

Barbara WILK, Wojciech MAREK

POLITECHNIKA RZESZOWSKA, KATEDRA METROLOGII I SYSTEMÓW DIAGNOSTYCZNYCH,
ul. W. Pola 2, 35-959 Rzeszów

Ocena sztywności tętnic na podstawie analizy falkowej sygnału fotopletyzmo graficznego

Dr inż. Barbara WILK

Absolwentka Wydziału Elektrycznego Politechniki Budapeszteńskiej, stopień doktora nauk technicznych uzyskała w Instytucie Technologii Elektronowej Politechniki Wrocławskiej w 1995 r. Pracuje jako adiunkt w Katedrze Metrologii i Systemów Diagnostycznych Politechniki Rzeszowskiej. Zajmuje się zagadnieniami dotyczącymi przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych.



e-mail: bmwilk@prz.rzeszow.pl

Inż. Wojciech MAREK

Absolwent Liceum Ogólnokształcącego im. W. Jagiełły w Przeworsku. W latach 2009-2013 studiował na Wydziale Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Rzeszowskiej na kierunku Elektronika i Telekomunikacja i uzyskał tytuł inżyniera na specjalności Elektroniczne Systemy Pomiarowe i Diagnostyczne. Obecnie kontynuuje naukę na studiach magisterskich na tym samym Wydziale i kierunku, specjalność Systemy Elektroniczne.



e-mail: wojcieszek@interia.eu

Streszczenie

W artykule opisano wirtualny przyrząd opracowany do oceny sztywności ścian dużych tętnic na podstawie analizy sygnału PPG reprezentującego falę tętna obwodowego. Na podstawie lokalizacji charakterystycznych punktów fali tętna są wyznaczane wartości parametrów stosowanych do oceny sztywności tętnic: *CT*, *PPT*, *RI*, *SI*, *IWD*. Do detekcji wcięcia dykrotycznego wykorzystano rozwinięcie falkowe uzyskane za pomocą CWT. Trend sygnału PPG wydzielono na podstawie dekompozycji sygnału wg algorytmu Mallata.

Słowa kluczowe: sztywność tętnic, fala tętna obwodowego, sygnał PPG, detekcja wcięcia dykrotycznego, analiza falkowa.

Assessment of arterial stiffness based on wavelet analysis of PPG signal

Abstract

Arterial stiffness is recognized as a major determinant of cardiovascular risk. The arterial pressure waveform contains valuable information indicative of both aortic and systemic arterial stiffness. This paper describes a virtual instrument for assessment of arterial stiffness by analyzing the peripheral pulse waveform. The developed software (in LabVIEW) consists of a program for data acquisition and a program for peripheral pulse wave analysis. To record a peripheral pulse wave at a finger, a transmission-type photoplethysmographic (PPG) sensor was used. The PPG sensor is sensitive to variations in the blood volume. The PPG signal was amplified, acquired using a data acquisition system, and stored. Digital signal processing was then performed. Firstly, a non-linear trend and noise were removed from the PPG signal using the DWT (Fig. 1). Then the characteristic points of the pulse wave were detected using a peak detector (Fig. 2). For identification of an invisible dicrotic notch the CWT was successfully employed (Fig. 4). All the detected peaks were verified using the refractory period as a criterion for false detection. Based on the location of the characteristic points of the pulse wave, several parameters including *CT*, *PPT*, *SI*, *RI*, *IWD* were calculated to quantify the arterial stiffness (Tab. 1). This study proposes a simple and effective non-invasive method for assessing arterial stiffness to identify individuals with cardiovascular risk earlier and treat them preventively.

Keywords: arterial stiffness, peripheral pulse wave, PPG signal, detection of the dicrotic notch, wavelet analysis.

1. Wprowadzenie

Funkcjonalne i strukturalne zmiany zachodzące w naczyniach tętniczych, które prowadzą do wzrostu sztywności ścian tych naczyń poprzedzają choroby układu krążenia oraz korelują ze stopniem ich zaawansowania. Ocena sztywności dużych naczyń tętniczych można przeprowadzić za pomocą różnych, nieinwazyjnych metod, m. in. na podstawie analizy kształtu fali tętna.

Fala tętna to fala ciśnieniowa, która powstaje w każdym cyklu pracy serca podczas wyrzutu krwi do aorty w czasie skurczu lewej komory serca.

