w wersji prześwietleniowej jest wykonany w postaci klipsa, który umieszcza się na palcu ręki, ale w zależności od potrzeby można go także umocować na płaskim uszku lub palcu stopy.

Składowa zmienna sygnału PPG reprezentuje falę tętna obwodowego zmienną dla wybranej lokalizacji czujnika PPG, co często wykorzystuje się do monitorowania fali tętna w trybie on-line [6].

Na podstawie analizy sygnału PPG można wyznaczyć według prac [7-11] np.:

- częstość pracy serca,
 - częstość oddychania (w celu wykrywania bezdechu),
 - parametry do oceny zmienności rytmu zatokowego serca,
 - parametry do oceny sztywności dużych naczyń tętniczych.
- Sygnał PPG jest także wykorzystywany w pomiarach ciśnienia tętniczego krwi metodą „bez mankietu”, która umożliwia monitorowanie ciśnienia skurczowego i rozkurczowego w każdym cyklu pracy serca [12]. W tym celu sygnał PPG jest rejestrowany jednocześnie w dwóch punktach pomiarowych lub wraz z sygnałem EKG, bądź FKG. Opracowano także metodę pomiaru ciśnienia tętniczego krwi, w której wykorzystuje się pojedynczy sygnał PPG [13]. Pomiar stopnia utlenowania krwi bazuje na dwóch sygnałach PPG, które są wynikiem niejednoczesnego oddziaływania na badane naczynie tętnicze promieniowaniem IR oraz promieniowaniem o długości fali znamiennej dla barwy czerwonej.

Izometryczne napinanie mięśni tzw. test zaciskania pięści służy do oceny współczulnej regulacji układu sercowo-naczyniowego [14]. Podczas izometrycznego skurczu mięśni następuje zmiana ciśnienia tętniczego krwi, częstości akcji serca i wydolności serca jako pompy.

Celem podjętych badań jest opracowanie metody do wyznaczania różnych parametrów sygnału PPG i oceny ich zmienności pod wpływem testu zaciskania pięści. W artykule opisano metodę detekcji charakterystycznych punktów sygnału PPG, które stanowią podstawę do określenia wartości parametrów, które przyjęto do opisu fali tętna obwodowego w palcu ręki. Ponadto zaprezentowano przykładowe wyniki wstępnych badań dotyczących oceny zmienności tych parametrów w czasie normalnego oddychania i podczas testu zaciskania pięści.

Stanowisko pomiarowe

Wstępne badania dotyczące wpływu wysiłku izometrycznego (tj. zaciskania pięści) na wybrane parametry sygnału PPG reprezentującego falę tętna obwodowego w palcu ręki przeprowadzono z udziałem kilkunastu osób w różnym wieku.

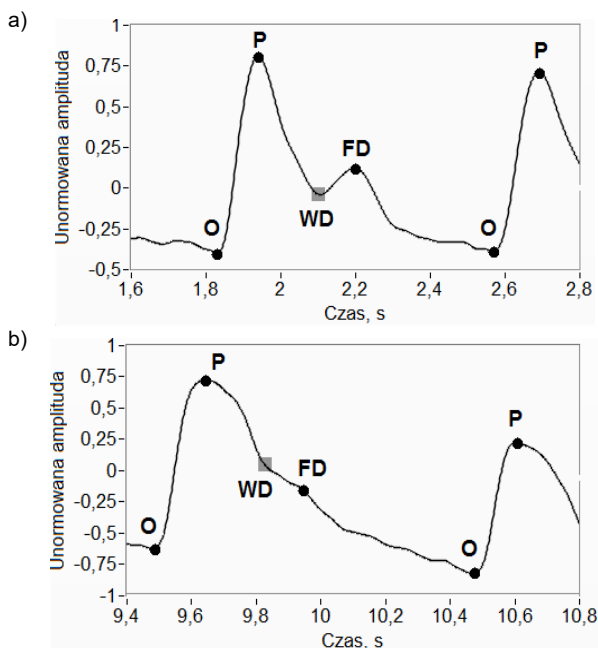
Czujnik PPG w wersji prześwietleniowej (z diodą LED IR) w postaci klipsa umieszczano na palcu wskazującym prawej ręki, a zaciskano lewą pięść. W czasie rejestracji sygnałów PPG zwrócono uwagę, aby badana osoba nie poruszała ręką, na której znajdował się czujnik PPG w celu ograniczenia wpływu artefaktów wywołanych ruchem.

