

Ćwiczenie nr 4. **BADANIE CZUJNIKA CIŚNIENIA ARTERIALNEGO**

Cel ćwiczenia

1. Kalibracja czujnika ciśnienia arterialnego metodą ciśnienia słupa wody.
2. Porównanie pomiarów ciśnienia powietrza mierzonych czujnikami BD i Motorola.
3. Badanie odpowiedzi torów pomiarowych czujników BD i Motoroli na skokowy spadek ciśnienia powietrza.
4. Analiza wyników pomiarów, porównanie z danymi fabrycznymi czujników.

Przebieg pomiarów

1. Badania właściwości statycznych czujnika ciśnienia arterialnego:
 - kalibracja czujnika ABP dla nastawianego ciśnienia powietrza z wykorzystaniem kalibratora ciśnienia KAL100 firmy halstrup.
2. Badania właściwości dynamicznych czujnika ciśnienia ABP i Motorola (wyznaczanie stałej czasowej odpowiedzi na ujemny skok ciśnienia) z wykorzystaniem modułu NI 9215 i oprogramowania LabView.

Ad. 1.

- Zapoznać się z układem pomiarowym na stanowisku (Rys1.)
- Zbadać charakterystykę statyczną czujnika ABP dla narastającego i malejącego ciśnienia zadając jego wartości przy użyciu kalibratora ciśnienia powietrza KAL100 (Rys1, pkt2) w zakresie od 0 do 300 mmHg, ustawić skok 10%,
w zakresie: 0 – 100 mmHg ustawić wartość maksymalną na 100 mmHg
 100– 200 mmHg ustawić wartość maksymalną na 200 mmHg
 200 – 300 mmHg ustawić wartość maksymalną na 300 mmHg
- Sprawdzić czy jest włączone zasilanie czujnika – bateria (Rys 2, pkt.4)
- Podłączyć woltomierz do pomiaru napięcia zasilania z baterijki (Rys 1, pkt.4)
- Podłączyć precyzyjny woltomierz napięcia stałego multimetr HP 3441A do pomiaru napięcia na przekątnej mostka czujnika BD (rozdzielczość $\pm 1 \mu V$). (Rys 1, pkt3)
- Na wykresach przedstawić zależność $U_{wy} = f(P)$ dla narastających i opadających wartości poziomu wody, wyznaczyć parametry: charakterystykę, zbadać liniowość, histerezę, czułość
- Sprawdzić, czy badany czujnik ABP spełnia wymagania amerykańskiej normy ANSI/AAMI oraz charakterystyk czujników Becton Dickinson podawanych przez tę firmę (Tabela 1, Rys 7).
Badanie polega na sprawdzeniu:
 - czy w kolejnych zakresach pomiarów ciśnienia błędy bezwzględne ciśnienia mieszczą się w zadanych przedziałach wartości,
 - czy czułość czujnika ABP mieści się w granicach $5 \mu V/V_{zas}/mmHg \pm 1\%$.
- W kolejnych kolumnach arkusza kalkulacyjnego wykonać „zerowanie” – usunąć składową stałą w równaniu zależności $U(P)$ czyli obliczyć U_1 - odjąć wartość składowej stałej od kolejno zmierzonych wartości napięcia czujnika U .