Fala ta rozchodzi się wzdłuż drzewa tętniczego aż do naczyń włosowatych powodując odkształcenie ścian tętnic. Rozciągnięcie aorty i dużych tętnic (które pierwotnie są bardziej elastyczne niż tętnice obwodowe) umożliwia zmagazynowanie odpowiedniej objętości krwi, która zapewnia ciągłość przepływu krwi w organizmie podczas rozkurczu serca. Amplituda fali tętna zależy przede wszystkim od objętości wyrzutowej lewej komory serca. Kształt fali tętna jest wynikiem superpozycji fali pierwotnej oraz fali odbitej (lub kilku fal odbitych) głównie od oporowych naczyń obwodowych, co wyjaśnia zależność kształtu fali tętna od miejsca jej rejestracji. Spadek elastyczności ścian dużych tętnic powoduje zwiększenie prędkości rozchodzenia się fali pierwotnej i wcześniejszy powrót fali odbitej, co może spowodować znaczne zwiększenie ciśnienia krwi w fazie skurczu serca i w konsekwencji doprowadzić do zaburzeń funkcji rozkurczowej lewej komory.

Na podstawie analizy kształtu fali tętna wyznacza się kilka różnych parametrów, które są wykorzystywane do oceny sztywności ścian tętnic [1÷6]. Nadal prowadzone są badania w celu ustalenia, który z tych parametrów najlepiej reprezentuje zmiany elastyczności ścian naczyń tętniczych. Podejmowane są także próby zdefiniowania nowych parametrów do oceny sztywności tętnic.

Do rejestracji fali tętna najczęściej stosuje się czujnik fotopletyzmo graficzny, który reaguje na zmiany objętości krwi w naczyniu tętniczym wykorzystując oddziaływanie na warstwę tkanek promieniowaniem o długości fali z zakresu 600 ÷ 1200 nm.

W artykule zaprezentowano wirtualny przyrząd, który na podstawie analizy kształtu sygnału fotopletyzmo graficznego (tzw. PPG) reprezentującego falę tętna obwodowego w palcu umożliwia wyznaczenie wartości parametrów stosowanych do oceny sztywności tętnic.

2. Budowa wirtualnego przyrządu do oceny sztywności tętnic

Wirtualny przyrząd do oceny sztywności ścian dużych tętnic został opracowany w środowisku LabVIEW. Składa się on z dwóch niezależnych modułów, które służą do realizacji zadań związanych z rejestracją sygnału PPG oraz jego przetwarzaniem w trybie off-line.

Do cyfrowej rejestracji fali tętna obwodowego wykorzystano:

- czujnik fotopletyzmo graficzny (w wersji prześwietleniowej) umieszczony na palcu ręki,
- układ kondycjonujący sygnał z czujnika,
- moduł do akwizycji danych (DAQ NI USB-6009 z 13-bitowym przetwornikiem a/c), który współpracuje z komputerem klasy PC.

Przyjęto częstotliwość próbkowania sygnału PPG równą 500 Hz, co zapewnia dostatecznie szczegółowe odtworzenie kształtu fali tętna obwodowego na podstawie próbek. Natomiast czas rejestracji sygnału PPG może ustalać użytkownik wirtualnego przyrządu.

Próbki reprezentujące sygnał PPG są zapisywane w pliku tekstowym wraz z parametrami dotyczącymi rejestracji.

Moduł przeznaczony do przetwarzania sygnału PPG realizuje następujące operacje:

- wczytanie danych z pliku,
- przetwarzanie wstępne sygnału PPG (filtracja zakłóceń i szumu oraz eliminacja wolnozmiennego, nieliniowego trendu),
- detekcja charakterystycznych punktów w sygnale PPG,
- weryfikacja wyników detekcji,
- segmentacja sygnału PPG na poszczególne okresy,
- obliczanie dla każdego okresu sygnału PPG wartości parametrów przyjętych do oceny sztywności tętnic,
- ocena zmienności wartości tych parametrów w dziedzinie czasu (metodami statystycznymi).

3. Parametry do oceny sztywności tętnic

W tabeli 1 podano definicje parametrów wybranych do oceny sztywności ścian dużych tętnic.

