

# Wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi

Mirosław Werszko, Krzysztof Tomczuk

Politechnika Wrocławska, Wydział Mechaniczno-Energetyczny, Katedra Inżynierii Kriogenicznej, Lotniczej i Procesowej (W9/K1), Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław

Radosław Werszko

Politechnika Wrocławska, Wydział Mechaniczny, Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn i Tribologii (W10/K7), ul. Łukasiewicza 7/9, 50-371 Wrocław

**Streszczenie:** Przedstawiono nową konstrukcję pneumatycznego czujnika do bezinwazyjnego pomiaru fali tętna oraz ciśnienia skurczowego, rozkurczowego i średniego krwi, którego konstrukcja umożliwia wzorcowanie czujnika bezpośrednio na ciele pacjenta. Konstrukcję czujnika stanowi pneumatyczny wzmacniacz typu dysza-przysłona z elastyczną membraną w roli przysłony, która przejmuje mierzone ciśnienie lub siłę. Nowością jest wyposażenie czujnika w dwa, zamiast jednego, dławiki pneumatyczne: jeden na wlocie, drugi na wylocie. Ponadto podczas pomiaru ciśnień niezbędnych do wzorcowania, na wejście czujnika podawane jest powietrze o liniowo narastającym ciśnieniu od 0 do 50 kPa. Czujnik jest połączony z komputerem za pośrednictwem modułu zawierającego oprócz karty pomiarowej także miniaturową sprężarkę i przetworniki pomiarowe. Wyniki wstępnych badań czujnika przeprowadzonych na wolontariuszach są obiecujące.

**Słowa kluczowe:** pomiar ciśnienia krwi, pneumatyczny czujnik ciśnienia krwi, komparacyjna metoda pomiaru, oscylometryczna metoda pomiaru, wzmacniacz typu dysza-przysłona

## 1. Wprowadzenie

Jedną z metod oceny zagrożeń chorobami kardiologicznymi jest analiza fali tętna krwi pacjenta [2, 8, 10]. Falę tę, będącą przebiegiem zmian ciśnienia w czasie, mierzy się bezinwazyjnie, głównie za pomocą przyrządów mankietowych [1] lub bezmankietowych. Te pierwsze przypominają przyrządy nadgarstkowe lub naramienne do pomiaru ciśnienia skurczowego i rozkurczowego, uzupełnione wyspecjalizowaną aparaturą. Natomiast przyrządy bezmankietowe wyposażone są w czujniki dotykowe<sup>1)</sup>, elektryczne [2, 5] lub pneumatyczne [12, 15], sprzężane z komputerem (rys. 1). Czujnikami dotykowymi mierzy się falę tętna krwi w pojedynczych, przebiegających bezpośrednio pod skórą tętnicach, między innymi w tętnicach: szyjnej, obojczykowej czy skroniowej, niedostępnych dla przyrządów mankietowych.

<sup>1)</sup> W krajowej literaturze medycznej są one również nazywane z języka angielskiego tonometrami aplanacyjnymi.

### Autor korespondujący:

Radosław Werszko, radoslaw.werszko@pwr.edu.pl

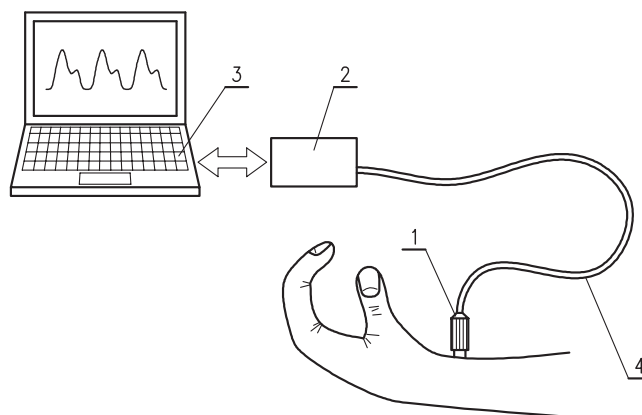
### Artykuł recenzowany

nadesłany 08.03.2018 r., przyjęty do druku 04.06.2018 r.



