

Model i optymalizacja konstrukcji wielofunkcyjnego czujnika ciśnienia krwi

Mirosław Werszko, Krzysztof Tomczuk

Politechnika Wrocławska, Wydział Mechaniczno-Energetyczny, Katedra Kriogeniki i Inżynierii Lotniczej, Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław

Radosław Werszko

Politechnika Wrocławska, Wydział Mechaniczny, Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn i Układów Mechatronicznych, ul. I. Łukasiewicza 7–9, 50-371 Wrocław

Streszczenie: Przedstawiono model symulacyjny pneumatycznego czujnika typu dotykowego, przeznaczonego m.in. do bezinwazyjnego pomiaru skurczowego i rozkurczowego ciśnienia krwi. Pomiar tych wielkości odbywa się metodą komparacyjną: zmiany ciśnienia krwi, przenoszone przez ścianę tętnicy i skórę na zewnętrzną stronę membrany czujnika, porównywane są z ciśnieniem na jej wewnętrznej stronie, wywieranym przez sprężone powietrze, którego ciśnienie zmienia się liniowo z prędkością 3 mmHg/s. Zrównanie się chwilowych wartości tych ciśnień powoduje spłaszczenie membrany, która na moment otwiera kanał odpowietrzający, gdy jest on zamknięty lub go zamyka, gdy jest otwarty. Chwilowe otwarcia lub zamknięcia kanału powodują załamania regularnego przebiegu ciśnienia porównawczego, przy czym pierwsze i ostatnie z tych załamań określają wartości mierzonych ciśnień. W wyniku badań modelu czujnika, dotychczasowy liniowy przebieg ciśnienia porównawczego został zastąpiony przez przebieg łamany, dzięki czemu zminimalizowano błędy pomiaru ciśnień oraz czasy trwania samego pomiaru (kryteria optymalizacji). Ponadto uproszczono proces pozycjonowania czujnika na ciele badanej osoby: zastosowano czujnik z pierścieniowym odpowietrzaniem zamiast z odpowietrzaniem centralnym, który był stosowany dotychczas.

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

1. Wprowadzenie

Opisany w artykule wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi powstał w wyniku modyfikacji pneumatycznego czujnika fali tętna krwi, który był już testowany z pozytywnym skutkiem na pacjentach Kliniki Nefrologii i Transplantacji Akademii Medycznej [1] oraz Akademickiego Szpitala Klinicznego we Wrocławiu [2]. Podczas tych testów czujnik był wzorcowany w ten sposób, że jego wskazania były porównywane z ciśnieniem krwi mierzonym u pacjentów przy użyciu przyrządu pomiarowego, z reguły typu mankietowego, który był traktowany jako przyrząd wzorcowy. Pozytywne wyniki testów skłoniły autorów do podjęcia badań nad wykorzystaniem sprę-

żonego powietrza, nie tylko do pomiaru fali tętna krwi, ale również ciśnień niezbędnych do określenia podziałki przebiegu tej fali w jednostkach ciśnienia. Badania te doprowadziły do zastosowania po raz pierwszy w czujniku pneumatycznym komparacyjnej metody pomiaru tego typu ciśnień. W ten sposób powstał wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi [3–5].

Kilkumiesięczna eksploatacja opracowanego czujnika w warunkach laboratoryjnych wykazała, co prawda przydatność nowej metody do pomiaru ciśnienia krwi, to jednak zastrzeżenie budziło kłopotliwe pozycjonowanie czujnika na ciele pacjenta oraz zbyt duży rozrzut wyników pomiarów i stosunkowo długi czas ich trwania.

Aby zbadać przyczyny takiego stanu rzeczy, opracowano model symulacyjny czujnika, a po jego analizie zmieniono sposób wymuszania przebiegu ciśnienia porównawczego z ciągłego, jak dotychczas, na przebieg łamany, zmieniany zgodnie z określonym algorytmem. Dzięki temu zabiegowi zminimalizowano zarówno rozrzut wyników pomiarów, jak i czasy trwania samych pomiarów.

Usprawniono również kłopotliwą w użyciu dotychczasową procedurę pozycjonowania czujnika na ciele badanego pacjenta, wprowadzając w czujniku odpowietrzanie pierścieniowe.

Autor korespondujący:

Mirosław Werszko, mirosław.werszko@pwr.edu.pl

Artykuł recenzowany

nadesłany 13.07.2020 r., przyjęty do druku 19.08.2020 r.