W przypadku zastosowania diody LED emitującej promieniowanie o długości fali z zakresu podczerwieni (IR) rejestrowane zmiany objętości krwi tętnicznej dotyczą przede wszystkim krwi utlenowanej, ponieważ promieniowanie IR jest absorbowane głównie przez hemoglobinę związaną z tlenem. Sygnał wyjściowy z czujnika PPG po odpowiednim wzmacnieniu próbkowano w czasie wykonywania testu z częstotliwością 500 Hz za pomocą modułu do akwizycji danych (z 14-bitowym przetwornikiem A/C).

Dane pomiarowe zapisywano do pliku tekstowego. Przetwarzanie zarejestrowanych sygnałów PPG odbywało się w trybie off-line.

Detekcja charakterystycznych punktów w sygnale PPG

Na rysunku 1 przedstawiono dwa przykładowe sygnały PPG, które zostały zarejestrowane za pomocą czujnika PPG w wersji prześwietleniowej umieszczonego na palcu ręki młodej osoby (o elastycznych ścianach dużych tętnic) oraz osoby w średnim wieku.

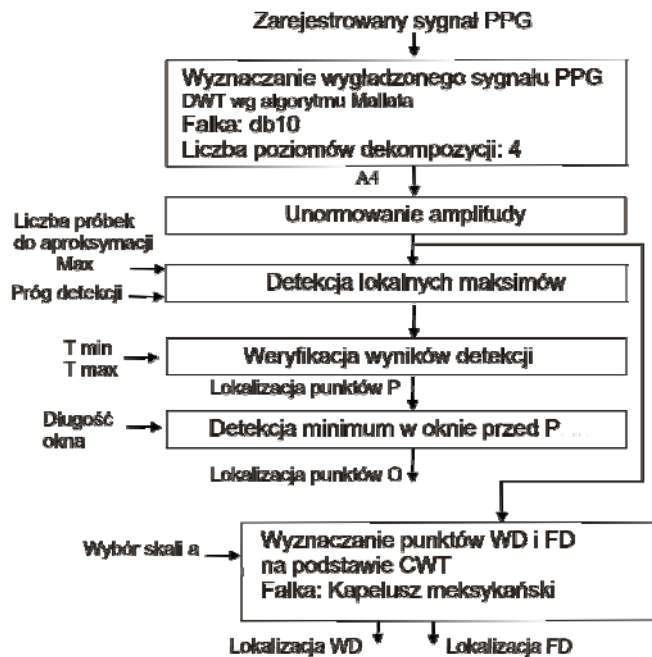


Rys. 1. Charakterystyczne punkty występujące w sygnale PPG a) z „głębokim” wcięciem dykrotycznym – osoba w wieku 24 lat b) z „płytким” wcięciem dykrotycznym – osoba w wieku 43 lat

W każdym cyklu pracy serca w sygnale PPG reprezentującym falę tętna obwodowego wyróżnia się kilka charakterystycznych punktów (rys.1), które odpowiadają [1]:

- chwili powstawania pierwotnej fali ciśnieniowej (O),
- szczytowi pierwotnej fali ciśnieniowej (P),
- zakończeniu fazy skurczu serca, tzw. wcięciu (WD), które jest wynikiem vibracji zastawek aorty podczas ich zamykania,
- szczytowi fali odbitej od naczyń obwodowych, tj. fali dykrotycznej (FD).