Zezwala się na korzystanie z artykułu na warunkach licencji Creative Commons Uznanie autorstwa 3.0

Mimo swych zalet, przyrządy z czujnikami dotykowymi mają wadę związaną z koniecznością ich wzorcowania przed każdym pomiarem. Wynika to z faktu, że fala tętna krwi jest rejestrowana jako funkcja napięcia, którego zależność od ciśnienia, jakkolwiek liniowa [12], może być dla każdego pacjenta inna, zależna od sztywności jego tętnicy i otaczającej ją tkanki.



**Rys. 1.** Przyrząd do pomiaru fali tętna krwi z czujnikiem pneumatycznym: 1 – czujnik, 2 – moduł z kartą pomiarową, miniaturową sprężarką i przetwornikami pomiarowymi, 3 – komputer przenośny, 4 – przewód pneumatyczny

Fig. 1. Blood pressure waveform measuring device with pneumatic sensor: 1 – sensor, 2 – interface including mini compressor, transducers and microcontroller-based conversion module, 3 – PC notebook, 4 – pneumatic tube

Do wzorcowania tego konieczna jest znajomość ciśnienia skurczowego i rozkurczowego pacjenta. Ale chociaż bezinwazyjny pomiar tych ciśnień jest możliwy różnymi sposobami [3, 4, 6, 7], obecnie w tym celu stosowane są wyłącznie przyrządy mankiętowe, wykorzystujące do pomiaru sprężone powietrze [5]. Fakt ten skłonił autorów do przekształcenia pneumatycznego czujnika fali tętna krwi w wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi umożliwiający pomiar, poza wymienioną falą, również ciśnienia: skurczowego i rozkurczowego [16].

Pomiar fali tętna krwi czujnikiem tego typu przebiega, w skrócie, następująco. Operator przykładá czujnik do ciała pacjenta w miejscu, gdzie bezpośrednio pod skórą przebiega tętnica z wyczuwalnym tętnem – zwykle jest nim nadgarstek (rys. 1). Następnie, obserwując ekran komputera, operator przeprowadza pozycjonowanie czujnika w poziomie i pionie, po czym samoczynnie włącza się sprężarka i dokonuje się pomiar ciśnień niezbędnych do wzorcowania. Po kilku sekundach pulsujące światło diody modułu sygnalizuje koniec wzorcowania i możliwość przejścia do pomiaru fali tętna. Tym razem z czujnika usuwa się dławik wyjściowy, a po przyłożeniu czujnika do tętnicy, stopniowo zwiększa się na nią nacisk, aż do momentu pojawienia się na ekranie komputera fali tętna o możliwie dużej amplitudzie. To kończy pomiar.

## 2. Konstrukcja czujnika i jego działanie

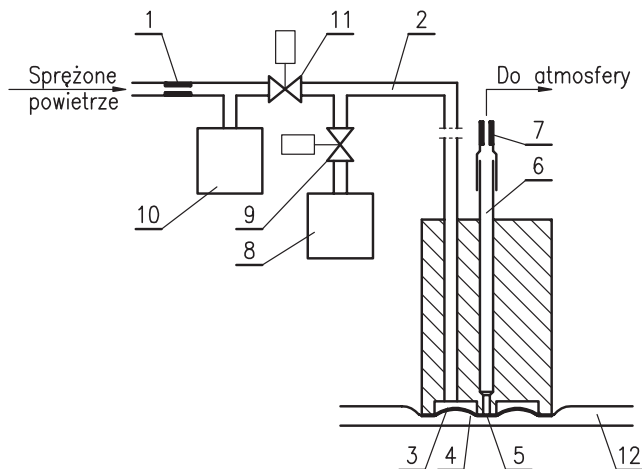
Czujnik jest zbudowany przy użyciu wzmacniacza typu dysza-przysłona, w którym rolę przysłony spełnia elastyczna membrana, przejmująca mierzone ciśnienie lub siłę [13]. Czujnik zbudowany jest z dławika wejściowego 1 (rys. 2) oraz kanału dolotowego 2, którym sprężone powietrze dopływa do komory pomiarowej 3, przykrytej szczelnie elastyczną membraną 4. Powietrze z tej komory wypływa do atmosfery przez szczelinę między membraną i krawędzią dyszy 5, kanał wylotowy 6 oraz umocowany na króćcu dławik wyjściowy 7. Ciśnienie w komorze 3 jest mierzone, przed uruchomieniem sprężarki, przetwornikiem 8 (o zakresie do 4 kPa), przy otwartym elektrozaworze 9, a po uruchomieniu sprężarki – przetwornikiem 10 (o zakresie do 50 kPa) przy otwartym elektrozaworze 11.