Tab. 1. Parametry wybrane do oceny sztywności tętnic
Tab. 1. Parameters used for assessment of the arterial stiffness

Parametr	Definicja
	<p>Parametr <i>PPT</i> (ang. the peak - to - peak time)</p> <p>Odstęp czasu pomiędzy szczytami P i D, który zależy od prędkości propagacji fali tętna</p>
	<p>Parametr <i>SI</i> (ang. the stiffness index)</p> $SI = \frac{h}{PPT}$ <p><i>h</i> – wzrost badanej osoby tzw. indeks sztywności opisujący właściwości dużych tętnic</p>
	<p>Parametr <i>CT</i> (ang. the crest time)</p> <p>Czas narastania ramienia wstępującego, jego wartość zależy od prędkości propagacji fali tętna</p>
	<p>Parametr <i>RI</i> (ang. the reflection index)</p> $RI = \frac{OD}{OP} \cdot 100\%$ <p><i>OP</i> - amplituda fali pierwotnej <i>OD</i> - amplituda fali odbitej Ocena ilościowa wpływu zjawiska odbicia fal</p>
	<p>Parametr <i>IWD</i> (ang. interwave distance)</p> $IWD = \frac{IWT}{T} \cdot 100\%$ <p><i>IWT</i> - szerokość fali pierwotnej w czasie skurczu serca na poziomie $\frac{2}{3}$ amplitudy fali pierwotnej <i>OP</i> <i>T</i> - okres fali tętna</p>

Ramię wstępujące wraz ze szczytem fali tętna oznaczonym jako P odpowiada fali ciśnienia powstającej podczas wyrzutu krwi do aorty w czasie skurczu serca. Natomiast szczyt D reprezentuje fale

odbity, która dociera w fazie rozkurczu serca. Na ramieniu zstępującym wyróżnia się tzw. wcięcie dykrotyczne W spowodowane odbiciem słu pa krwi od zamykających się zastawek aorty.

4. Detekcja charakterystycznych punktów w sygnale PPG

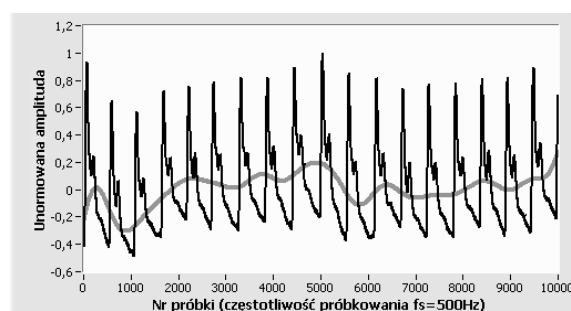
Wartości parametrów przyjętych do oceny sztywności tętnic są wyznaczane na podstawie lokalizacji charakterystycznych punktów fali tętna (tj. O, P, D wyróżnionych na rysunkach w tabeli 1).

Z uwagi na konieczność badania pierwszej i drugiej pochodnej sygnału PPG do analizy przyjęto dostatecznie gładką aproksymację tego sygnału, którą uzyskano w wyniku wielorodzielczej dekompozycji sygnału PPG wg algorytmu Mallata [7] (za pomocą falki db10).

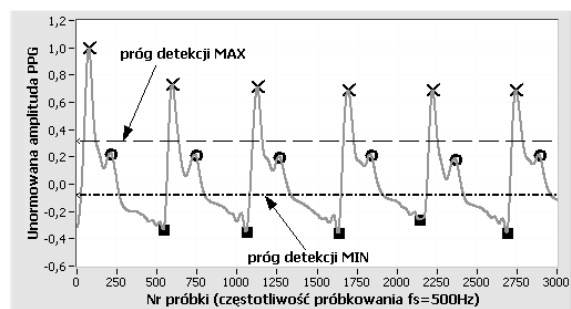
Eksperymentalnie ustalono, że aproksymacja na poziomie dziewiątym dobrze reprezentuje wolnozmienny trend sygnału (rys. 1), zaś detale na poziomach od 1÷4 zawierają tylko szum i zakłócenia w wysokiej częstotliwości. Podczas rekonstrukcji sygnału pominięto wspomniane składowe, dzięki czemu uzyskano dostatecznie gładki sygnał do detekcji lokalnych maksimów i minimów (rys. 2).

Do detekcji charakterystycznych punktów fali tętna wykorzystano detektor, który aproksymuje wielomianem drugiego stopnia wartości próbek sygnału PPG leżących w okolicy wartości szczytowej, powyżej założonego progu. Przykładowe wyniki detekcji przedstawia rys. 2.

W przypadku zaniku fali dykrotycznej D, jako amplitudę fali odbitej przyjmuje się amplitudę wcięcia dykrotycznego W.