Algorytm opracowany do detekcji wymienionych punktów przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Algorytm do detekcji charakterystycznych punktów występujących w sygnale PPG

Zazwyczaj w ramach wstępnego przetwarzania sygnał PPG poddawany jest operacji filtracji w celu ograniczenia wpływu zakłóceń losowych o dużych częstotliwościach, które utrudniają poprawną detekcję wymienionych punktów.

Zamiast tradycyjnego filtra cyfrowego zastosowano wielorozdzielczą dekompozycję sygnału PPG wg algorytmu Mallata za pomocą falki db10 [15]. Empirycznie ustalono, że w przypadku sygnału PPG próbkowanego z częstotliwością 500 Hz składowa A4 (tj. aproksymacja na poziomie dekompozycji 4) może być wykorzystana do detekcji charakterystycznych punktów, ponieważ stanowi dobre przybliżenie wygładzonego sygnału PPG. Ponadto uzyskany w ten sposób wygładzony sygnał nie zawiera zniekształceń towarzyszących tradycyjnej filtracji (będących wynikiem opóźnienia), co pozwala na dokładne badanie różnych relacji czasowych.

Następnie składowa A4 poddawana jest operacji unormowania amplitudy, dzięki czemu próbki tego sygnału przyjmują wartości z przedziału [-1,+1], co znacznie ułatwia detekcję lokalnych maksimów i minimów metodą progowania amplitudy sygnału.

Najpierw ustalana jest lokalizacja czasowa punktów P za pomocą aproksymacji każdego lokalnego maksimum funkcją kwadratową. Parametry funkcji kwadratowej są obliczane na podstawie co najmniej trzech sąsiednich próbek sygnału, których wartości są większe od progu przyjętego do detekcji szczytów P. Wykryte w ten sposób wszystkie lokalne maksima są poddawane weryfikacji w

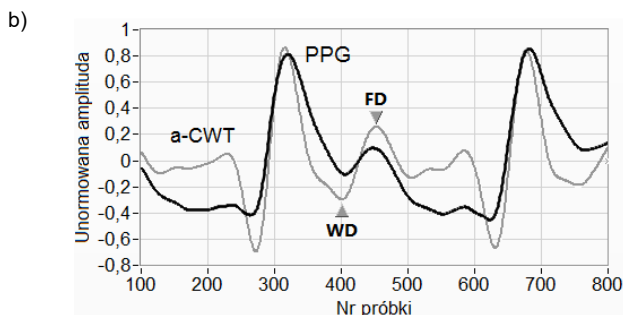
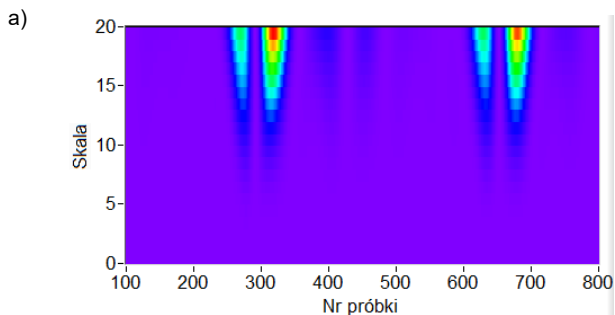
celu odrzucenia tzw. fałszywych szczytów, które leżą zbyt blisko siebie. Jako kryterium weryfikacji przyjęto czas refrakcji, tj. fizjologicznie uwarunkowany minimalny czas trwania cyklu pracy serca.

Następnie w oknie czasowym poprzedzającym szczyt P przeprowadzana jest detekcja punktu O jako początku zbrocza narastającego fali ciśnieniowej, która generowana jest w chwili rozpoczęcia fazy skurczu lewej komory serca.