Działanie czujnika można podzielić na trzy fazy:

1. pozycjonowanie czujnika,
2. pomiar ciśnień niezbędnych do wzorcowania,
3. pomiar fali tętna.

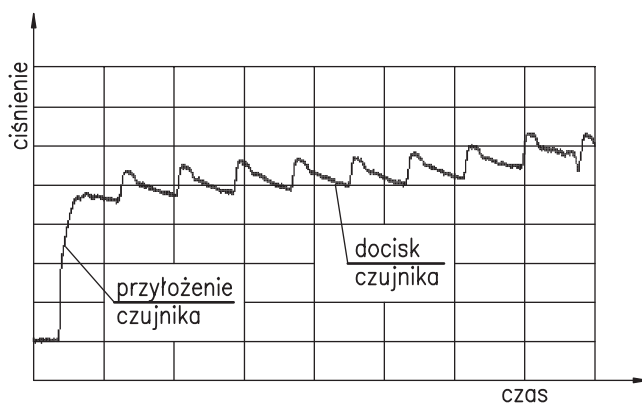
Podczas pozycjonowania czujnik nie jest zasilany sprężonym powietrzem, natomiast przetworniki pomiarowe 8 i 10 są zasilane, a ich sygnały wyjściowe są mierzone za pomocą karty pomiarowej, zaś wyniki są przekazywane do komputera. Ponadto elektrozawór 9 jest wówczas otwarty, elektrozawór 11 – zamknięty, a czujnik wykorzystuje dwa dławiki: 1 oraz 7. Po przyłożeniu, a następnie stopniowym docisku czujnika do badanej tętnicy – z reguły tętnicy promieniowej w nadgarstku – spłaszcza on swą krawędzią tętnicę do około połowy jej średnicy. Pomocą w tej czynności jest przebieg pojawiający się w tym czasie na ekranie komputera (rys. 3). Jest to zapis sygnału wyjściowego przetwornika niskiego ciśnienia 8.

Skok ciśnienia (rys. 3) jest wynikiem zamknięcia dyszy przez membranę i sprężenie przez nią powietrza w komorze 3. Natomiast docisk czuj-



Rys. 2. Schemat czujnika: 1 – dławik wejściowy, 2 – kanał dolotowy, 3 – komora pomiarowa, 4 – membrana, 5 – dysza, 6 – kanał wylotowy, 7 – dławik wyjściowy, 8 – przetwornik (4 kPa), 9 i 11 – elektrozawory, 10 – przetwornik (50 kPa), 12 – tętnica

Fig. 2. Sensor diagram: 1 – input restrictor, 2 – inlet channel, 3 – measuring chamber, 4 – membrane, 5 – nozzle, 6 – outlet channel, 7 – output restrictor, 8 – transducer (4 kPa), 9 and 11 – solenoid valves, 10 – transducer (50 kPa), 12 – artery

