

Barbara WILK

POLITECHNIKA RZESZOWSKA, KATEDRA METROLOGII I SYSTEMÓW DIAGNOSTYCZNYCH

Ocena sztywności tętnic na podstawie analizy kształtu fali tętna obwodowego

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

Streszczenie

W artykule przedstawiono metodę oceny sztywności naczyń tętniczych na podstawie analizy sygnału fotopletyzmoграфicznego (tzw. PPG) reprezentującego falę tętna obwodowego. Do rejestracji fali tętna zastosowano czujnik fotopletyzmoграфiczny (wariant prześwietleniowy) umieszczony na palcu. W pracy opisano algorytm opracowany do przetwarzania sygnału PPG, który umożliwia wyznaczenie parametrów przydatnych do oceny sztywności ścian tętnic. Omówiono także problemy detekcji charakterystycznych punktów fali tętna.

Słowa kluczowe: sztywność tętnic, fala tętna obwodowego, analiza sygnału fotopletyzmoграфicznego.

Assessment of arterial stiffness based on analysis of peripheral pulse waveform

Abstract

Arterial stiffness is a well-known risk factor of cardiovascular disease and a predictor of cardiovascular events. Recent studies have shown that the arterial pulse waveform provides a great deal of information on arterial stiffness. Vascular stiffness plays an important role in controlling the speed of aortic wave propagation. In young healthy subjects, the central aortic wave generated by left ventricular ejection is reflected from the periphery in diastole maintaining a normal coronary flow rate. When the wall stiffness of large arteries increases, the reflected wave appears earlier in the aorta, raising central aortic pressure during systole. In this paper the method for estimating arterial stiffness from the peripheral pulse waveform is described. Peripheral pulse waveforms were recorded at the finger using a transmission-type, photoplethysmographic sensor. Photoplethysmography is a non-invasive optical technique sensitive to variations in blood volume and perfusion in the tissue. Fig.1 shows a typical peripheral volume pulse wave shape represented by the AC component of the photoplethysmographic signal (the so-called PPG signal). The purpose of this study was to develop a simple and effective method for analysis of the PPG signal later used for extracting features for assessment of the arterial stiffness. The following parameters widely used to quantify the arterial stiffness were calculated (see Tab. 1): the crest time, the reflection index (RI), and the time between the systolic and diastolic peaks (related to the transit time of the pressure waves from the root of the aorta to the site of reflection and back). The crest time and the reflection index (RI) are related to the pulse wave velocity in large arteries. In this paper some problems of detection of the characteristic points from the PPG signal are also discussed.

Keywords: arterial stiffness, peripheral pulse wave, PPG signal analysis.

1. Wprowadzenie

Badania sztywności tętnic przeprowadzone w ostatniej dekadzie wykazały, że funkcjonalne i strukturalne zmiany zachodzące w naczyniach tętniczych, prowadzące do zmniejszenia elastyczności ścian tych naczyń poprzedzają choroby układu krążenia oraz korelują ze stopniem ich zaawansowania [1, 2]. Wzrost sztywności ścian dużych tętnic może być m. in. wczesnym wskaźnikiem zaburzeń funkcji rozkurczowej lewej komory.

O sprężystości ścian tętnic decyduje błona środkowa, której skład jest zróżnicowany dla poszczególnych odcinków układu tętniczego. Największą elastycznością odznaczają się aorta i duże odgałęzienia jej łuku. Wzrost sztywności ścian szybciej postępuje w dużych tętnicach - pierwotnie bardziej elastycznych od naczyń obwodowych. Ocena sztywności naczyń tętniczych przeprowadza się za pomocą różnych, nieinwazyjnych metod [3], m. in. na podstawie:

- pomiaru czasu propagacji fali tętna,
- pomiaru zmian średnicy wybranego naczynia, które zachodzą pod wpływem zmian ciśnienia tętniczego (za pomocą ultrasonografu),
- analizy kształtu fali tętna.

W niniejszym artykule opisano metodę oceny sztywności tętnic polegającą na analizie kształtu sygnału fotopletyzmoграфicznego, którego składowa AC reprezentuje falę tętna obwodowego. Szczególną uwagę zwrócono na problem detekcji charakterystycznych punktów fali tętna, które umożliwiają wyznaczenie parametrów opisujących sztywność naczyń tętniczych.