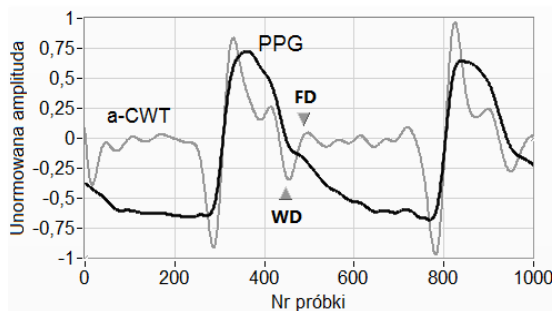
Przyjęto, że odstęp czasu pomiędzy dwoma sąsiednimi punktami O odpowiada czasowi trwania ewolucji serca. Segmentacja quasi-okresowego sygnału PPG wykonywana na podstawie lokalizacji czasowej punktów O umożliwia wydzielenie wszystkich cykli pracy serca.

Tradycyjnie lokalizacja punktów WD i FD występujących w każdym okresie sygnału PPG polega na analizie przebiegów pierwszej i drugiej pochodnej [5]. Przebiegi reprezentujące zarówno falę tętna obwodowego, jak i pierwszą pochodną muszą być odpowiednio wygładzone z uwagi na duży wpływ zakłóceń na wynik obliczania zarówno pierwszej, jak i drugiej pochodnej. Problemem jest także poprawna detekcja punktów WD i FD w przypadku, gdy wcięcie dykrotyczne i fala dykrotyczna są słabo widoczne.

Do detekcji punktów WD i FD zastosowano ciągłą transformatę falkową (CWT) [15]. Przykładowy skalogram uzyskany za pomocą falki o nazwie „kapeluszyk meksykański” prezentuje rysunek 3a.



Rys. 3. a) Skalogram CWT sygnału PPG z „głębokim” wcięciem dykrotycznym b) detekcja punktów WD i FD na podstawie rozwinięcia falkowego dla skali $a=15$



Rys. 4. Detekcja punktów WD i FD w sygnałe PPG ze „słabo widocznym” wcięciem dykrotycznym na podstawie rozwinięcia falkowego dla skali $a=15$

Na podstawie wybranego rozwinięcia falkowego (a -CWT) można dokładnie określić lokalizację punktów WD i FD jako lokalne minimum i następujące po nim maksimum na zboczach opadających krzywej PPG, co ilustrują rysunki 3b, 4. Nawet „bardzo płaskie” wcięcie dykrotyczne (rys.4) jest reprezentowane w wybranym rozwinięciu falkowym jako „głęboka” dolina.

Wybrane parametry sygnału PPG

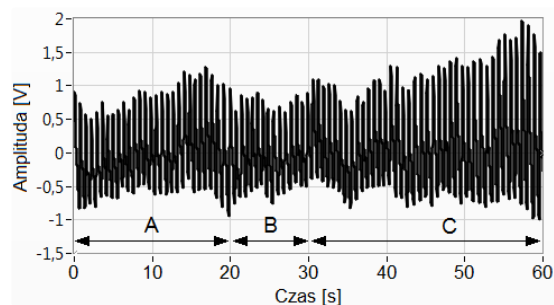
W tabeli 1 podano definicje parametrów, które zostały obliczone dla każdego cyklu pracy serca na podstawie lokalizacji charakterystycznych punktów występujących w sygnale PPG (rys.1).

Tabela 1. Parametry sygnału PPG wyznaczane dla każdej ewolucji serca

Parametry czasowe	
Oznaczenie	Definicja
T [s]	Wartość chwilowa okresu sygnału PPG, która odpowiada cyklowi pracy serca; wyznaczana jako odstęp czasu pomiędzy dwoma sąsiednimi punktami O
T_{sys} [s]	Czas trwania fazy skurczu; wyznaczany jako odstęp czasu pomiędzy punktami O i WD
T_{dias} [s]	Czas trwania fazy rozkurczu; wyznaczany jako odstęp czasu pomiędzy punktami WD i O, który odpowiada początkowi kolejnej ewolucji serca
CT [s]	Czas wyrzutu krwi, tj. czas trwania zbrocza narastającego; wyznaczany jako odcinek czasu pomiędzy punktami O i P
Parametry amplitudowe	
U_{pp} [V]	Wartość międzyszczytowa sygnału PPG
U_{FD}/U_P [%]	Wartość stosunku amplitud w punktach FD i P
Współczynniki do oceny pól powierzchni	
P_{wyrzut}/P_{total} [%]	Wartość stosunku pola powierzchni pod krzywą PPG w czasie CT do pola w czasie trwania ewolucji serca T
P_{sys}/P_{total} [%]	Wartość stosunku pola powierzchni pod krzywą PPG w czasie trwania fazy skurczu T_{sys} do pola w czasie trwania ewolucji serca T
P_{dias}/P_{total} [%]	Wartość stosunku pola powierzchni pod krzywą PPG w czasie trwania fazy rozkurczu T_{dias} do pola w czasie trwania ewolucji serca T
P_{dias}/P_{sys} [%]	Wartość stosunku pola powierzchni pod krzywą PPG w czasie trwania fazy rozkurczu T_{dias} do pola w czasie trwania fazy skurczu T_{sys}