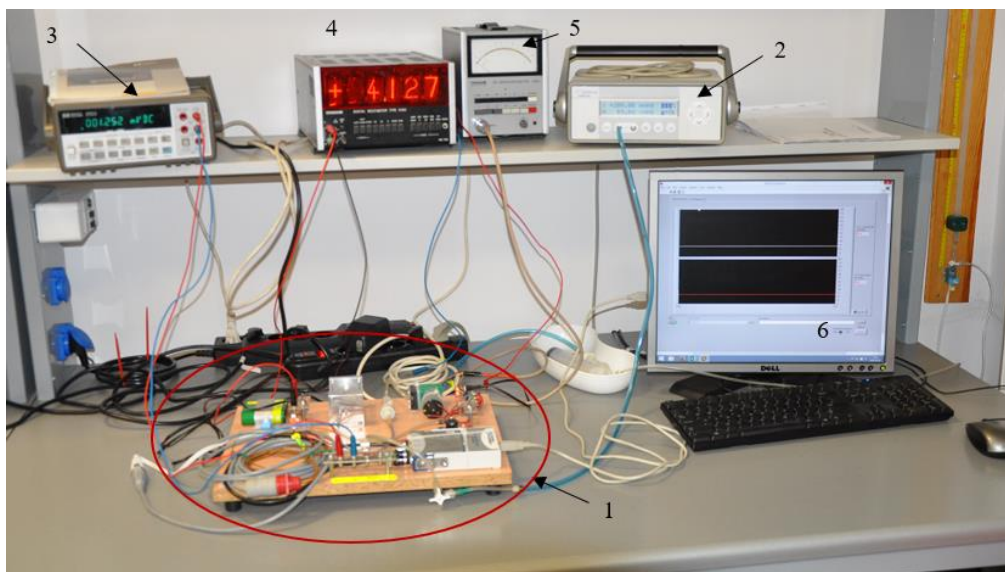
- Następnie przeprowadzić „kalibrację” – wartości P_{kal} uzyskujemy dzieląc U_1 przez współczynnik kierunkowy linii trendu.
- Obliczyć różnice ciśnienia $P_{kal}-P$ i nanieść wartości na wykres dopuszczalnych różnic ciśnień wg normy ANSI/AAMI i charakterystyk czujników Becton Dickinson (Rys 7). Ocenić, czy błędy bezwzględne ABP mieszczą się w zadanych przedziałach wartości.
- Wykonać wykres zależności czułości czujnika w całym zakresie mierzonych ciśnień i ocenić, czy te czułości mieszczą się w przedziale $5 \mu V/V_{zas}/mmHg \pm 1\%$.
- Za pomocą formuły REGLINP w programie Microsoft Excel wyznaczyć niepewności obu współczynników.

Ad. 2.

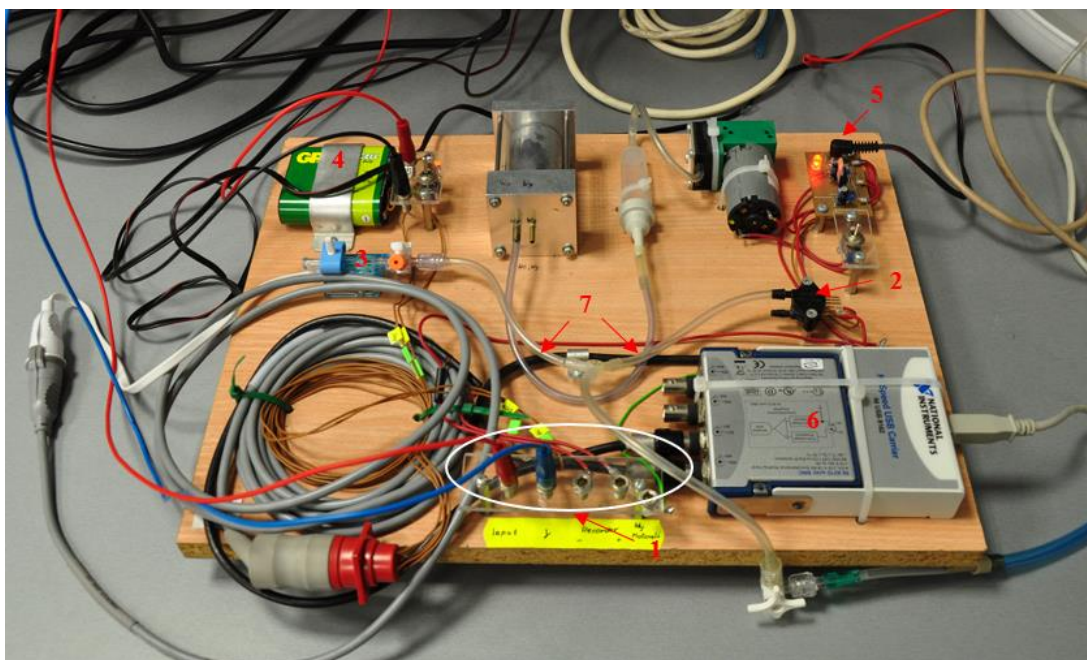
- Ustawić ciśnienie powietrza w KAL100 na wartość ok. 70 mmHg.
- Sprawdzić czy oba czujniki są zasilane (Rys 2, pkt 4 i 5)
- Napięcie z przekątnej mostka podłączyć do wejścia mikrowoltomierza/wzmacniacza analogowego typu V623 (Rys 3, pkt1).
- Napięcie wyjściowe z tego mikrowoltomierza V623 podłączyć do jednego z kanałów przetwornika AC (Rys 3, pkt2).
- Uruchomić program z folderu ABP_cisnienia: **Monitorowanie.vi** w LabView (Rys 4 i 5).
- Za pomocą kolejnych nastaw w programie *Konfiguracja* (Rys 4, pkt.1 i 2) doprowadzić do zbliżonych wartości wskazań przebiegu napięcia w obu kanałach i wartości zadanej ciśnienia (Rys 4, pkt.5 i 6).
- Uruchomić pracę ciągłą programu ikona (Rys. 4, pkt.3) powinna mieć czarny kolor.
- Uruchomić monitorowanie przełącznik (Rys 4, pkt.4) przestawić w położenie *Start*.
- Przejsć do zakładki *Monitorowanie*
- Sprawdzić, że ściśnięcie gumowego aktywatora szybkiego przepływu lub otwarcie białego zaworu powoduje gwałtowny spadek ciśnienia w instalacji i spadek wskazań w obu kanałach.
- Wybrać folder (na dysku D), wpisać nazwę pliku, w którym będą zapisywane przebiegi ujemnego skoku napięcia (ujemnego skoku ciśnienia) (Rys 5, pkt.1).
- Włączyć zapis (Rys 5, pkt.2)
- Zarejestrować kilka przebiegów odpowiedzi na ujemny skok ciśnienia (przynajmniej 5) – wyznaczyć stałe czasowe dla obu czujników porównać z normami i między sobą.