2. Charakterystyka fali tętna

Wyrzut krwi do aorty w czasie skurczu serca powoduje powstanie fali ciśnieniowej (tzw. fali tętna), rozchodzącej się od serca aż do naczyń włosowatych, której towarzyszą odkształcenia ścian tętnic. Prawidłowo zbudowane ściany tętnic najpierw rozciągają się, a następnie zwężają. Zjawisko rozszerzania tętnic (szczególnie o dużej średnicy) umożliwia zmagazynowanie pewnej objętości krwi, która w czasie rozkurczu serca zapewnia ciągłość przepływu krwi do narządów.

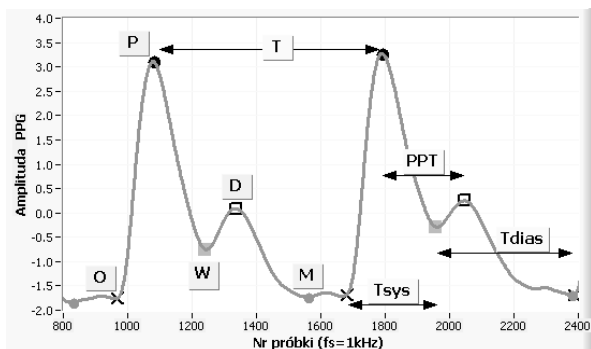
Na falę tętna ma wpływ kilka czynników, tj.: objętość wyrzutowa lewej komory serca, parametry krwi oraz fizyczne właściwości tętnic. Prędkość rozchodzenia się fali tętna zależy przede wszystkim od elastyczności ścian tętnic i jest znacznie większa od prędkości przepływu krwi.

W miarę przesuwania się fali tętna wzdłuż drzewa tętniczego, jej kształt zmienia się w wyniku zmniejszania się średnicy tętnic i elastyczności ich ścian. Istotny wpływ na kształt fali tętna mają także fale odbite (głównie od oporowych naczyń obwodowych). Spadek elastyczności ścian tętnic (m.in. postępujący wraz z wiekiem) powoduje zwiększenie prędkości propagacji fali tętna i wcześniejszy powrót fali odbitej, która sumując się z falą pierwotną może znacznie podwyższyć ciśnienie krwi w fazie skurczu serca (co prowadzi do zaburzeń funkcji rozkurczowej lewej komory serca). O parametrach fali odbitej decyduje wartość współczynnika odbicia, sztywność tętnic oraz odległość od miejsca odbicia.

Do rejestracji fali tętna stosuje się różne czujniki, które reagują np. na zmiany ciśnienia krwi lub objętości krwi w wybranej tętnicy. Często wykorzystuje się czujniki fotopletyzmoграфiczne [4]. Na rys. 1 przedstawiono sygnał reprezentujący falę tętna obwodowego, który uzyskano za pomocą czujnika fotopletyzmoграфicznego (wariant prześwietleniowy) umieszczonego na palcu ręki badanej osoby. Sygnał fotopletyzmoграфiczny (tzw. sygnał PPG) zarejestrowano za pomocą karty pomiarowej (z 12-bitowym przetwornikiem A/C), która współpracuje z komputerem klasy PC.

Falę tętna obwodowego cechuje ramie wstępujące oraz ramie zstępujące (*OP* i *PM* na rys. 1). Na ramieniu zstępującym wyróżnia się tzw. wcięcie dykrotyczne (*W*, ang. dicrotic notch) spowodowane odbiciem słupa krwi od zamykających się zastawek aorty. Moment zamknięcia zastawek aorty przyjmuje się jako zakończenie fazy skurczu serca (*T_{sys}*). Szczyt fali tętna oznaczony jako *P* odpowiada fali ciśnienia generowanej podczas wyrzutu krwi do aorty w czasie skurczu serca. Natomiast szczyt *D* reprezentuje falę odbitą, która dociera w fazie rozkurczu serca (*T_{dias}*). Taki prze-

bieg fali tętna jest znamieny dla młodych i zdrowych osób, tzn., gdy prędkość propagacji fali tętna jest stosunkowo mała.



Rys. 1. Sygnał PPG reprezentujący falę tętna obwodowego (częstotliwość próbkowania $f_s=1\text{kHz}$)

Fig. 1. The PPG signal representing a peripheral pulse wave (the sampling frequency $f_s=8\text{kHz}$)

3. Parametry stosowane do oceny sztywności tętnic

Na podstawie analizy sygnału PPG w dziedzinie czasu można wyznaczyć kilka różnych parametrów, które opisują sztywność ścian tętnic. W tabeli podano definicję i krótką charakterystykę parametrów, które są często wykorzystywane zarówno w badaniach właściwości biomechanicznych tętnic [5, 6, 7], jak również w badaniach farmakologicznych.

