



**NIEINWAZYJNE ULTRADŹWIĘKOWE BADANIE LOKALNEJ
PRĘDKOŚCI FALI TĘTNA W TĘTNICY SZYJNEJ WSPÓLNEJ**

**Non-invasive ultrasonic examination of the local pulse wave velocity
in the common carotid artery**

Tadeusz Powalowski, Zbigniew Trawiński, Andrzej Lamers

Instytut Podstawowych Problemów Techniki Polskiej Akademii Nauk, ul. Świętokrzyska 21,
00-049 Warszawa.
E-mail: tpowal@ippt.gov.pl

STRESZCZENIE

Celem pracy jest ocena możliwości wyznaczenia własności elastycznych ściany tętnicy szyjnej wspólnej (CCA) człowieka na podstawie pomiaru lokalnej (na kilkucentymetrowym odcinku) prędkości propagacji fali tętna, której wartość zależy od modułu Younga ściany tętnicy. Obecnie elastyczność ściany CCA bada się na podstawie ultradźwiękowego pomiaru średnicy maksymalnej i minimalnej CCA, którym to wartościom przyporządkowuje się odpowiednio ciśnienie skurczowe i rozkurczowe krwi w tętnicy ramiennej. Pomiar ciśnienia krwi w innym miejscu i czasie niż pomiar średnicy CCA jest niekontrolowanym źródłem błędów w ocenie własności elastycznych ściany CCA. Alternatywnym rozwiązaniem może być pomiar lokalnej prędkości fali tętna na podstawie pomiaru chwilowej średnicy tętnicy lub prędkości przepływu krwi w dwóch położonych blisko siebie punktach. W pracy przedstawiony zostanie układ pomiarowy oraz wstępne wyniki badań.

1. WPROWADZENIE

Prędkość propagacji fali ciśnienia i przepływu krwi w układzie naczyniowym człowieka tzw. prędkość fali tętna [2] jest bardzo popularnym w diagnostyce medycznej wskaźnikiem elastyczności naczyń tętniczych [1]. Prędkość ta zależy od modułu Younga ścian naczyń krwionośnych [1].

W dotychczasowej praktyce klinicznej pomiary prędkości fali tętna przeprowadzane są przy użyciu dwóch czujników, umieszczonych zwykle w dwóch odległych od siebie punktach układu naczyniowego [3]. Pozwala to jedynie na globalną ocenę elastyczności układu naczyniowego. Współcześnie stosowane w badaniach elastyczności ścian tętnic metody ultradźwiękowe ukierunkowane są na badanie selektywne elastyczności w wybranym przekroju naczynia. Badania sprowadzają się do pomiaru średnicy maksymalnej i minimalnej tętnicy, którym to wartościom przyporządkowuje się odpowiednio ciśnienie skurczowe i rozkurczowe krwi mierzone za pomocą

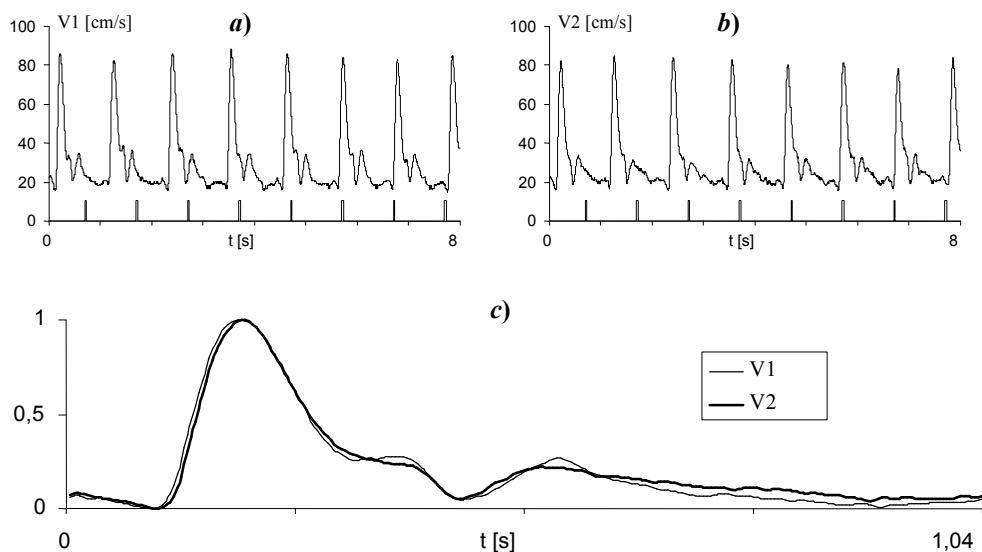
sfigmomanometru. Na tej podstawie wyznacza się szereg wskaźników opisujących własności elastyczne ściany tętnicy takich jak rozszerzalność DC i podatność CC przekrojowa, moduł elastyczności E_p , współczynnik sztywności α [6]. Poważnym ograniczeniem tych metod jest to, że pomiar ciśnienia skurczowego i rozkurczowego krwi odbywa się w innym czasie i w innym miejscu niż pomiar średnicy tętnicy. I tak na przykład przy badaniu elastyczności ściany tętnicy szyjnej wspólnej pomiar ciśnienia krwi przeprowadza się w tętnicy ramiennej. Istnieje zatem konieczność opracowania metody oceny lokalnych własności elastycznych ściany tętnicy, która nie wymaga pomiaru ciśnienia krwi. Metodą tą może być pomiar prędkości fali tętna na krótkim odcinku tętnicy.