Układ pomiarowy

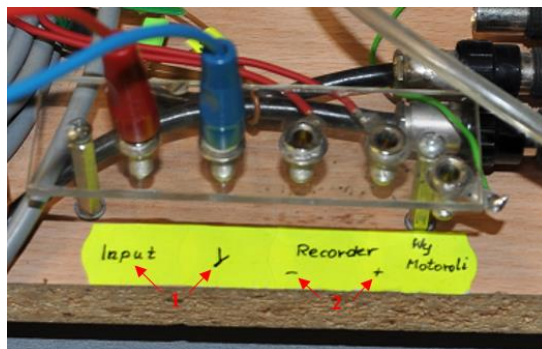
Układ pomiarowy składa się z dwóch elementów służących do zadawania ciśnienia słupa wody (łata wodowskazowa) lub ciśnienia powietrza (mikropompa) oraz tego samego układu pomiaru, przetwarzania i rejestracji ciśnienia mierzonego przez odpowiednie czujniki (Rys. 1). Słup wody wyrażony w mmH₂O jest traktowany jako źródło ciśnienia kalibracyjnego dla czujnika ciśnienia arterialnego typu BD firmy Becton Dickinson. Inny egzemplarz takiego czujnika jest poddawany porównaniu z czujnikiem Motorola.



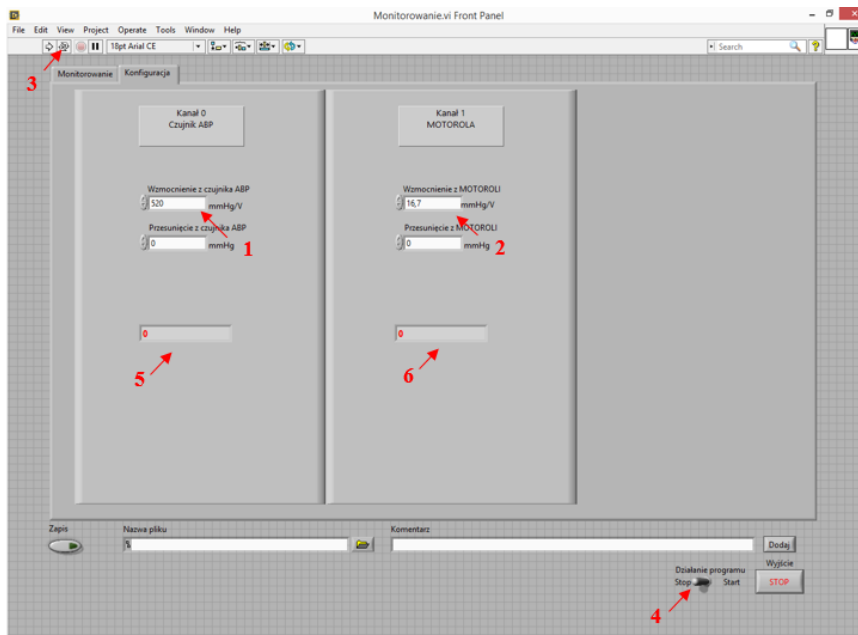
Rys. 1 Stanowisko pomiarowe: 1. układ zasilania sterowania i rejestracji czujników ciśnienia BD i Motorola, 2. kalibratora ciśnienia powietrza KAL100, 3. precyzyjny woltomierz napięcia stałego multimeter HP 3441A, 4. Voltomierz, 5. mikrowoltomierz/wzmacniacz analogowy typu V623