Tab. 1. Parametry stosowane do oceny sztywności tętnic

Tab. 1. The parameters using for assessment of the arterial stiffness

| Parametr | Definicja i krótka charakterystyka |
|--|--|
| Parametr PPT (ang. the peak - to - peak time) | Odstęp czasu pomiędzy szczytami P i D, który zależy od prędkości propagacji fali tętna |
| Parametr CT (ang. the crest time) | Odcinek czasu OP, tj. czas narastania ramienia wstępującego, jego wartość zależy od prędkości propagacji fali tętna |
| Parametr SI (ang. the stiffness index) | $SI = \frac{h}{PPT}$ h – wzrost badanej osoby Tzw. indeks sztywności opisujący właściwości dużych tętnic |
| Parametr RI (ang. the reflection index) | $RI = \frac{y}{x} \cdot 100\%$ x – amplituda fali pierwotnej (P) y – amplituda fali odbitej (D) Ocena ilościowa wpływu zjawiska odbicia fal |
| Parametr AGI (ang. the aging index) | $AGI = (b - c - d - e) / a$ a, b, c, d, e - amplitudy fal wyróżnionych w przebiegu drugiej pochodnej sygnału PPG (rys. 3) Wskaźnik AGI został opracowany na podstawie badań różnych grup wiekowych |

4. Detekcja charakterystycznych punktów fali tętna

Parametr AGI określa się na podstawie analizy drugiej pochodnej sygnału PPG. Natomiast w celu obliczenia wartości pozostałych parametrów trzeba najpierw przeprowadzić detekcję wszystkich charakterystycznych punktów fali tętna - wyróżnionych na rys. 1. Należy podkreślić, że szczególne znaczenie ma punkt W odpowiadający wcięciu dykrotycznemu, bowiem na podstawie jego lokalizacji można wydzielić fazy skurczu i rozkurczu serca. Zapewnia to prawidłową interpretację całego przebiegu fali tętna,

szczególnie w przypadkach badania nietypowego kształtu fali tętna związanego m. in. ze stanami chorobowymi układu krążenia.

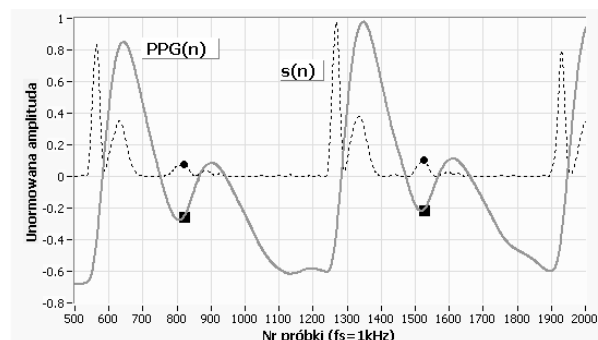
W przypadku analizy sygnału PPG reprezentującego falę tętna obwodowego znamieną dla młodej i zdrowej osoby, charakterystyczne punkty fali tętna, (oznaczone na rys. 1 jako: O, P, W, D, M) można dokładnie zlokalizować na podstawie badania pierwszej i drugiej pochodnej sygnału PPG (typowa detekcja lokalnych maksimów i minimów).

Wraz z wiekiem wcięcie dykrotyczne (W) staje się coraz mniej widoczne i określenie jego lokalizacji czasowej może stanowić istotny problem. Do detekcji wcięcia dykrotycznego opracowano różne metody. W ramach niniejszej pracy przetestowano m.in. metodę:

- wykorzystującą nieliniowe przekształcenie drugiej pochodnej sygnału PPG [8];
- polegającą na określeniu położenia szczytu tzw. fali e, która występuje w przebiegu drugiej pochodnej sygnału PPG [7];
- bazującą na analizie empirycznego rozkładu wartości próbek sygnału PPG (metoda opracowana przez autora niniejszej pracy).