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

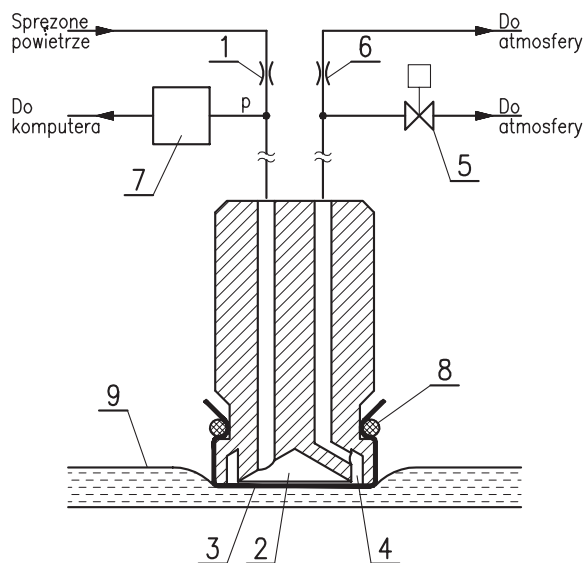
2. Czujnik

Czujnik w nowej wersji ma tę samą strukturę, jak dotychczas stosowany: pneumatyczny wzmacniacz typu dysza-przysłona z ujemnym sprzężeniem zwrotnym i elastyczną membraną w roli przysłony (rys. 1). Natomiast istotną różnicę w konstrukcji obu wersji czujników stanowi sposób ich odpowietrzania: w nowej wersji centralnie usytuowana dysza została zastąpiona przez umieszczony na obwodzie kanał pierścieniowy.

Na rysunku 1 pokazano schemat wielofunkcyjnego czujnika ciśnienia krwi oraz zilustrowano spłaszczenie tętnicy w trakcie pomiaru. W skład czujnika wchodzi pneumatyczny dławik wejściowy (1), przez który sprężone powietrze dopływa do komory pomiarowej (2), szczelnie przykrytej elastyczną membraną (3). Powietrze z tej komory wypływa do atmosfery – najpierw przez szczelinę między membraną i krawędzią kanału (4), a następnie przez otwarty zawór odcinający (5) lub, gdy zawór ten jest zamknięty, przez dławik wyjściowy (6).

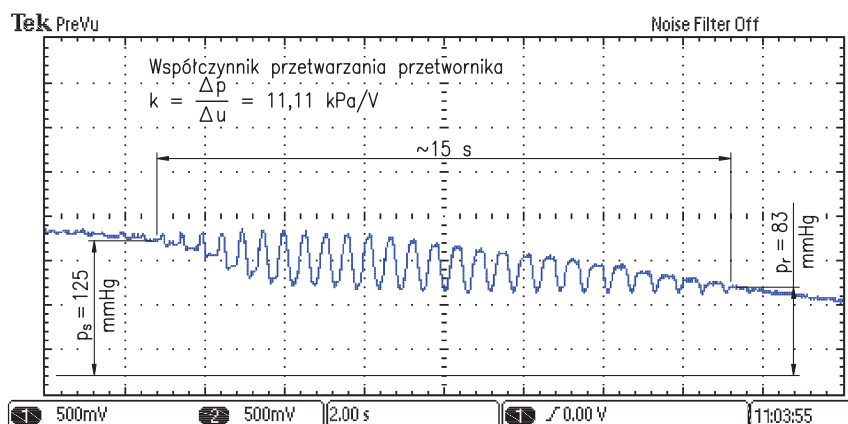
W przypadku gdy zawór (5) jest otwarty, czujnik pracuje jako regulator nadążny: jego ciśnienie wyjściowe p , mierzone przetwornikiem pomiarowym (7), nadąża za zmianami wielkości mierzonej w postaci ciśnienia krwi, działającego na zewnętrzną stronę membrany (3). Przy takiej strukturze i zasilaniu czujnika sprężonym powietrzem o stałym ciśnieniu o wartości 50 kPa, dokonuje się pomiaru fali tętna krwi [2, 6, 7].