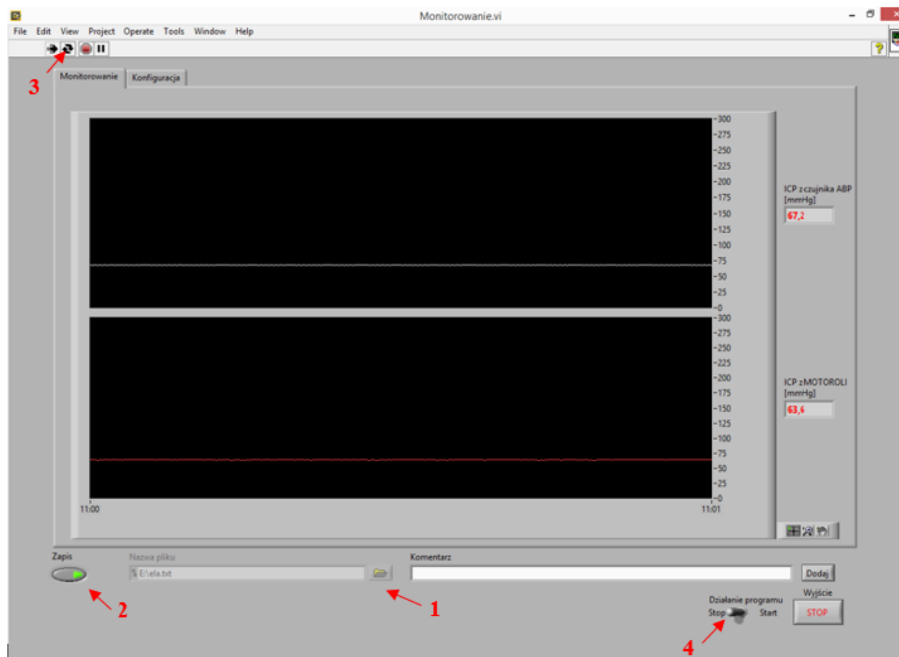
Rys. 2 Układ zasilania sterowania i rejestracji czujników ciśnienia BD i Motorola: 1. wyprowadzenia sygnału wyjściowego czujników, 2. czujnik Motorola, 3. Czujnik BD, 4. zasilanie czujnika BD, 5. zasilanie czujnika Motorola, 6. modułu NI 9215 – układ sterująco-rejestrujący, 7. Rurki doprowadzające ciśnienie do czujników



Rys. 3 Wyprowadzenia sygnału z czujnika DB



Rys. 4. Panel sterowania programu Monitorowanie.vi – konfiguracja parametrów.



Rys. 5 Panel sterowania programu Monitorowanie.vi – rejestracja sygnału.