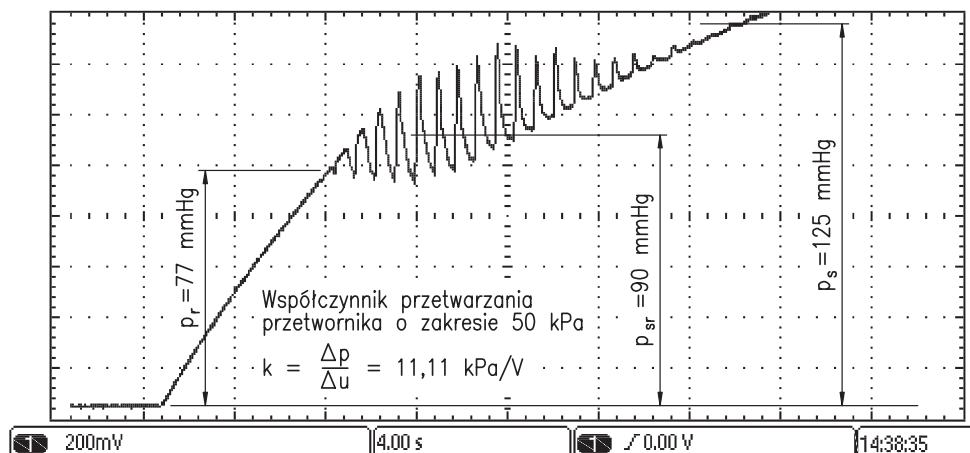


Rys. 3. Przebieg ciśnienia podczas pozycjonowania

Fig. 3. Pressure run during positioning

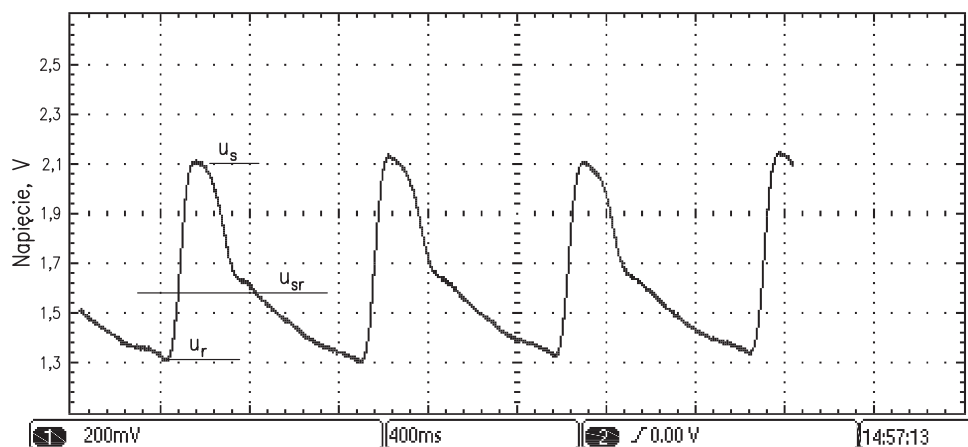
nika spłaszcza tętnicę, a ciśnienie krwi wypycha jej ścianę wraz z membraną w głąb komory 3, wywołując w niej okresowe sprężanie powietrza w takt tętna krwi. Pokazany na rysunku przebieg można uznać za najlepszy dla celów pomiarowych, gdyż stopniowy docisk czujnika praktycznie nie zwiększa już amplitudy oscylacji.

Faza druga rozpoczyna się samoczynnym zamknięciem elektrozaworu 9, otwarciem elektrozaworu 11 oraz włączeniem sprę-



Rys. 4. Oscylogram przebiegu ciśnienia wyjściowego czujnika podczas wzorcowania

Fig. 4. Oscillogram of sensor output pressure run during calibration



Rys. 5. Oscylogram przebiegu fali tętna

Fig. 5. Oscillogram of blood pressure waveform run

zarki. Sprężone powietrze, dopływające do czujnika, wypycha stopniowo membranę z komory 3, a w chwili, gdy jego ciśnienie zrówna się z ciśnieniem rozkurczowym krwi, membrana staje się płaska i na moment otwiera dyszę 5 (zasada kompensacji ciśnień [14]). Powoduje to krótkotrwały spadek ciśnienia w komorze pomiarowej 3, oznaczony symbolem  $p_r$  na przebiegu ciśnienia wyjściowego czujnika (rys. 4). Wartość ciśnienia, przy której wystąpił ten impuls, jest traktowana jako wartość ciśnienia rozkurczowego krwi. W następnej chwili, pod wpływem ciśnienia krwi, dysza zostaje zamknięta, aby za moment znowu się otwierać i zamykać zgodnie z tętnem krwi. Gdy ciśnienie powietrza zrówna się ze średnią wartością ciśnienia krwi, pojawia się wahnięcie ciśnienia o maksymalnej amplitudzie, a ciśnienie powietrza, przy którym to nastąpiło jest traktowane jako średnia wartość ciśnienia krwi. Natomiast dalszy wzrost ciśnienia powietrza zaczyna spłaszczać membranę i uchylać (otwierać) dyszę przy wyższych partiach fali tętna. Zmniejsza to amplitudy pulsacji powietrza, a przy zrównaniu się ciśnienia powietrza z ciśnieniem skurczowym pulsacje ustają. Wartość ciśnienia powietrza, przy której to nastąpiło jest traktowana jako ciśnienie skurczowe. Na tym kończy się druga faza.