W przypadku, gdy zawór (5) jest zamknięty, a sprężone powietrze z komory pomiarowej (2) uchodzi do atmosfery przez dławik wyjściowy (6), czujnik pracuje w układzie, w którym funkcję komparatora spełnia membrana. Taka struktura czujnika umożliwia pomiar ciśnienia skurczowego i rozkurczowego krwi. Pomiar tych wielkości wymaga doprowadzenia do czuj-



Rys. 1. Schemat wielofunkcyjnego czujnika ciśnienia krwi; 1 – dławik wejściowy, 2 – komora pomiarowa, 3 – membrana, 4 – kanał pierścieniowy, 5 – elektro-pneumatyczny zawór odcinający, 6 – dławik wyjściowy, 7 – przetwornik pomiarowy, 8 – O-ring, 9 – tętnica

Fig. 1. Multifunctional blood pressure sensor schema; 1 – input restrictor, 2 – measuring chamber, 3 – membrane, 4 – ring channel, 5 – switching solenoid valve, 6 – output restrictor, 7 – transducer, 8 – O-ring, 9 – artery



Rys. 2. Oscylogram ciśnienia wyjściowego czujnika podczas jego wzorcowania przy użyciu liniowo narastającego ciśnienia porównawczego

Fig. 2. Oscillogram of sensor output pressure during its calibration with linear comparative pressure run

nika sprężonego powietrza o liniowo narastającym lub opadającym ciśnieniu porównawczym.

Pomiar ciśnienia omawianym czujnikiem wymaga spłaszczenia badanej tętnicy przez jego obudowę. Dzieje się to przed każdym pomiarem w ramach procedury pozycjonowania czujnika w poziomie i pionie na ciele pacjenta [3, 4]. Pozycjonowanie w poziomie polega na przyłożeniu czujnika w takim miejscu gdzie przebieg ciśnienia, pojawiający się na ekranie komputera, ma kształt regularnej fali tętna krwi. Przeprowadzenie tego działania ułatwia stosowanie czujnika z odpowietrzaniem pierścieniowym [8].

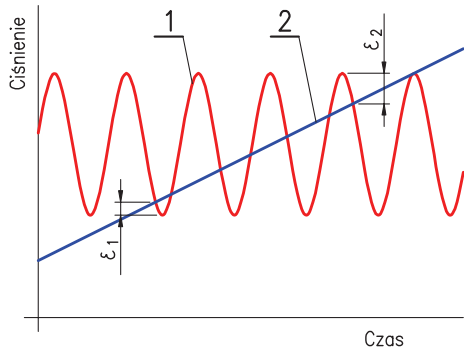
Natomiast pozycjonowanie w pionie polega na wywarceniu na czujnik takiego nacisku aby fala ciśnienia krwi, widoczna na ekranie komputera, miała maksymalną amplitudę. Przebieg tej fali zostaje zapamiętany w pamięci komputera, a jej ekstremalne wartości służą do określania przebiegu ciśnienia porównawczego.

Przedmiotem dalszych rozważań jest czujnik o strukturze komparacyjnej. Po zapamiętaniu przebiegu fali tętna krwi, zamyka się zawór (5), a następnie włącza się generator ciśnienia porównawczego, którego początkowo liniowy przebieg staje się oscylacyjny. Amplituda oscylacji początkowo rośnie, a następnie maleje do zera (rys. 2), przy czym pierwsza zmiana ciśnienia porównawczego – na tym rysunku to górę – określa wartość ciśnienia skurczowego p_s , a ostatnia – w dół – wartość ciśnienia rozkurczowego p_r .

3. Model

Na rysunku 3 pokazano dwa przebiegi: mierzonego ciśnienia krwi, zamodelowanego przebiegiem sinusoidy (1) oraz ciśnienia porównawczego (2). Ciśnienie krwi, przez ścianę spłaszczoną tętnicy i skórę, oddziałuje na zewnętrzną stronę membrany czujnika (rys. 1), a ciśnienie porównawcze – na wewnętrzną jej stronę. Przecięcie się tych przebiegów wskazuje punkty zrównania ciśnień po obu stronach membrany, która w tej sytuacji spłaszcza się, przyjmując swoje neutralne (chwijne) położenie i na moment otwiera kanał odpowietrzający (4), gdy jest on zamknięty lub go zamyka, gdy jest on otwarty.