Wprowadzenie

Ciśnienie krwi można mierzyć za pomocą dwóch metod:

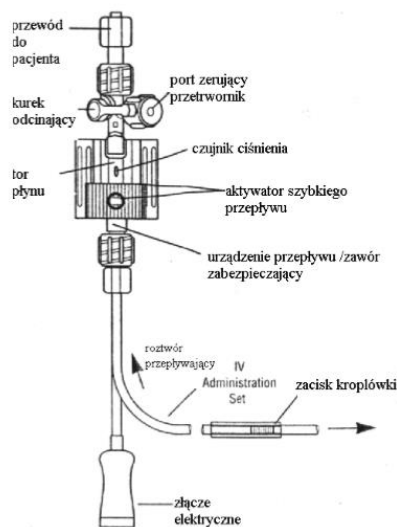
- inwazyjna metoda bezpośrednia, polegająca na bezpośrednim pomiarze ciśnienia z użyciem kaniuli założonej do tętnicy i połączonej z zewnętrznym przetwornikiem ciśnienia za pomocą przewodu wypełnionego płynem; przetwornik przekształca ciśnienie na sygnał elektryczny, który po przefiltrowaniu zostaje wyświetlony na ekranie monitora przyłóżkowego,
- nieinwazyjna metoda pośrednia, która polega na zaciśnięciu tętnicy mankietem pod ciśnieniem, a następnie pomiarze oscylacji ciśnienia w mankiecie lub ciśnienia, przy którym powraca przepływ krwi w tętnicy w miarę zmniejszania ciśnienia w mankiecie.

Układy do inwazyjnego pomiaru ciśnienia krwi składają się z czterech najważniejszych elementów:

- igły, kraniki, cewniki i układy płuczające,
- przetworniki ciśnienia,
- wzmacniacze/mierniki,
- monitory/rejestratory.

Przetwornik ciśnienia służy do zamiany wielkości, jaką jest ciśnienie na sygnał elektryczny. Wraz ze zmianą ciśnienia drga membrana przetwornika, która jest połączona z mostkiem np. piezorezystancyjnym. Na wyjściu układu pojawia się zmienny sygnał wyjściowy (napięcie), który jest następnie przekazywany do wzmacniacza.

Na rys. 6. pokazano przykładowy przetwornik ciśnienia stosowany w układach monitorujących ciśnienie krwi metodą inwazyjną. Z jednej strony przewód podłącza się do pacjenta, z drugiej zaś przepływa roztwór przepłukujący. Przetwornik posiada złącze, które podcina się do urządzenia monitorującego ciśnienie. Za pomocą kurka można odcinać przepływ. Należy także pamiętać, aby przetwornik umieszczać pionowo na wysokości linii pachowej środkowej. Chroni to przed zniekształceniami krzywej ciśnienia.

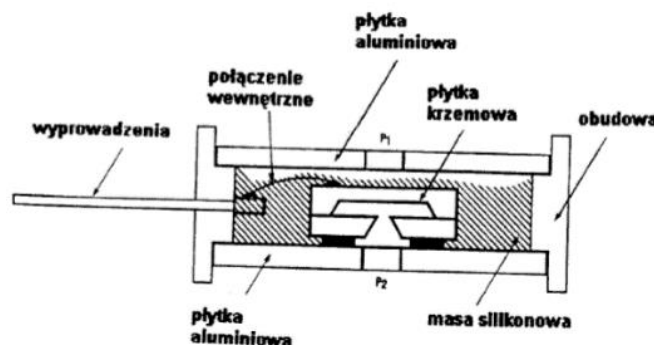


Rys. 6 Przetwornik ciśnienia krwi [6]

Czujniki piezorezystancyjne charakteryzują się bardzo małymi wymiarami, wysoką liniowością i czułością oraz bardzo małą bezwładnością. Mogą być wykonane z różnych materiałów oraz różne mogą być ich technologie produkcji.

Typową budowę czujnika piezorezystancyjnego przedstawiono na

Rys. 7. Głównym elementem czujnika jest monokrystaliczna płytka krzemowa, w której wytrawiona jest cienka membrana. Jej grubość zależy od wielkości mierzonego zakresu ciśnienia. Im membrana jest grubsza, tym większy zakres ciśnienia będzie mierzyl czujnik. W membranie umieszczone są metodą implantacji jonów (lub dyfuzji) dwa lub cztery piezorezystory. Pod wpływem działającego na membranę ciśnienia powstają w niej duże naprężenia, które powodują przyrost lub zmniejszenie rezystancji piezorezystorów. Dalsze przetwarzanie rezystancji na sygnał elektryczny jest realizowane w mostkowych układach elektronicznych.