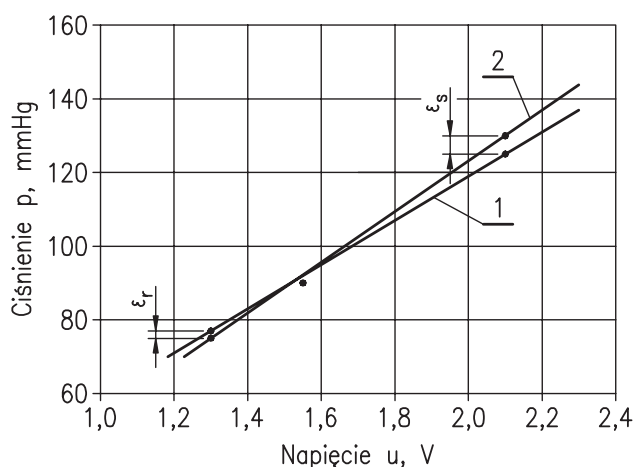
Trzecia faza zaczyna się usunięciem dławika wyjściowego 7 i ponownym zetknięciem czujnika z tętnicą przy maksymalnym ciśnieniu zasilania. Tym razem wywiera się na niego stopniowy nacisk aż do momentu pojawienia na ekranie komputera przebiegu o możliwie dużej amplitudzie (rys. 5). Na tym pomiar jest skończony, a po pewnej chwili na ekranie komputera pojawia się zarejestrowana fala tętna krwi, której rzędne mają podziałkę w jednostkach ciśnienia – kPa lub mmHg.

Warto zauważyć, że podczas pomiaru ciśnienia krwi, czujnik, w przeciwieństwie do przyrządów mankiety, nie zatrzymuje przepływu krwi w badanej tętnicy. Należy on bowiem do kategorii przyrządów komparacyjnych: wielkość mierzona (ciśnienie krwi) jest porównywana z wielkością wyjściową przyrządu (ciśnienie powietrza), a w zależności od znaku różnicy, serwomechanizm zwiększa lub zmniejsza wartość wielkości wyjściowej, doprowadzając tę różnicę do zera. W omawianym czujniku elementem porównującym jest membrana, a serwomechanizmem – układ dysza-przysłona oraz membrana.

### 3. Wzorcowanie układu pomiarowego: czujnik–przetwornik

Celem wzorcowania jest określenie zależności ciśnienia krwi pacjenta  $p$  od napięcia wyjściowego  $u$  przetwornika pomiarowego ciśnienia. Zależność ta jest liniowa i nazywana indywi-

dualną charakterystyką układu (przyrządu) pomiarowego [12]. Do jej określenia konieczne są dwie pary wartości: ciśnienia skurczowego  $p_s$  i maksymalnego napięcia  $u_s$  zarejestrowanej fali tętna oraz ciśnienia rozkurczowego  $p_r$  i minimalnego napięcia  $u_r$  (rys. 5). Do sporządzenia charakterystyki w sposób graficzny wystarczą współrzędne dwóch punktów, np.:  $p_s = 125$  mmHg,  $u_s = 2,1$  V oraz  $p_r = 77$  mmHg,  $u_r = 1,3$  V (rys. 6).



Rys. 6. Przykładowe indywidualne charakterystyki czujnika, wzorcowanego dwoma sposobami: 1 – zaproponowanym, 2 – tradycyjnym

Fig. 6. Example of individual characteristics of sensor calibrated by means two methods: 1 – proposed, 2 – traditional

Natomiast przy analitycznym opisie charakterystyki należy posłużyć się równaniem prostej:

$$p = a + bu \quad (1)$$

gdzie:  $p$  – ciśnienie krwi [mmHg],  $u$  – napięcie wyjściowe przetwornika [V],  $a = p_s - bu_s$  – początkowa wartość charakterystyki [mmHg],

$$b = \frac{p_s - p_r}{u_s - u_r} \text{ – współczynnik kierunkowy [mmHg/V].}$$

Chcąc zwiększyć dokładność wyznaczania charakterystyki, można do jej uzyskiwania wykorzystać dodatkowo średnią wartość ciśnienia krwi  $p_{sr}$  oraz średnią wartość zarejestrowanej fali tętna  $u_{sr}$ . Do wyznaczenia współczynników  $a$  i  $b$  równania, wykorzystuje się w tym przypadku metodę regresji liniowej [11].