Podczas pomiaru obu rodzajów ciśnienia, chwilowe otwarcie lub zamknięcie kanału odpowietrzającego czujnika przejawia się załamaniem w dół lub w górę regularnego przebiegu ciśnienia porównawczego, który przyjmuje postać oscylacji o rosnącej, a później malejącej amplitudzie (rys. 2). Pierwsze i ostatnie załamanie tego przebiegu, którego próbkowane wartości są na bieżąco zapamiętywane w pamięci komputera,



Rys. 3. Ilustracja powstawania błędów ϵ podczas pomiaru ciśnień metodą komparacyjną; 1 – imitacja przebiegu ciśnienia krwi, 2 – przebieg ciśnienia porównawczego
 Fig. 3. Illustration of ϵ error formation during pressure measuring using comparative method; 1 – imitation of blood pressure run, 2 – comparative pressure run

stanowią wyniki pomiaru ciśnień: skurczowego p_s i rozkurczowego p_r . Błędy tych wyników, oznaczone jako ϵ_1 i ϵ_2 , są różnicami między wartościami ciśnienia porównawczego przy pierwszym i ostatnim jego załamaniu, a rzeczywistymi wartościami ciśnień: rozkurczowego i skurczowego (rys. 3).

Nietrudno zauważyć, że największy wpływ na wartość tych błędów ma nachylenie przebiegu ciśnienia porównawczego, określające prędkość jego zmian. Prędkość ta, zalecana przez międzynarodowe ustalenia, powinna wynosić 3 mmHg/s (0,4 kPa/s), zarówno w przypadku przyrządów osłuchowych (tony Korotkowa), jak również przyrządów działających automatycznie [7, 9]. Dla tej prędkości maksymalne błędy nie przekraczają 3 mmHg i są traktowane jako dopuszczalne. Wartości błędów mogą maleć, gdy częstość tętna wzrasta ponad 60 uderzeń na minutę.

Wadą pomiaru tymi przyrządami jest relatywnie długi czas pomiaru rzędu jednej minuty, który w przypadku czujnika dotykowego jest zbyt długi, gdyż podczas pomiaru musi on być dociskany do badanej tętnicy z niezmienną siłą. W przeciwnym wypadku mogą wystąpić dodatkowe błędy. Aby skrócić ten czas, w nowej konstrukcji czujnika, dotychczasowy liniowy przebieg ciśnienia porównawczego z zaleconą prędkością zastąpiono przebiegiem odcinkowo-liniowym, wyznaczanym według zadanego algorytmu. Rozpoczęcie generowania tego przebiegu

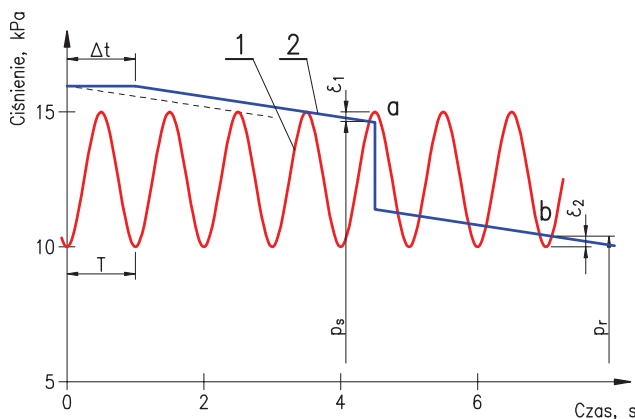
następuje przy ciśnieniu, którego wartość przekracza wartość mierzonego ciśnienia skurczowego o około 1 kPa, po czym następuje jego spadek z prędkością 0,4 kPa/s, aż do pierwszego przecięcia i załamania w punkcie *a*, po czym następuje skokowy spadek ciśnienia do wartości przekraczającej wartość mierzonego ciśnienia rozkurczowego też o około 1 kPa. Od tej wartości ciśnienie porównawcze rozpoczyna kolejny liniowy spadek z zalecaną prędkością aż do kolejnego, drugiego przecięcia w punkcie *b*, po którym następuje koniec pomiaru (rys. 4).

W celu określenia wpływu zaproponowanego kształtu przebiegu ciśnienia porównawczego na długość trwania pomiaru i wartości błędów pomiaru, przeprowadzono badania symulacyjne modelu czujnika. Przyjęty do tych badań przebieg ciśnienia krwi o normalnym zakresie ciśnień zasymulowano sinusoidą rozpoczynającą się w umownym czasie $t = 0$. Natomiast rozpoczęcie przebiegu ciśnienia porównawczego z zalecaną prędkością jest opóźnione względem sinusoidy o przedział czasowy Δt , który może się zmieniać od 0 (linia cienka przerywana) do $\Delta t_{max} = T$, gdzie T – okres sinusoidy (rys. 4). Ma to odzwierciedlać rzeczywiste warunki pomiaru, podczas którego przebieg ciśnienia krwi już oddziałuje na membranę czujnika, podczas gdy przebieg ciśnienia porównawczego dopiero startuje, w bliżej nieokreślonym czasie.