Przykładowe wyniki

Na rysunku 5 przedstawiono przykładowy sygnał PPG, który został zarejestrowany dla zdrowej osoby w wieku 23 lat podczas normalnego oddychania i testu zaciskania pięści.



Rys. 5. Typowy przebieg sygnału PPG zarejestrowanego podczas testu oddechowego (A, C) i zaciskania pięści (B)

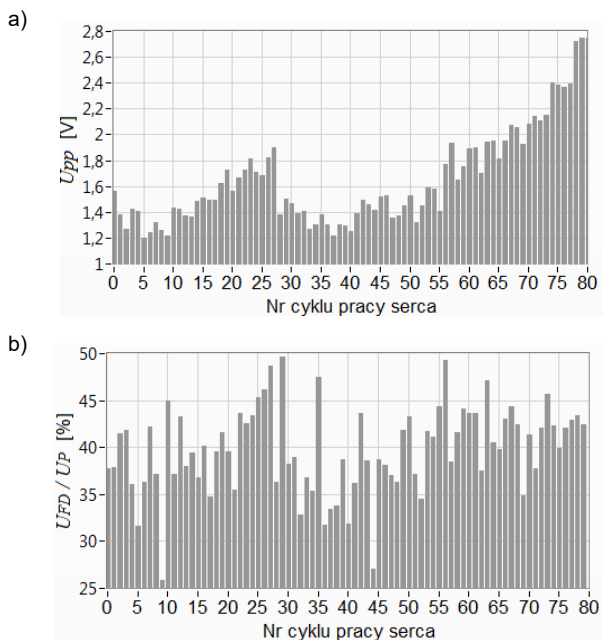
Test obejmował trzy etapy, tj. :

- normalne, spokojne oddychanie przez 20 s (etap A),
- zacisk pięści przez 10 s (etap B),
- normalne, spokojne oddychanie 30 s (etap C).

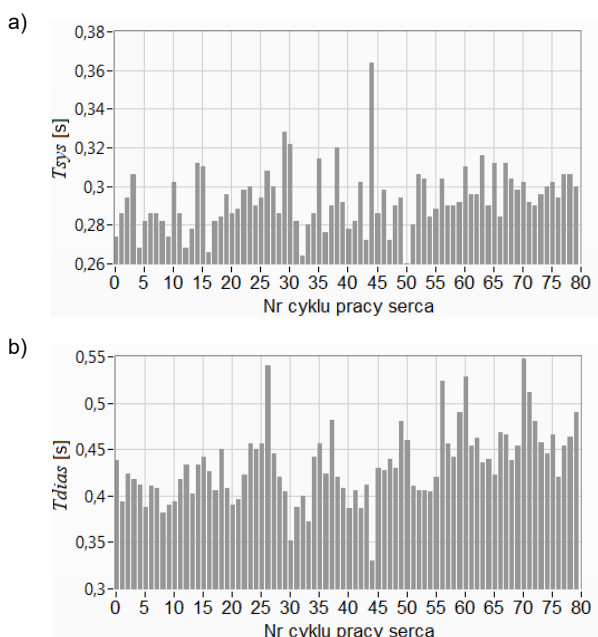
Rysunki 6÷10 prezentują wartości różnych parametrów, które zostały obliczone dla każdego cyklu pracy serca w czasie wykonywania testu.