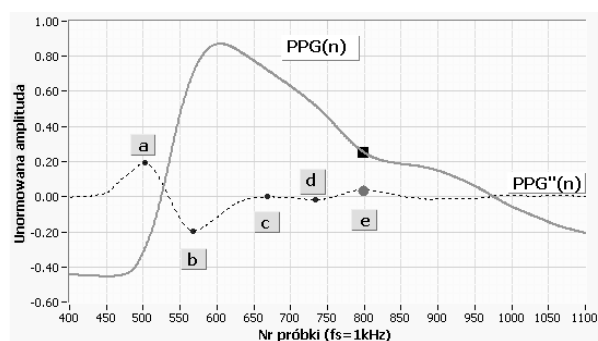
W pierwszej metodzie wcięciu dykrotycznemu odpowiada gładka fala, którą cechuje stosunkowo mała wartość amplitudy (rys. 2). Przeprowadzone testy wykazały, że metoda ta nie powinna być stosowana w przypadku „płytkiego” wcięcia dykrotycznego.

Lepsze rezultaty można uzyskać za pomocą metody wykorzystującej detekcję fali e (rys.3), chociaż falę e też cechuje mała amplituda.



Rys. 2. Detekcja wcięcia dykrotycznego na podstawie nieliniowego przekształcenia drugiej pochodnej sygnału PPG, tj. $s(n)$

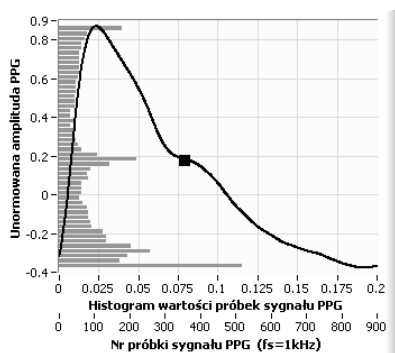
Fig. 2. Detection of the dirotic notch based on nonlinear transformation of the second derivative, $s(n)$



Rys. 3. Detekcja wcięcia dykrotycznego na podstawie fali e występującej w przebiegu drugiej pochodnej sygnału PPG

Fig. 3. Detection of the dirotic notch using the e wave occurring in the second derivative of PPG signal

W przypadku zaniku wcięcia dykrotycznego stosunkowo dużą dokładność lokalizacji punktu W zapewnia metoda polegająca na analizie empirycznego rozkładu wartości próbek, które reprezentują okres sygnału PPG. Przykładowe wyniki przedstawiono na rys. 4.

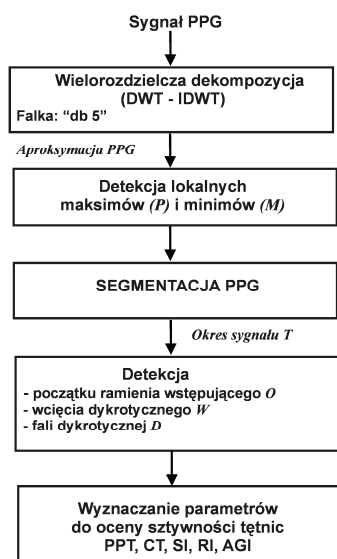


Rys. 4. Detekcja wcięcia dykrotycznego na podstawie empirycznego rozkładu wartości próbek sygnału PPG

Fig. 4. Detection of the dicrotic notch by the probability distribution of PPG amplitude

5. Przetwarzanie sygnału PPG

Algorytm opracowany do przetwarzania sygnału PPG zaprezentowano na rys. 5. Algorytm ten został zaimplementowany w środowisku LabVIEW.



Rys. 5. Algorytm przetwarzania sygnału PPG

Fig. 5. Algorithm of the PPG signal processing

Z uwagi na konieczność badania pierwszej i drugiej pochodnej sygnału PPG do analizy przyjęto dostatecznie gładką aproksymację sygnału PPG, którą uzyskano w wyniku wielorodzielczej dekompozycji sygnału PPG wg algorytmu Mallata [9] (za pomocą falki db5). Poziom dekompozycji dobrano eksperymentalnie w zależności od liczby próbek reprezentujących okres sygnału.

Następnie przeprowadzono detekcję maksimów (P) występujących w każdym okresie sygnału PPG. Do realizacji tego zadania wykorzystano detektor, który aproksymuje wielomianem drugiego stopnia wartości próbek sygnału PPG leżących w okolicy wartości szczytowej, powyżej założonego progu.

Początek ramienia wstępującego fali tętna (punkt O na rys. 1) określono na podstawie analizy zmian wartości pierwszej pochodnej sygnału PPG. Analizowano próbki sygnału PPG znajdujące się w oknie czasowym o założonej długości, które poprzedzają wcześniej zlokalizowane maksimum. Następnie sygnał PPG podzielono na segmenty odpowiadające poszczególnym ewolucjom serca.