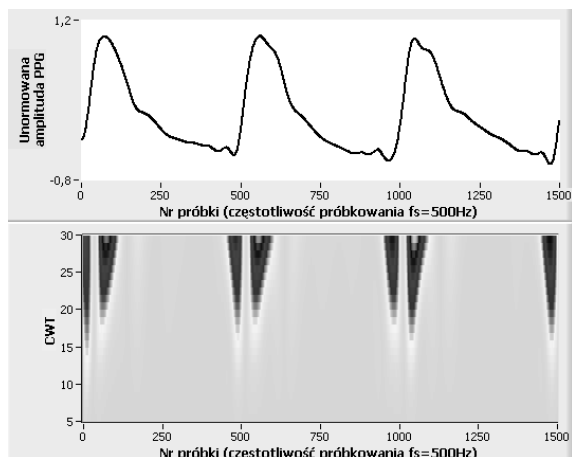
Rys. 1. Zarejestrowany sygnał PPG oraz jego nieliniowy trend
Fig. 1. The recorded PPG signal and its nonlinear trend



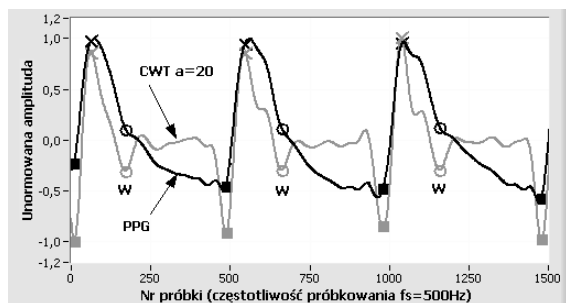
Rys. 2. Detekcja charakterystycznych punktów w sygnale PPG po usunięciu trendu i zakłóceń
Fig. 2. Detection of the characteristic points from the detrended PPG signal

Wraz z wiekiem wcięcie dykrotyczne (W) staje się coraz mniej widoczne i określenie jego lokalizacji czasowej stanowi istotny problem. Jako funkcję pomocniczą do detekcji „słabo widocznego” wcięcia dykrotycznego przyjęto rozwinięcie falkowe uzyskane za pomocą CWT dla wybranej skali ($a=20$) - rys. 3, rys. 4.

Do wyznaczenia współczynników falkowych zastosowano falkę „Mexican Hat” [7]. Należy podkreślić, że wybrane rozwinięcie falkowe (dla skali $a=20$) pozwala na dokładniejsze określenie lokalizacji czasowej „słabo widocznego” wcięcia dykrotycznego w porównaniu do metod omówionych w pracy [6].



Rys. 3. Sygnal PPG i jego skalogram uzyskany za pomocą CWT
Fig. 3. The PPG signal and its scalogram obtained by the CWT



Rys. 4. Detekcja wcięcia dykrotycznego na podstawie wybranego rozwinięcia falkowego
Fig. 4. Detection of the aortic valve closure using wavelet coefficients at a selected scale

Detekcja charakterystycznych punktów fali tętna przebiega w ściśle określonej kolejności. Najpierw przeprowadzana jest detekcja lokalnych maksimum w celu wykrycia wszystkich punktów P. Wyniki detekcji są poddawane weryfikacji w celu odrzucenia tzw. fałszywych maksimum. Jako kryterium weryfikacji przyjęto czas refrakcji, tj. przedział czasu, w którym fizjologicznie nie jest możliwy kolejny skurcz serca. Następnie sygnał PPG dzielony jest na segmenty P-P opowiadające poszczególnym ewolucjom serca. Początek ramienia wstępującego fali tętna (punkt O) określany jest na podstawie analizy zmian wartości pierwszej pochodnej sygnału PPG. Analizowane są próbki sygnału PPG znajdujące się w oknie czasowym o założonej długości, które poprzedzają punkt P. Punkt D reprezentujący szczyt fali odbitej jest wykrywany jako maksimum na ramieniu zstępującym fali tętna (tj. pomiędzy punktami P i O) lub jako punkt W, gdy fala ta jest niewidoczna.

Wartości parametrów przyjętych do oceny sztywności tętnic są obliczane dla każdego cyklu pracy serca (tj. okresu sygnału PPG), a do oceny ich zmienności zastosowano metody statystyczne.

5. Przykładowe wyniki

Przykładowe wyniki oceny sztywności tętnic dla kilku osób w różnym wieku (tabela 2) przedstawiono w tabeli 3.