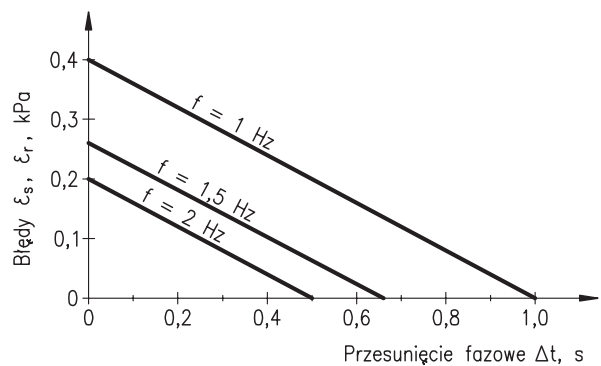
Przy zachowaniu zalecanej prędkości przebiegu ciśnienia porównawczego błędy pomiaru mogą się zmieniać: od teoretycznej wartości $\epsilon = 0$ do wartości ϵ_{max} , która zależy od okresu fali tętna krwi – im ten okres jest dłuższy, tym te błędy stają się większe. Zależności te zilustrowano na przykładowym rysunku 5, na którym wartości błędów popełnianych podczas pomiaru ciśnienia skurczowego ϵ_s i rozkurczowego ϵ_r leżą na tej samej linii, ale podziałka czasu Δt na tym rysunku dotyczy tylko określania błędów ϵ_s . Natomiast do określenia błędów ϵ_r konieczna jest znajomość czasu zakończenia pomiaru ciśnienia rozkurczowego p_r , który na odmianną zależy od wartości amplitudy fali tętna krwi.

Wykres na rysunku 5 powstał z myślą o doskonaleniu programu optymalizacji przebiegu ciśnienia porównawczego w przyszłości.

Podsumowując można stwierdzić, iż wprowadzenie programowanego przebiegu ciśnienia porównawczego daje niewątpliwie korzyści – zarówno pod względem minimalizacji błędów pomiarów ciśnień, jak i czasu ich trwania (kryteria optymalizacji).



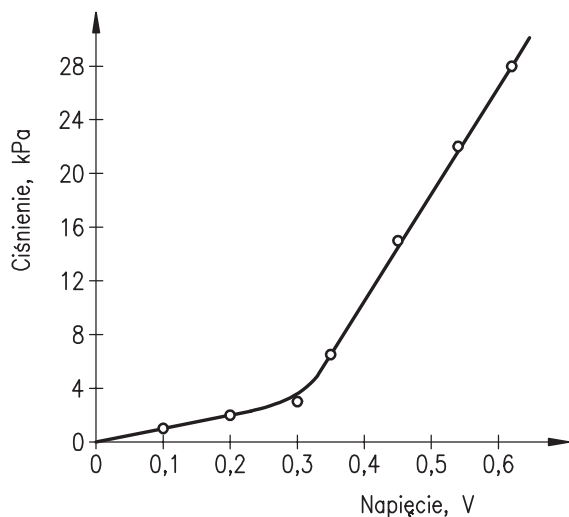
Rys. 4. Ilustracja powstawania błędów pomiaru ϵ przy zastosowaniu łamanego przebiegu ciśnienia porównawczego; 1 – imitacja ciśnienia krwi, 2 – przebieg porównawczy
 Fig. 4. Illustration of measurement ϵ error formation by application of broken comparative pressure run; 1 – imitation of blood pressure, 2 – comparative run



Rys. 5. Przykładowa zależność błędów pomiaru ciśnienia skurczowego ϵ_s i rozkurczowego ϵ_r w zależności od przesunięcia fazowego Δt i częstotliwości f
 Fig. 5. Exemplary measurement errors of systolic ϵ_s and diastolic ϵ_r pressure versus phase shift Δt and frequency f