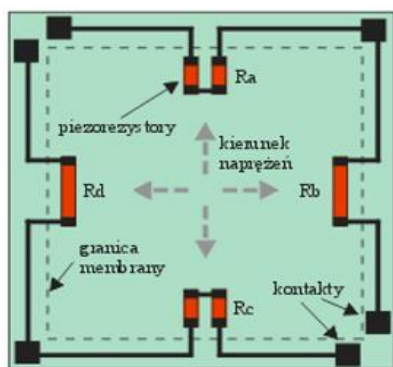


Rys. 7 Czujnik

Przetwarzanie w piezorezystancyjnych czujnikach ciśnienia przebiega następująco:

$$p \Rightarrow F \Rightarrow \sigma \Rightarrow \varepsilon_s \Rightarrow \varepsilon_p \Rightarrow \frac{\Delta R}{R} \Rightarrow U_{wy} \quad (1.1)$$

Ciśnienie p wywołuje siłę F , która oddziałuje na element sprężysty (np. membranę). Powoduje to jej naprężenie σ i w rezultacie odkształcenie tensometrów – piezorezystorów ε_s . Z kolei to odkształcenie jest przenoszone na piezorezystory (ε_p) i powoduje zmianę rezystancji $\Delta R/R$. Przeważnie stosuje się dwa lub cztery piezorezystory. Są one rozmieszczone w taki sposób, aby podczas działania



(Deltran), BBraun, Edwards Lifescience

Rys. 8 Membrana czujnika piezorezystancyjnego

(TruWave), a zwłaszcza firmę Becton Dickinson. Żadna z polskich firm nie oferuje produktu własnego. Kluczowym produktem firmy Becton Dickinson jest jednorazowego użytku przetwornik DTX/Plus (Rys. 10). Zawiera zintegrowane urządzenie przepływu, które ma zastosowanie do pomiarów ciśnienia wymagających ciągłego przepływu. Szybkość przepływu

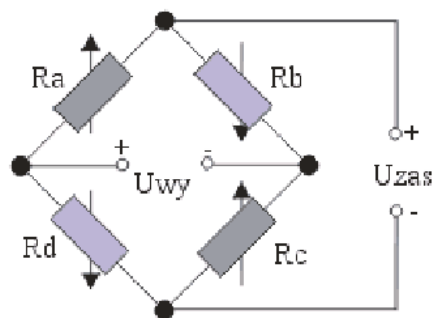
wynosi 3 cm³/h przy ciśnieniu 300 mmHg. Zakres mierzonego ciśnienia wynosi od -30 mmHg do 300



Rys. 10 Przetwornik DTX/Plus

ciśnienia na membranę dwa z nich ulegały rozciąganiu, a dwa ściskaniu, przez co znaki zmiany rezystancji są przeciwne. Sygnał czynny napięciowy U_{wy} uzyskuje się po przetworzeniu rezystancji w układzie mostka niezrównoważonego Wheatstone'a (Rys. 9). Sygnał ten na ogół nie ma wielkich wartości, dlatego często musi być wzmacniony w odpowiednich wzmacniaczach.

Czujniki piezorezystancyjne należą do najczęściej produkowanych sensorów ciśnienia krwi. Na rynku polskim znane są czujniki ABP oferowane przez firmę Utah Medical Products