Krótkookresowe zmiany amplitudy i wartości U_{pp} sygnału PPG (widoczne na rysunkach 5 i 6a) są związane z cyklem oddechowym. Podczas fazy wydechu, w wyniku oddziaływania części przywspółczulnej autonomicznego układu nerwowego (tzw. nerwu błędnego), czas trwania ewolucji serca zwiększa się [1].

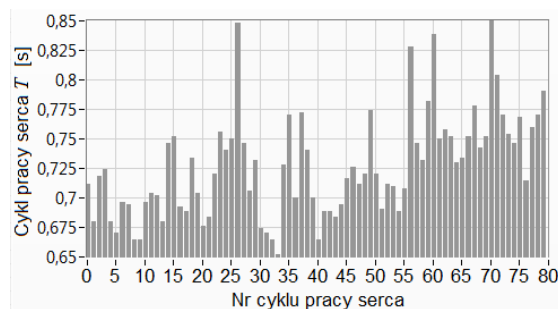
Na podstawie rysunku 6a można łatwo stwierdzić, że test polegający na zacisku pięści spowodował znaczne zwiększenie wartości międzyszczytowej sygnału PPG.



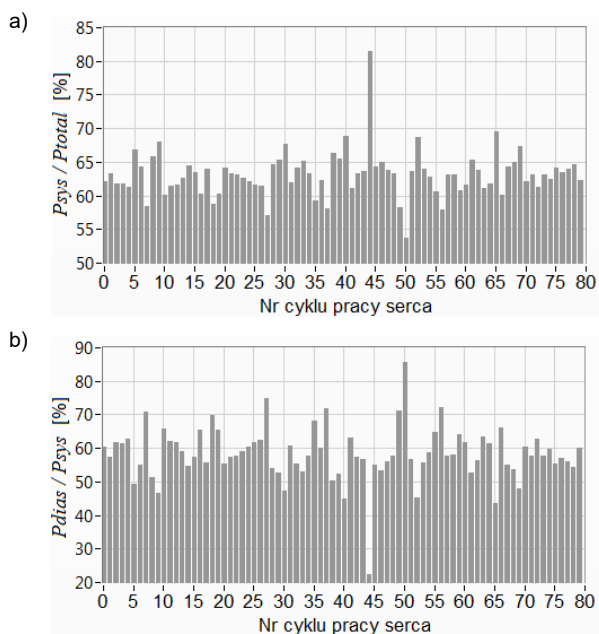
Rys. 6. Wartości parametrów amplitudowych w czasie testu



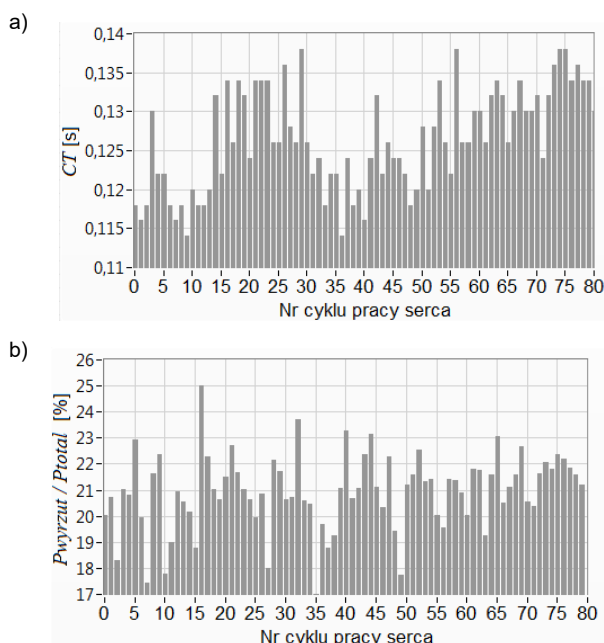
Rys. 7. Czas trwania fazy skurczu (a) i fazy rozkurczu (b) podczas wykonywania testu



Rys. 8. Czas trwania cyklu pracy serca podczas testu



Rys. 9. Wartości współczynników, które przyjęto do oceny fazy skurczu i rozkurczu serca w czasie trwania testu



Rys. 10. Wartości parametrów przyjętych do oceny fazy wyrzutu krwi do aorty w czasie trwania testu

W tabeli 2 zamieszczono wyniki oceny zmienności wybranych parametrów przykładowego sygnału PPG (rys.5) w poszczególnych etapach testu.