4. Czujnik w nowej wersji i jego badanie

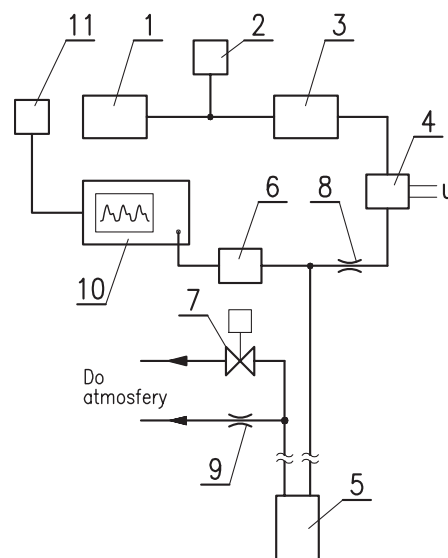
Najistotniejszą zmianą w konstrukcji czujnika jest wyposażenie go w generator ciśnienia porównawczego. Stanowi go proporcjonalny zawór elektropneumatyczny, zasilany sprężonym powietrzem o stałym ciśnieniu, a sterowany zaprogramowanym przez współpracujący komputer napięciem u . Jego uśrednioną charakterystykę przedstawiono na rysunku 6. Kolejną zmianą jest użycie czujnika z odpowietrzeniem pierścieniowym (rys. 1) zamiast z centralnym. Ta ostatnia zmiana ułatwia procedurę pozycjonowania (usytuowania) czujnika na ciele badanej osoby. Środek membrany czujnika niekoniecznie musi się znajdować dokładnie nad badaną tętnicą, co musiało mieć miejsce wcześniej.



Rys. 6. Uśredniona charakterystyka zaworu elektropneumatycznego
Fig. 6. Average characteristic of the solenoid pneumatic valve

Na rysunku 7 pokazano schemat układu pomiarowego, który posłużył do wstępnych badań czujnika na wolontariuszach. W jego skład wchodzi: sprężarka membranowa (1), tłumik pulsacji (2), stabilizator (zadajnik) ciśnienia (3), generator ciśnienia porównawczego (4), badany czujnik (5), przetwornik ciśnienia (6), elektrozawór odcinający (7), dławik wejściowy (8) i dławik wyjściowy (9). Ponadto do badań laboratoryjnych wykorzystywano oscyloskop (10) i drukarkę (11).

Badania przebiegały w następujący sposób. Przed właściwym pomiarem określano ciśnienie skurczowe i rozkurczowe badanej osoby, używając do tego celu przyrządu mankietowego nadgarstkowego. Taką samą czynność powtarzano po zakończeniu pomiaru. Właściwe badanie czujnika rozpoczynało się pomiarem fali tętna krwi. W tym celu komora pomiarowa czujnika zostaje połączona z atmosferą: otwarcie elektrozaworu (7), zadajnik ciśnienia (3) ustawiony na 50 kPa, a generator ciśnienia porównawczego (4) zasilony napięciem $u = 0,6$ V. Po przyłożeniu i ustaleniu odpowiedniej pozycji czujnika na ciele badanej osoby, na ekranie komputera pojawia się przebieg fali tętna krwi o możliwie dużej amplitudzie, co potwierdza właściwe przyłożenie. Przebieg ten zostaje zarejestrowany w pamięci komputera, a cały układ pomiarowy zostaje przełączony na strukturę komparacyjną: elektrozawór 7 zostaje zamknięty, a napięcie u , sterujące genera-



Rys. 7. Schemat stanowiska pomiarowego; 1 – miniaturowa sprężarka, 2 – tłumik pulsacji, 3 – zadajnik ciśnienia, 4 – generator ciśnienia porównawczego, 5 – badany czujnik, 6 – przetwornik pomiarowy, 7 – elektrozawór odcinający, 8 – dławik wejściowy, 9 – dławik wyjściowy, 10 – oscyloskop, 11 – drukarka

Fig. 7. Measuring setup schema; 1 – minicompressor, 2 – pressure fluctuation dumper, 3 – pressure controller, 4 – comparative pressure generator, 5 – tested sensor, 6 – transducer, 7 – switching solenoid valve, 8 – input restrictor, 9 – output restrictor, 10 – oscilloscope, 11 – printer

torem ciśnienia porównawczego, zmienia się zgodnie z założonym z góry algorytmem, uwzględniającym przebieg zmierzonej właśnie fali tętna krwi.

Na tym pomiar jest skończony, a na ekranie oscyloskopu pojawia się zarejestrowany przebieg ciśnienia porównawczego w postaci kilku wzniesień oraz wyznaczone wartości ciśnień: skurczowego p_s i rozkurczowego p_r (rys. 8).