W każdym cyklu pracy serca zlokalizowano wcięcie dykrotyczne W i falę dykrotyczną D . W celu zapewnienia poprawnej lokalizacji wcięcia dykrotycznego zastosowano jednocześnie dwie metody, tj. metodę „fali e ” oraz metodę wykorzystującą empi-

ryczny rozkład wartości próbek sygnału PPG. W ten sposób można od razu zweryfikować uzyskane wyniki dotyczące położenia punktu W . W przypadku zaniku fali dykrotycznej D , jako amplitudę fali odbitej przyjęto amplitudę wcięcia dykrotycznego.

W ostatnim etapie zostały obliczone wartości parametrów, które są wykorzystywane do oceny sztywności tętnic (tabela 1).

6. Przykładowe wyniki

Wyniki analizy sygnałów PPG reprezentujących fale tętna obwodowego dla dwóch wybranych osób w wieku 25 i 50 lat podano w tabeli 2. Zaobserwowano, że parametry PPT, SI i RI wyznaczone dla starszej osoby cechuje większa zmienność w poszczególnych cyklach pracy serca niż w przypadku osoby młodej i zdrowej. Należy podkreślić, że badany sygnał PPG jest sygnałem quasi – okresowym, a fluktuacje jego amplitudy i okresu są także wynikiem oddziaływania autonomicznego układu nerwowego.

Tab. 2. Przykładowe wyniki analizy sygnału PPG

Tab. 2. Exemplary results of PPG signal analysis

| Parametr | Osoba w wieku 25 lat | Osoba w wieku 50 lat |
|------------------|----------------------|----------------------|
| Parametr PPT, ms | 257 ± 4 | 230 ± 30 |
| Parametr CT, ms | 112 ± 2 | 120 ± 4 |
| Parametr SI, m/s | 6,8 | 7,5 |
| Parametr RI, % | 37 ± 3 | 45 ± 6 |
| Parametr AGI | 0,37 | 0,71 |
| Okres T, ms | 704 ± 16 | 1046 ± 28 |

7. Podsumowanie

W artykule opisano algorytm opracowany do analizy sygnału PPG reprezentującego falę tętna obwodowego, który umożliwia wyznaczenie parametrów przydatnych do oceny sztywności ścian tętnic. Szczególną uwagę zwrócono na problem detekcji charakterystycznych punktów fali tętna, które stanowią podstawę do obliczenia tych parametrów.

8. Literatura

- [1] Kunicka K., Świerblewska E., i in.: The relationship between left ventricular diastolic function and arterial stiffness in normotensive males. *Arterial Hypertension* 2004, vol. 8, no 6, pp. 403–410.
- [2] Rajzer M., Kawecka-Jaszcz K.: Podatność tętnic w nadciśnieniu tętniczym. Od patofizjologii do znaczenia klinicznego. *Arterial Hypertension* 2002, vol. 6, No. 1, pp. 61-73.
- [3] Gomulka S., Mizia-Stec K., Mizia M., Gąsior Z.: Wybrane nieinwazyjne metody oceny sztywności tętnic. Część I – metodyka pomiaru. *Polski Przegląd Kardiologiczny* 2005, vol. 7, 5, str. 445-449.
- [4] Cysewska-Sobusiak A.: Modelowanie i pomiary sygnałów biooptycznych. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001.
- [5] O'Rourke J. M. F.: Time domain analysis of the arterial pulse in clinical medicine. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2009, vol. 47, pp.119-129.
- [6] Alty S. R., Angarita-Jaimes N., Millasseau S. M., Chowienczyk P. J.: Predicting arterial stiffness from the digital volume pulse waveform. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol.54, No 12, 2007, pp. 2268-2275.
- [7] Hashimoto J., Watabe D., Kimura A. i in.: Determinants of the Second Derivative of the Finger Photoplethysmogram and Brachial-Ankle Pulse-Wave Velocity: The Ohasama Study. *AJH* 2005; vol. 18, No. 4, pp. 477–485.
- [8] Lehner R. J., Rangayyan R. M.: A Three-Channel Microcomputer System for Segmentation and Characterization of the Phonocardiogram. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. BME-34, No. 6, 1987, pp. 485-489.
- [9] Mallat S.: *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press, San Diego-London, 1998.