W pracy lokalną prędkość fali tętna w tętnicy szyjnej wspólnej (CCA) autorzy wyznaczyli na podstawie ultradźwiękowego pomiaru prędkości przepływu krwi.

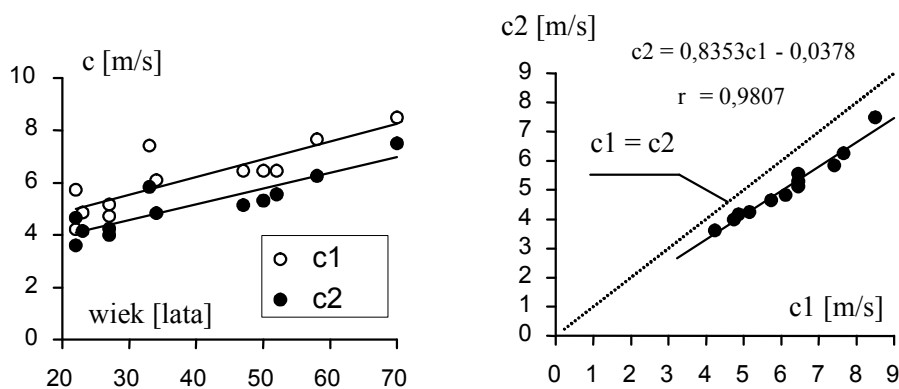
2. METODA I APARATURA

Układ pomiarowy składał się z dwóch aparatów VED [5]. Pomiar prędkości przepływu krwi realizowany był za pomocą dwóch przepływomierzy dopplerowskich fali ciągłej. Częstotliwość ultradźwiękowych fal nadawanych przez głowice obu przepływomierzy wynosiła 4,5 MHz. Fale te były ogniskowane na głębokości 1-3 cm od powierzchni skóry. Szerokość wiązek ultradźwiękowych w ognisku (dla -6 dB) wynosiła odpowiednio 0,66 mm wzdłuż osi naczynia i 1,7 mm w poprzek osi naczynia. Osie wiązek ultradźwiękowych oddalone były od siebie o odległość 2,3 cm. Sygnały dopplerowskie w kwadraturze były rejestrowane synchronicznie za pomocą karty dźwiękowej typ EWS 88 MT firmy TERRATEC. Częstotliwość próbkowania sygnałów wynosiła 44100 próbek na sekundę z dynamiką zapisu wynoszącą 16 bitów. Rozdzielenie sygnałów dopplerowskich dla dwóch kierunków przepływu krwi realizowano na drodze programowej przy wykorzystaniu transformaty Hilberta. Z krokiem, co 4 próbki wyznaczano na podstawie 1024 punktowej transformaty FFT widmo gęstości mocy sygnału dopplerowskiego i jego średnią częstotliwość. Dla jednej sekundy wyznaczano 11008 kolejnych widm sygnału dopplerowskiego, co w konsekwencji sprowadzało się do wyznaczenia przebiegu średniej częstotliwości dopplerowskiej z częstotliwością próbkowania 11008 Hz. Podczas pomiaru rejestrowano sygnały dopplerowskie w czasie 8 sekund. Wyznaczone na tej podstawie fale prędkości przepływu krwi dla kolejnych cykli pracy serca (rys. 1) uśredniano w czasie biorąc za podstawę początek fazy skurczowej. Prędkość propagacji fali tętna wyznaczano na podstawie pomiaru czasu opóźnienia dla początku fazy skurczowej między zbroczami narastającymi uśrednionych przebiegów prędkości przepływu krwi w dwóch punktach pomiarowych. Brano przy tym pod uwagę odcinki zbroczy o podobnej prędkości narastania w czasie. Wyznaczoną na tej podstawie prędkość fali tętna odnoszono do prędkości obliczonej na podstawie pomiaru średnicy maksymalnej D_{\max} i minimalnej D_{\min} CCA oraz ciśnienia skurczowego P_s i rozkurczowego P_d krwi w tętnicy ramiennej oraz gęstości krwi ρ zgodnie ze zmodyfikowaną zależnością Bramwella i Hilla [1]:

$$c \cong \sqrt{\frac{(P_s - P_d) D_{\min}^2}{\rho (D_{\max}^2 - D_{\min}^2)}} \quad [\text{m/s}] \quad (1)$$



Rys. 1. Zarejestrowane przebiegi prędkości przepływu krwi w CCA u 27 letniego mężczyzny: a – dalej od bifurkacji CCA, b - bliżej bifurkacji CCA, c - względna zmiana prędkości przepływu krwi w obu punktach pomiarowych dla średniego cyklu pracy serca.