Tabela 1. Porównanie zmierzonych i obliczonych wartości

Table 1. Comparison of measured and calculated values

Lp.	Czujnik		Przyrząd naramienny		$\epsilon_s$ mmHg	$\delta_s$ %	$\epsilon_r$ mmHg	$\delta_r$ %
	$p_s$ mmHg	$p_r$ mmHg	$p'_s$ mmHg	$p'_r$ mmHg				
1	125	77	130	75	-5	-4,0	+2	+2,6
2	130	89	127	84	+3	+2,3	+5	+5,6
3	138	85	132	80	+6	+4,3	+5	+5,9
4	133	86	136	82	-3	-2,3	+4	+4,7
5	117	70	120	73	-3	-2,6	-3	-4,3
6	133	84	131	83	+2	+1,5	+1	+1,2
7	141	95	131	87	+10	+7,0	+8	+8,4
8	115	83	126	84	-11	-9,5	-1	-0,1
9	114	77	125	79	-11	-9,6	-2	-2,6
10	133	83	131	82	+2	+1,5	+1	+1,2
11	143	94	144	87	-1	-0,7	+7	+7,4
12	145	91	135	86	+10	+6,9	+5	+5,5
13	151	109	137	94	+14	+9,3	+15	+13,8
14	146	104	138	91	+8	+5,5	+13	+12,5

### 4. Wstępne badanie przydatności czujnika

Stosowane obecnie w praktyce lekarskiej elektryczne czujniki fali tętna krwi typu dotykowego wymagają wzorcowania przed każdym pomiarem. Niezbędne do tego celu wartości ciśnienia skurczowego i rozkurczowego badanej osoby uzyskuje się za pomocą przyrządu mankietowego [5]. W związku z tym, wstępne badania czujnika pneumatycznego polegały na porównaniu wartości tych ciśnień uzyskanych dwoma różnymi sposobami; najpierw badanej osobie (wolontariuszowi) zmierzono niezbędne ciśnienia czujnikiem, a następnie te same ciśnienia wyznaczono za pomocą przyrządu mankietowego (naramiennego). Aby nieco zwiększyć dokładność, do porównania wzięto średnie wartości z trzech pomiarów (tab. 1)

Obliczono błędy bezwzględne  $\epsilon$  i względne  $\delta$  przy użyciu zależności (2) do (5).

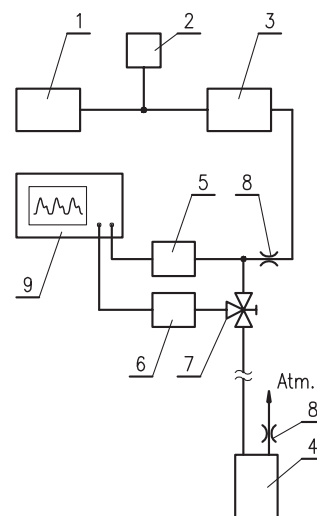
$$\epsilon_s = p_s - p'_s, \tag{2}$$

$$\delta_s = \frac{\epsilon_s \cdot 100}{p'_s} \% \tag{3}$$

$$\epsilon_r = p_r - p'_r, \tag{4}$$

$$\delta_r = \frac{\epsilon_r \cdot 100}{p'_r} \% \tag{5}$$

Badania przeprowadzono na stanowisku pomiarowym, złożonym z miniaturowej sprężarki membranowej 1 (rys. 7), tłumika pulsacji 2, regulatora nadążnego ciśnienia 3, badanego czujnika 4, przetworników pomiarowych 5 i 6 (o zakresach pomiarowych odpowiednio 50 kPa i 4 kPa), zaworu trójdrożnego 7, dwóch dławików 8 i oscyloskopu 9. Na stanowisku tym, poza pomiarami, testowano algorytm sterowania oraz przy jego użyciu dobierano optymalne oporności dławików i średnice przewodów pneumatycznych.