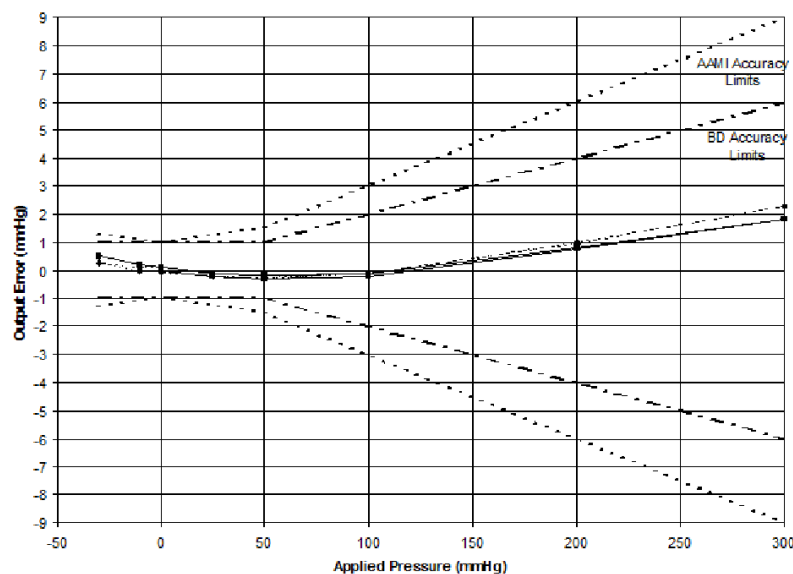


mmHg. Przekroczenie tej wartości nie uszkadza przetwornika, gdyż posiada pewien zakres tolerancji nadciśnienia, tj. -700 mmHg ÷ 7800 mmHg. Ciśnienie można mierzyć niezależnie od ciśnienia atmosferycznego. DTX/Plus można łatwo zamontować na ramieniu pacjenta bądź stojaku. Przetwornik nie zawiera elementów wykonanych z lateksu i tym samym jest odpowiedni dla alergików. Przezroczystość czujnika zapewnia całkowitą kontrolę nad przepływem bez pęcherzyków powietrza. Przetwornik DTX/Plus spełnia wszystkie kryteria amerykańskich standardów ustalonych przez Association for the Advancement of Medical Instrumentation i zatwierdzonych przez American National Standards Institute. Standardy te zawarte są w normie ANSI/AAMI BP221994. W Tabeli 1 podano zarówno standardy amerykańskie, jak i specyfikację techniczną DTX/Plus.

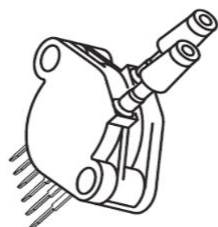
Tabela 1 Parametry techniczne przetwornika DTX/Plus wraz z normą ANSI/AAMI BP22-1994

Parametry	Standard AAMI	BD DTX/Plus
zakres ciśnień [mmHg]	-30 ÷ 300	-30 ÷ 300
tolerancja nadciśnienia [mmHg]	-400 ÷ 4000	-700 ÷ 7800
poziom zera [mmHg]	±75	±40
przesunięcie fazy [°]	<5	<5
czułość [μV/V/mmHg]	5	5 ±1%
pobudzenie przetwornika [V RMS]	4 ÷ 8	1 ÷ 10
impedancja wejściowa [Ω]	>200	1100 ÷ 3450
impedancja wyjściowa [Ω]	<3000	270 ÷ 330
nieliniowość i histereza	±1 mmHg ±1% w zakresie 30 ÷ 50 mmHg ±3% na zakresie 50 ÷ 300 mmHg	2 % lub ±1 mmHg
zakres temperatury pracy [°C]	15 ÷ 40	15 ÷ 40
temperatura przechowywania [°C]	-25 ÷ 70	-25 ÷ 70

Na Rys. 11 przedstawiono granice dokładności zaaplikowanego ciśnienia według normy ANSI/AAMI BP22-1994 oraz w przypadku stosowania przetwornika DTX/Plus. Niepewność DTX/Plus mieści się w granicach dopuszczalnych przez normę. W granicach od -30 mmHg do 50 mmHg dokładność DTX/Plus wynosi ±1 mmHg. W środku wykresu linią ciągłą oraz drobno przerywaną zaznaczono przebiegi dwóch przetworników DTX/Plus. Można więc stwierdzić, że są to bardzo dokładne czujniki.



Rys. 11 Limity dokładności zaaplikowanego ciśnienia wg normy ANSI/AAMI BP22-1994 oraz w przypadku przetwornika BD DTX/Plus