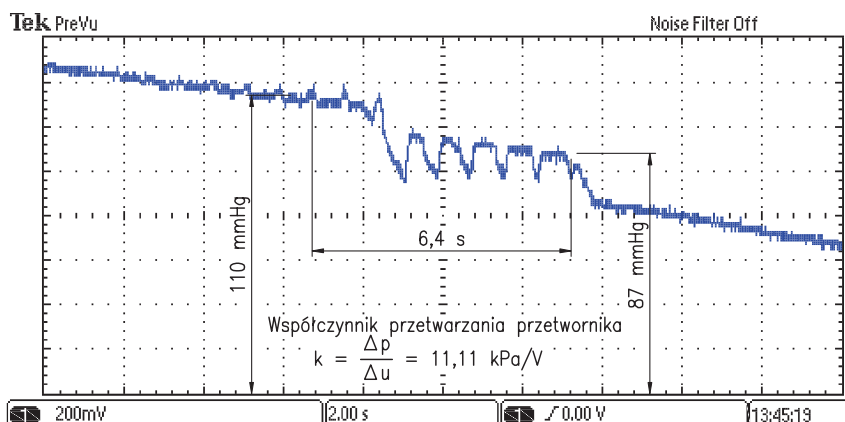
Uzyskane wartości porównano z wartościami ciśnień zmierzonych nadgarstkowym przyrządem mankietowym (tab. 1), określając błędy bezwzględne ϵ i względne δ według zależności:

$$\epsilon_s = p_s - p'_s \tag{1}$$

$$\delta_s = \frac{\epsilon_s \cdot 100}{p'_s} \% \tag{2}$$

$$\epsilon_r = p_r - p'_r \tag{3}$$

$$\delta_r = \frac{\epsilon_r \cdot 100}{p'_r} \% \tag{4}$$



Rys. 8. Oscylogram przebiegu ciśnienia wyjściowego czujnika podczas jego wzorcowania z łamanym przebiegiem porównawczym

Fig. 8. Oscilloscope of sensor output pressure run during its calibration with broken comparative run

Tabela 1. Porównanie zmierzonych i obliczonych wartości
Table 1. Comparison of measured and calculated values

Lp	Czujnik		Przyrząd nadgarstkowy		ϵ_s mmHg	δ_s %	ϵ_r mmHg	δ_r %
	p_s mmHg	p_r mmHg	p'_s mmHg	p'_r mmHg				
1	117	83	120	87	-3	-2,5	-4	-4,6
2	100	83	108	80	-8	-7,4	+3	+3,7
3	110	87	116	83	-6	-5,2	+4	+4,8
4	113	83	110	81	+3	+2,7	+2	+2,5
5	125	83	136	80	-11	-8,1	+3	+3,8
6	100	75	105	76	-5	-4,8	-1	-1,3
7	120	89	126	87	-6	-4,8	+2	+2,3
8	122	81	120	81	+2	+1,7	0	0
9	120	88	132	80	-12	-9,1	+8	+9,6
10	125	83	130	85	-5	-3,8	-2	-2,4

Podsumowanie i wnioski

Z analizy przeprowadzonych wstępnych badań czujnika wynika, że najlepsze rezultaty dała minimalizacja czasu trwania pomiaru. Wartości tych czasów, mierzonych między skrajnymi wahnięciami przebiegu ciśnienia porównawczego, zawierają się w granicach $\Delta t = 6,5$ s, podczas gdy czas pomiaru przy liniowo narastającym ciśnieniu porównawczym wynosił około 15 s, a więc ponad dwukrotnie więcej (rys. 2).

Natomiast błędy pomiarów w większości – za wyjątkiem dwóch – nie przekraczały wartości: $\epsilon_s = 10$ mmHg i $\epsilon_r = 8$ mmHg. Oznacza to, że zgodnie z międzynarodowymi wytycznymi [10] badany czujnik można zaliczyć wstępnie do grupy przyrządów „nieznacznie niedokładnych” (ang. *slightly inaccurate*).

Według przypuszczeń autorów, lepsze wyniki w tym zakresie można uzyskać badając czujnik w warunkach klinicznych przy zastosowaniu inwazyjnej metody pomiaru ciśnienia krwi. Do badań tego typu, zgodnie z wymaganiami Komisji Etyki Lekarskiej, cały osprzęt czujnika powinien się znaleźć w jednej obudowie (przyjmując postać komercyjną). To zadanie stoi przed innym zespołem badawczym. Dodatkowym zadaniem tego zespołu będzie również wdrożenie programu umożliwiającego przejście od zmierzonej w nadgarstku fali tętna krwi do fali aortalnej i zdobycie w ten sposób dodatkowych danych (informacji) kardiologicznych [11–13].