Tabela 2. Przykładowe wyniki oceny zmienności wybranych parametrów sygnału PPG z uwzględnieniem trzech etapów testu

Parametr	Etap testu		
	A	B	C
T [ms]			
Średnia ± SD	705 ± 28	709 ± 42	742 ± 42
Maksimum	756	772	850
Minimum	664	652	664
T_{sys} [ms]			
Średnia ± SD	291 ± 13	298 ± 19	299 ± 15
Maksimum	318	326	356
Minimum	266	266	260
T_{dias} [ms]			
Średnia ± SD	414 ± 23	411 ± 39	448 ± 41
Maksimum	456	484	542
Minimum	370	356	330
CT [ms]			
Średnia ± SD	125 ± 7	122 ± 6	129 ± 7
Maksimum	136	138	150
Minimum	114	114	114
U_{pp} [V]			
Średnia ± SD	1,48 ± 0,18	1,34 ± 0,09	1,88 ± 0,41
Maksimum	1,82	1,49	2,75
Minimum	1,20	1,21	1,33
U_{FD}/U_P [%]			
Średnia ± SD	38,0 ± 4,3	37,8 ± 5,9	40,6 ± 4,1
Maksimum	44,9	49,7	48,6
Minimum	25,5	31,7	26,3
P_{wyrzut}/P_{total} [%]			
Średnia ± SD	20,7 ± 1,7	20,3 ± 1,7	21,2 ± 1,1
Maksimum	25,0	23,7	23,1
Minimum	17,4	17,0	17,7
P_{syst}/P_{total} [%]			
Średnia ± SD	63,1 ± 2,4	63,9 ± 3,2	63,8 ± 4,0
Maksimum	68,7	67,6	80,9
Minimum	58,7	57,7	52,6
P_{dias}/P_{syst} [%]			
Średnia ± SD	58,2 ± 6,0	56,5 ± 8,3	56,9 ± 9,5
Maksimum	69,9	72,8	89,6
Minimum	45,2	47,5	23,2

Oznaczenia: SD – odchylenie standardowe

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że w przypadku młodej i zdrowej osoby pod wpływem testu zaciskania pięści:

- wydłużył się czas trwania cyklu pracy serca T głównie w wyniku zwiększenia czasu trwania fazy rozkurczu T_{dias} ;
- średni czas trwania zbrocza narastającego CT związanego z maksymalnym wyrzutem krwi do aorty zwiększył się tylko o kilka milisekund, ale średnia wartość napięcia U_{pp} zwiększyła się o 27% w porównaniu do wartości średniej U_{pp} w etapie A.

Wartość średnia współczynnika przyjętego do oceny stosunku pola powierzchni w fazie rozkurczu do pola powierzchni w fazie skurczu w etapach B i C zmniejszyła się o ok. 2% w porównaniu do etapu A, przy czym po zakończeniu zaciskania pięści znacznie zwiększył się zakres zmienności tego parametru. W przypadku współczynnika P_{wyrzut}/P_{total} wartość średnia zwiększyła się o mniej niż 1% dopiero po zakończeniu wysiłku izometrycznego. Pobudzenie układu współczulnego podczas testu zaciskania pięści wg pracy [14] prowadzi do zwężenia naczyń tętniczych, co wpływa na zwiększenie ciśnienia tętniczego krwi oraz objętości wyrzutowej. Potwierdzają to zmiany wartości międzyszczytowej sygnału PPG oraz parametrów cechujących fazę wyrzutu krwi.