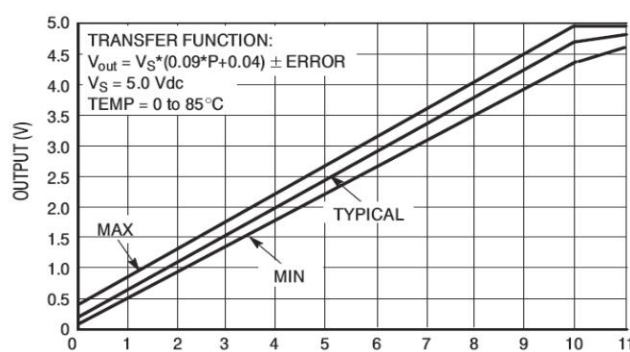
Wzorcowym czujnikiem ciśnienia w stanowisku wykorzystującym powietrze, jako medium jest czujnik MPX5010DP CASE 867C firmy Motorola (Rys. 12). Jest to czujnik piezorezystancyjny, różnicowy, zaprojektowany dla szerokich zastosowań, jednak szczególnie dla tych wykorzystujących systemy z mikrokontrolerami lub mikroprocesorami. Jest to czujnik piezorezystancyjny. Posiada fluorosilikonowy żel, który izoluje membranę oraz doprowadzenia czujnika od środowiska

Rys. 12 Czujnik MPX5010DP CASE 867C firmy Motorola

zewnętrznego, ale przepuszcza sygnał ciśnienia, który jest transmitowany do membrany. Czujnik ten potrafi skompensować temperaturę otoczenia w przedziale od -40 do 125 °C. Zakres mierzonego ciśnienia wynosi 0 do 10 kPa. Zasilanie dostarczane do czujnika wynosi typowo 5 V, a czułość to 450mV/kPa. W Tabeli 2 zebrano wszystkie podstawowe parametry czujnika MPX5010DP CASE 867C.

Tab. 1 Parametry techniczne czujnika ciśnienia MPX5010DP CASE 867C firmy Motorola

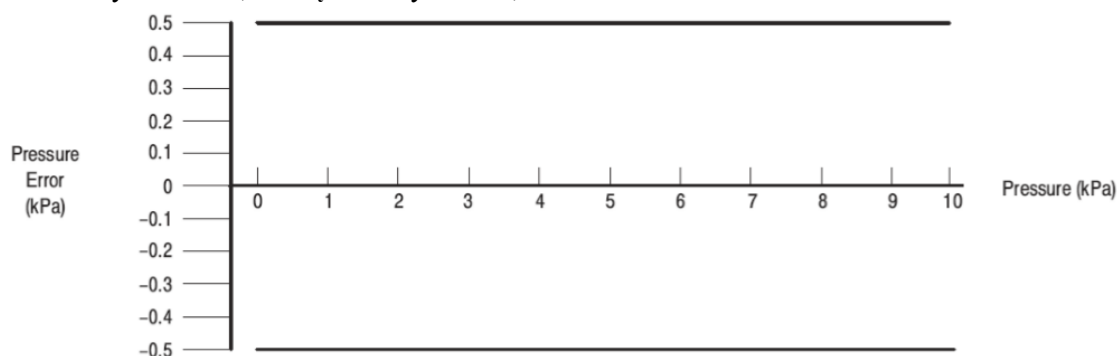
Parametry	min.	typ.	maks.
zakres mierzonego ciśnienia [kPa]	0	-	10
nominalne napięcie zasilania [V]	4,75	5,0	5,25
nominalny prąd pobierany ze źródła [mA]	-	5,0	10
offset czujnika [V]	0	0,2	0,425
zakres napięcia wyjściowego dla pełnego zakresu zmian ciśnienia [V]	4,475	4,7	4,925
czułość [mV/kPa]	-	450	-
czas odpowiedzi [ms]	-	1,0	-
czas nagrzewania [ms]	-	20	-
temperatura przechowywania czujnika [°C]	-	-40 ÷ 125	-
temperatura działania czujnika [°C]	-	-40 ÷ 125	-
masa [g]	-	4,0	-



Rys. 13 Zależność napięcia wyjściowego od aplikowanego ciśnienia

Na Rys. 13 pokazano wyjściowy sygnał napięciowy, który odpowiada zadawanemu ciśnieniu. Przedstawione są także minimalne i maksymalne krzywe wyjściowe takiego sygnału. Napięcie wyjściowe dla konkretnej wartości ciśnienia będzie znajdowało się pomiędzy tymi krzywymi.

Na Rys. 14 pokazano maksymalną niepewność pomiaru ciśnienia w całym zakresie pomiarowym. Widać, że błąd ten wynosi $\pm 0,5$ kPa.



Rys. 14 Niepewność pomiaru ciśnienia w całym zakresie pomiarowym