Podane w tabeli 3 wartości parametrów przyjętych do oceny sztywności tętnic to średnie arytmetyczne, które zostały obliczone na podstawie analizy około 60 okresów sygnału PPG. W czasie wstępnych badań zaobserwowano dużą zmienność wartości parametrów *RI*, *SI*, *PTT* w czasie oddychania. Ocena sztywności naczyń tętniczych nie powinna być wykonywana na podstawie analizy tylko jednego okresu sygnału PPG.

O małej elastyczności naczyń tętniczych świadczą duże wartości parametrów *SI* i *RI* oraz mała wartość *PPT*, bowiem w sztyw-

nych tętnicach wzrasta prędkość propagacji fali tętna (zarówno fali pierwotnej, jak i fali odbitej).

Tab. 2. Charakterystyka badanych osób
Tab. 2. Characteristics of subjects participating in this study

Osoba	Wiek	Wzrost, m	Uwagi
A	23	1,85	sportowiec
B	21	1,75	nadwaga, mało aktywny tryb życia
C	50	1,80	choroby układu sercowo-naczyniowego, po operacji serca
D	59	1,70	aktywny tryb życia

Tab. 3. Wyniki oceny sztywności tętnic
Tab. 3. The results of assessment of arterial stiffness

Osoba	Parametry przyjęte do oceny sztywności ścian dużych tętnic (wartość średnia \pm odchylenie standardowe)				
	<i>CT</i> , s	<i>PPT</i> , s	<i>RI</i> , %	<i>SI</i> , m/s	<i>IWD</i> , %
A	0,13 \pm 0,03	0,28 \pm 0,01	52 \pm 4	6,68 \pm 0,21	10,21 \pm 1,90
B	0,12 \pm 0,01	0,18 \pm 0,02	44 \pm 8	9,61 \pm 0,86	21,81 \pm 1,86
C	0,11 \pm 0,01	0,09 \pm 0,01	77 \pm 3	18,99 \pm 1,14	11,44 \pm 0,73
D	0,14 \pm 0,02	0,25 \pm 0,09	42 \pm 4	6,79 \pm 0,25	17,31 \pm 2,09

Największe wartości parametrów *SI* i *RI* cechują osobę C z chorobami układu sercowo-naczyniowego, u której już kilka lat wcześniej zdiagnozowano dużą sztywność naczyń tętniczych. Postępującemu z wiekiem procesowi sztywnienia tętnic można w znacznym stopniu przeciwdziałać poprzez odpowiednią dietę oraz aktywny tryb życia, co potwierdzają wyniki uzyskane dla osoby D. Ocena sztywności tętnic na podstawie parametru *IWD* jest mało wiarygodna.

6. Podsumowanie

W artykule opisano wirtualny przyrząd opracowany do wyznaczenia wartości różnych parametrów stosowanych do oceny sztywności ścian dużych naczyń tętniczych (tj. *CT*, *PPT*, *RI*, *SI*, *IWD*). Parametry te zostały określone na podstawie lokalizacji charakterystycznych punktów w sygnale PPG reprezentującym falę tętna obwodowego w palcu kończyny górnej. Wartości wspomnianych parametrów są obliczane dla każdego cyklu pracy serca, co umożliwia badanie ich zmienności m.in. w czasie oddychania.

7. Literatura

- [1] Wu H.T., et al.: Arterial stiffness using radial arterial waveforms measured at the wrist as an indicator of diabetic control in the elderly. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 58, No. 2, pp. 243-251, 2011.
- [2] Jang D.G., et al.: A knowledge-based approach to arterial stiffness estimation using the digital volume pulse. *IEEE Trans. on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, No. 4, pp. 366-373, 2012.
- [3] O'Rourke J. M. F.: Time domain analysis of the arterial pulse in clinical medicine. *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, pp. 119-129, 2009.
- [4] Alty S. R., Angarita-Jaimes N., Millasseau S. C., Chowienczyk P. J.: Predicting arterial stiffness from the digital volume pulse waveform. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 54, No 12, pp. 2268-2275, 2007.
- [5] Korpas D., Hálek J., Doležal L.: Parameters Describing the PulseWave. *Physiol. Res.* vol. 58, pp. 473-479, 2009.
- [6] Wilk B.: Ocena sztywności tętnic na podstawie analizy kształtu fali tętna obwodowego, *PAK* vol. 55, Nr 12, s. 1001-1003, 2009.
- [7] Mallat S.: *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press, San Diego-London, 1998.