Podsumowanie

W niniejszym artykule opisano metodę opracowaną do lokalizacji charakterystycznych punktów sygnału PPG, która do detekcji wcięcia dykrotycznego i szczytu fali dykrotycznej

wykorzystuje wybrane rozwinięcie falkowe sygnału PPG uzyskane za pomocą CWT. Zapewnia to poprawną detekcję wspomnianych punktów szczególnie, gdy wcięcie dykrotyczne jest „płaskie”, a fala dykrotyczna „słabo widoczna”. Na podstawie lokalizacji charakterystycznych punktów występujących w sygnale PPG dla każdego cyklu pracy serca zostały wyznaczone różne parametry czasowe, amplitudowe oraz współczynniki przyjęte do oceny pól powierzchni pod krzywą PPG w fazie skurczu, rozkurczu i fazie maksymalnego wyrzutu krwi do aorty.

Zaprezentowane w pracy wyniki wstępnych badań wykazały, że parametry wydzielone z sygnału PPG reprezentującego falę tętna obwodowego w palcu ręki można wykorzystywać do obiektywnej oceny wpływu stymulacji układu współczulnego na układ sercowo-naczyniowy.

Projekt finansowany w ramach programu Ministra Edukacji i Nauki pod nazwą „Regionalna Inicjatywa Doskonałości” w latach 2019–2022, nr projektu 027/RID/2018/19, kwota finansowania 11 999 900 zł.

Autorzy: dr inż. Barbara Wilk, Politechnika Rzeszowska, Katedra Metrologii i Systemów Diagnostycznych, ul. W. Pola A, 35-959 Rzeszów, E-mail: bmwilki@prz.edu.pl

LITERATURA

- [1] Jaworek J., Podstawy fizjologii medycznej, Wyd. Medycyna Praktyczna, Kraków (2012)
- [2] Hartmann V. et al., Quantitative comparison of photoplethysmographic waveform characteristics: Effect of measurement site, *Frontiers in Physiology*, 10 (2019), 10:198
- [3] Baruch et al., Pulse decomposition analysis of the digital arterial pulse during hemorrhage simulation, *Nonlinear Biomedical Physics*, 5 (2011), 1 (online)
- [4] Celka P. et al., Traditional Tibetan pulse reading in the digital era, *Sowa Rigpa Journal* 3
- [5] Castaneda D. et al., A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care, *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, 4 (2018), No. 4, 195-202
- [6] Budidha K. et al., Design and development of a modular, multichannel photoplethysmography system, *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, 67 (2018), No. 8, 1954-1965
- [7] Allen J., Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement, *Physiol. Meas.*, 28 (2007), No. 3, 1-39
- [8] Chen M. et al., Modulation model of the photoplethysmography signal for vital sign extraction, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 25 (2021), No. 4, 969-977
- [9] Sadhukhan D. et al., Automated screening of myocardial based on statistical analysis of photoplethysmographic data, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 69 (2020), No. 6, 2881-2890
- [10] Sieczkowski K. i in., Wyznaczanie czasu propagacji fali tętna w oparciu o sygnały EKG i PPG, *Przegląd Elektrotechniczny*, 95 (2019), nr 11, 101-104
- [11] Loh H. W. et al., Application of photoplethysmography signals for healthcare systems: An in-depth review, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 216 (2022), 106677
- [12] Barvik D. et al., Noninvasive continuous blood pressure estimation from pulse transit time: A Review of the calibration models, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 15 (2022), 138-151
- [13] Chakraborty A. et al., Measurement of arterial blood pressure through single-site acquisition of photoplethysmograph signal, *IEEE Tran. on Instrumentation and Measurement*, 70 (2021), 4000310
- [14] Jörg J., Diagnostyka autonomicznego układu nerwowego i zaburzeń snu, Wyd. Medyczne Urban Partner, Wrocław (2006)
- [15] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodagnostycznych, AGH Uczelniane Wyd. Naukowo-Dydaktyczne, Kraków (2001)