Rys. 7. Schemat stanowiska pomiarowego: 1 – miniaturowa sprężarka, 2 – tłumik pulsacji, 3 – regulator ciśnienia, 4 – badany czujnik, 5 i 6 – przetworniki pomiarowe, 7 – zawór trójdrożny, 8 – dławiki, 9 – oscyloskop  
 Fig. 7. Measuring setup diagram: 1 – minicompressor, 2 – pressure fluctuation dumper, 3 – pressure controller, 4 – tested sensor, 5 and 6 – transducers, 7 – three-way valve, 8 – restrictors, 9 – oscilloscope

## 5. Wnioski

Analizując wyniki wstępnych pomiarów nasuwają się następujące wnioski:

- Różne znaki błędów sugerują, że są to błędy przypadkowe wynikające głównie, z jednej strony z nieodpowiedniego ustawienia czujnika na ciele badanej osoby, a z drugiej – niejednoznacznego (przypadkowego) założenia mankietu przyrządu naramiennego.
  - Niepewność wyników pomiarów, przyjmowana jako odchylenie średnie kwadratowe [11], uzyskane przyrządem mankietowym, według przeprowadzonych własnych testów wynosi: przy pomiarze ciśnienia skurczowego  $s_1 = 7,0$  mmHg, a rozkurczowego  $s_2 = 3,5$  mmHg. Dlatego też o ostatecznej przydatności czujnika zdecydują badania kliniczne z użyciem inwazyjnej metody pomiaru ciśnienia krwi oraz układu, wyposażonego w komputer z programem zapamiętującym zmierzone wartości próbek przebiegów ciśnienia.
- Przyrządy z czujnikami dotykowymi, ze względu na swą prostotę, są rekomendowane jako narzędzie lekarzy pierwszego kontaktu, kardiologów, a także osób zagrożonych chorobami kardiologicznymi [8, 10].

## Bibliografia

1. Arterial Tonometry CBM – 7000. Karta katalogowa f-my Colin Medical Instruments Corporation
2. Dasrom M.S. i inni: *Diagnostic Blood Pressure Wave Analysis and Ambulatory Monitoring Using a Novel Non-invasive Portable Device*. Doniesienie internetowe Uniwersytetu w Singapurze, dmsajeev@msn.com.
3. Ding X.R., Zhang Y.T., Liu J., Dai W.X., Tsang H.K., *Continuous Cuffless Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time and Photoplethysmogram Intensity Ratio*. “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”, Vol. 63, Iss. 5, May 2016, 964–972, DOI: 10.1109/TBME.2015.2480679.
4. Gao M. i inni, *Estimation of Pulse Transit Time as a Function of BP Using Nonlinear Arterial Tube-Load Model*. “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”, Vol. 64, Iss. 7, July 2017, 1524–1534, DOI: 10.1109/TBME.2016.2612639.
5. Instrukcja obsługi czujnika SphygmoCor f-my AtCor Medical Pty Ltd.
6. Kachuee M. i inni, *Cuffless Blood Pressure Estimation Algorithm for Continous Health-Care Monitoring*. “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”, Vol. 64, Iss. 4, April 2017, 859–869, DOI: 10.1109/TBME.2016.2580904.
7. Mukkamala R. i inni, *Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice*. “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”, Vol. 62, Iss. 8, August 2015, 1879–1901, DOI: 10.1109/TBME.2015.2441951.
8. O Rurke M.F. i inni, *Pulse wave analysis*, “British Journal of Clinical Pharmacology”, Vol. 51, 2001, 507–522, DOI: 10.1046/j.0306-5251.2001.01400.x.
9. Polska Norma, Metrologia PN-71/N-02050: *Nazwy i określenia*.
10. Siebert J., Molisz A., *Centralne ciśnienie tętnicze – tonometria aplanacyjna*. Forum Medycyny Rodzinnej, Vol. 4, Nr 2, 2010, 141–148.
11. Taylor J.R., *Wstęp do analizy błęd pomiarowego*. PWN Warszawa 1999.
12. Tomczuk K., Werszko M., Sasiadek J.Z., Kosek J., Berny W., Weiser A., Feder-Kubis J., *Development of a tonometric sensor for measurement and recording of arterial pressure waveform*, “Review of Scientific Instruments”, 84/2013, 1–7, DOI: 10.1063/1.4821122.
13. Tomczuk K., Werszko R., *Pneumatyczne wzmacniacze typu dysza-przystona do pomiaru ciśnień w organizmie człowieka*. „Aparatura Badawcza i Dydaktyczna”, T. 18, Nr 1, 2013, 49–54.
14. Werszko M., Werszko R., *Zasada kompensacji ciśnień w pomiarach medycznych*. IV Sympozjum pt. Modelowanie i pomiary w medycynie. Krynica 2002, 227–234.
15. Werszko M. i inni: *Nowe konstrukcje pneumatycznego czujnika ciśnienia krwi*, „Pomiary Automatyka Kontrola”, nr 5 bis, 2006.
16. Werszko M. i inni, *Wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi*. Zgłoszenie patentowe nr P424640, luty 2018.