Rys. 2. Prędkość fali tętna w CCA: c1- wyznaczona na podstawie pomiaru zmiany średnicy CCA i ciśnienia krwi w tętnicy ramiennej (zależności (1)), c2- wyznaczona na podstawie pomiaru prędkości przepływu krwi w dwóch punktach.

Tabela 1. Średnie wartości wyznaczanych parametrów dla grupy badanych osób.

wiek [lata]	P_d [mmHg]	P_s [mmHg]	D_{min} [mm]	D_{max} [mm]	c1 [m/s]	c2 [m/s]	cykl serca [s]
39	76,3	125,7	6,86	7,42	6,14	5,1	1,011
± 16	$\pm 9,7$	$\pm 9,9$	$\pm 1,33$	$\pm 1,27$	$\pm 1,29$	$\pm 1,09$	$\pm 0,243$

3. WYNIKI BADAŃ

Badania przeprowadzono na grupie 12 ochotników w wieku od 22 do 68 lat bez objawów miażdżycowych i bez czynników ryzyka miażdżycy. Badania wykonano w pozycji leżącej pacjentów po 15 minutowym odpoczynku. Ciśnienie krwi mierzono przed i po badaniu ultradźwiękowym za pomocą sfigmomanometru w tętnicy ramiennej. Badania ultradźwiękowe prędkości fali tętna były przeprowadzone w prawej CCA w odległości kilku centymetrów od jej rozgałęzienia. Średnie wartości wyznaczanych parametrów dla grupy badanych osób przedstawiono w tabeli 1. Na rys. 2. zamieszczono wykres zależności prędkości fali tętna od wieku oraz zależność między wartościami prędkości fali tętna wyznaczonej dwoma metodami: na podstawie pomiaru zmiany średnicy CCA i ciśnienia krwi w tętnicy ramiennej oraz wyznaczonej na podstawie pomiaru prędkości przepływu krwi w dwóch punktach.

4. WNIOSKI

Przedstawione w pracy wstępne wyniki badań prędkości fali tętna uzyskane na podstawie pomiarów czasu propagacji fali przepływu krwi na krótkim odcinku CCA wskazują, że wyznaczona w ten sposób lokalna prędkość fali tętna ma wartość o kilkanaście procent niższą niż prędkość wyznaczona na podstawie pomiaru zmiany średnicy CCA i ciśnienia krwi w tętnicy ramiennej. Przyczyną tego może być między innymi różnica w wartościach ciśnienia krwi pomiędzy tętnicą szyjną i ramienną. Dotyczyć to może w szczególności wartości ciśnienia skurczowego [4]. Uzyskane wyniki wskazują na silny liniowy związek pomiędzy wartościami prędkości fali tętna wyznaczanymi obydwoma metodami ($r=0,9807$). Przedstawiona w pracy metoda badania lokalnej prędkości fali tętna wymaga dalszej weryfikacji na większej grupie pacjentów.

LITERATURA

1. D. A. Mc DONALD, Blood flow in arteries, E. Arnold, London, 1974.
2. S. E. GREENWALD, D. L. NEWMAN, L. R. BOWDEN, Comparison between theoretical and directly measured pulse propagation velocities in the aorta of the anaesthetized dog, *Cardiovasc. Res.*, **12**, 407-414, (1978).
3. E. D. LEHMANN, K. D. HOPKINS, R. G. GOSLING, Aortic Compliance Measurements using Doppler Ultrasound: *in vivo* Biochemical Correlates, *Ultrasound in Med. & Biol.*, **19**, No. 9, 683-710, (1993).
4. J. M. MEINDERS, A. P. G. HOEKS, Simultaneous assessment of diameter and pressure waveforms in the carotid artery, *Ultrasound in Med. & Biol.*, **30**, No. 2, 147-154, (2004).
5. T. POWAŁOWSKI, Analysis of blood pressure wave in human common carotid artery on the basis of non-invasive ultrasonic examinations, *Archives of Acoustics*, **25**, 191-204, (2000).
6. T. POWAŁOWSKI, Z. TRAWIŃSKI, L. HILGERTNER, Ultradźwiękowe badanie wpływu hipercholesterolemii i miażdżycy na elastyczność ściany tętnicy szyjnej wspólnej, *Materiały z XIII Krajowej Konferencji Naukowej: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Gdańsk 10-13 09*, **2**, 1103-1109, (2003).