Bibliografia

- Kosek J., *Przyrząd do bezinwazyjnego pomiaru fali tętna krwi*. Praca doktorska Politechniki Wrocławskiej, 2008.
- 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”, Vol. 84, 2013, 1–7, DOI: 10.1063/1.4821122.
- Werszko M., Tomczuk K., Werszko R., *Wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi*. Patent nr PAT.234337.
- Werszko M., Tomczuk K., Werszko R., *Wielofunkcyjny czujnik ciśnienia krwi*, „Pomiary Automatyka Robotyka”, R. 22, Nr 2, 2018, 5–7, DOI: 10.14313/PAR_228/5.
- Werszko R., Tomczuk K., *Pomiar składowej zmiennej pulsującego ciśnienia powietrza*, „Pomiary Automatyka Robotyka”, R. 22, Nr 4, 2018, 13–19, DOI: 10.14313/PAR_230/13.
- Werszko M., Kosek J., *Problemy bezinwazyjnych pomiarów fali tętna krwi*. VII Sympozjum pt. Modelowanie i pomiary w medycynie, Krynica 2005, 101–106.
- Werszko M., Tomczuk K., Jędrusyna A., *Pneumatic sensors for blood pressure measurement*, “Elektronika”, Nr 8–9, 2004, 87–89.
- Werszko M., Tomczuk K., Werszko R., *Nowe konstrukcje pneumatycznego czujnika ciśnienia krwi*. „Pomiary Automatyka Kontrola”, nr 5 bis, 2006.
- Beevers D.G., Lip G.Y.H., O'Brien E., *ABC of hypertension*. British Medical Journal 1987, 1–51.
- O'Brien E. i inni, *Working Group on Blood Pressure Monitoring of the European Society of Hypertension International Protocol for validation of blood pressure measuring devices in adults*. “Blood Pressure Monitoring”, Vol. 7, Nr 1, 2002, 3–17.
- O'Rourke M.F., Pauca A., Jiang X.J., *Pulse wave analysis*. “British Journal of Clinical Pharmacology”, Vol. 51, 2001, 507–522, DOI: 10.1046/j.0306-5251.2001.01400.x.
- Siebert J., Molisz A., *Centralne ciśnienie tętnicze – tonometria aplanacyjna*. „Forum Medycyny Rodzinnej”, Vol. 4, Nr 2, 2010, 141–148.
- Instrukcja obsługi czujnika SphygmoCor f-my AtCor Medical Pty Ltd, Sydney.

Modeling and Design Optimisation of Multifunctional Blood Pressure Sensor

Abstract: The paper presents a simulation model of a pneumatic tactile sensor, intended, among others, for non-invasive measurement of systolic and diastolic blood pressure. These values are measured using the comparative method: changes in blood pressure transferred through the artery wall and skin to the outside of the sensor membrane are compared with the pressure on its inside, exerted by compressed air, the pressure of which changes linearly at a rate of 3 mmHg/s. The equalization of the instantaneous values of these pressures causes the flattening of the diaphragm, which momentarily opens the venting channel when it is closed or closes it when it is open. Momentary openings or closings of the channel cause breaks in the regular course of the comparative pressure, the first and last of these breaks determining the values of the pressures measured. As a result of testing the sensor model, the previous linear course of the comparative pressure was replaced by a broken run, thanks to which pressure measurement errors and the duration of the measurement itself were minimised (optimisation criteria). In addition, the process of positioning the sensor on the body of the test person was simplified: a sensor with ring venting was used instead of the central venting that had been used so far.

Keywords: blood pressure measurement, pneumatic pressure sensor, comparative method of measurement, nozzle-flapper pneumatic amplifier, sensor with ring venting

prof. dr hab. inż. Mirosław Werszko

miroslaw.werszko@pwr.edu.pl
ORCID: 0000-0003-2613-4456

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, 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
ORCID: 0000-0002-3914-9094

Adiunkt dydaktyczny w Katedrze Podstaw Konstrukcji Maszyn i Układów Mechatronicznych 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
ORCID: 0000-0003-4882-0043

Profesor w Katedrze Kriogeniki i Inżynierii Lotniczej 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”.