## Multifunctional Blood Pressure Sensor

**Abstract:** A novel design of pneumatic sensor that non-invasively can measure arterial waveform and additionally – systolic, diastolic and mean blood pressure is presented. These last ones enable autocalibration of the sensor directly on a patient body. The sensor design is based on the traditional nozzle – flapper amplifier with an elastic membrane as the flapper that takes over measured pressure or force. Novelty is there equipment of the sensor with two, instead of the one, pneumatic restrictors: one on its input – second on the output. Moreover, during auto-calibration the sensor is supplied with a linearly increasing air pressure in the range of 0–50 kPa. The sensor is destined for cooperation with a personal computer through an interface including air minicompressor and micro controller – based conversion module. Results of preliminary sensor tests on volunteers are promising.

**Keywords:** blood pressure measurement, blood pressure pneumatic sensor, comparative method of measurement, oscillometric method of measurement, nozzle-flapper amplifier



### prof. dr hab. inż. Mirosław Werszko

miroslaw.werszko@pwr.edu.pl

Był współzałożycielem i długoletnim pracownikiem Zakładu Automatyki na Wydziale Mechaniczno-Energetycznym Politechniki Wrocławskiej. Jego zainteresowania są skupione na zastosowaniach pneumatyki w sterowaniu i pomiarach. Jest autorem lub współautorem kilkunastu patentów i zgłoszeń patentowych, między innymi pneumatycznego czujnika ciśnienia wewnątrzczaszkowego, czujnika ciśnienia wewnątrzgałkowego i wielofunkcyjnego czujnika ciśnienia krwi. Jest także współautorem kilkakrotnie wznawianego podręcznika „Mechaniczne urządzenia automatyki”.



### dr inż. Radosław Werszko

radoslaw.werszko@pwr.edu.pl

Wykładowca w Katedrze Podstaw Konstrukcji Maszyn i Tribologii na Wydziale Mechanicznym Politechniki Wrocławskiej. W ramach swojej pracy naukowej zajmował się między innymi rezonatorowymi przetwornikami siły oraz opracował nową metodę kompensacji wpływów temperaturowych w przetwornikach pomiarowych opartych na rezonatorach kwarcowych. Jest także współautorem podręczników „Podstawy metrologii – wybrane zagadnienia” oraz „Podstawy automatyki – wybrane zagadnienia”.



### dr hab. inż. Krzysztof Tomczuk

Krzysztof.Tomczuk@pwr.wroc.pl

Adiunkt w Katedrze Inżynierii Kriogenicznej, Lotniczej i Procesowej na Wydziale Mechaniczno-Energetycznym Politechniki Wrocławskiej. Jego zainteresowania naukowe obejmują m.in. tematykę pomiarów wielkości nieelektrycznych, a w szczególności nieinwazyjnych pomiarów fali tętna krwi, analizę i przetwarzanie danych pomiarowych, opracowania i wdrażanie inteligentnych algorytmów sterowania. Jest współautorem podręczników „Mechatronics and Control Systems Handbook” oraz „Ćwiczenia laboratoryjne z podstaw automatyki”.

