

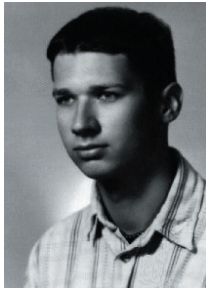
Jacek KOSEK

POLITECHNIKA WROCLAWSKA, INSTYTUT TECHNIKI CIEPLNEJ I MECHANIKI PŁYNÓW

Dobór parametrów konstrukcyjnych pneumatycznego czujnika ciśnienia krwi

Mgr. inż. Jacek KOSEK

Autor jest absolwentem Wydziału Mechaniczno-Energetycznego Politechniki Wrocławskiej, obecnie jest doktorantem III roku studiów doktoranckich w Instytucie Techniki Ciepłej i Mechaniki Płynów Politechniki Wrocławskiej.



e-mail: jacek.kosek@pwr.wroc.pl

Streszczenie

Czujnik przeznaczony jest do bezinwazyjnego pomiaru fali tętna krwi. Jego poprawna praca zależy od prawidłowego doboru parametrów konstrukcyjnych wzmacniacza typu dysza-przysłona i ciśnienia zasilania. Dlatego stworzono i zweryfikowano model czujnika, który wykorzystano do doboru jego parametrów. Jako kryterium poprawnej pracy czujnika przyjęto moduł charakterystyki częstotliwościowej dla wszystkich znaczących składowych harmonicznych typowego przebiegu ciśnienia krwi.

Słowa kluczowe: pomiar fali tętna krwi, wzmacniacz typu dysza-przysłona, czujnik pneumatyczny ciśnienia.

Choice of design parameters of pneumatic blood pressure sensor

Abstract

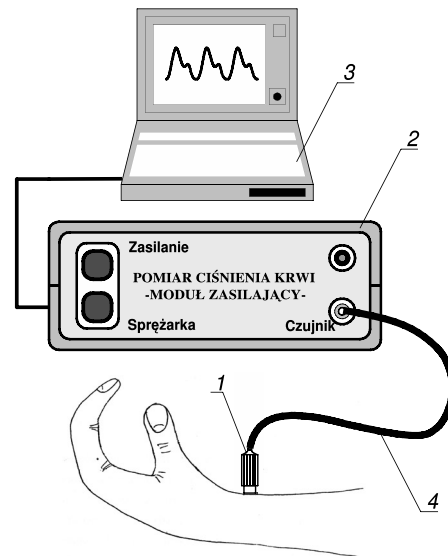
The sensor is used to noninvasive arterial blood pressure wave measurement. Its correct operation depends on adequate choice of nozzle-flapper amplifier parameters and supply pressure. For this reason sensor model has been developed and validated then used for calculating sensor parameters. Criterion of accurate measurement of blood pressure waveform was amplitude ratio of sensor frequency response for all frequencies contained in measured pressure wave with significant amplitude.

Keywords: blood pressure wave measurement, nozzle-flapper amplifier, pneumatic sensor of pressure.

1. Wstęp

W Zakładzie Automatyki Instytutu Techniki Ciepłej i Mechaniki Płynów Politechniki Wrocławskiej powstał pneumatyczny przyrząd do bezinwazyjnego pomiaru fali tętna krwi (rys. 1), w skład którego wchodzi czujnik pomiarowy 1 oparty na wzmacniaczu pneumatycznym typu dysza-przysłona, moduł 2 i laptop 3 [1]. Działanie przyrządu jest następujące. Czujnik 1 (rys. 1) przykłada się do ciała pacjenta w takim miejscu, gdzie bezpośrednio pod skórą przebiega tętnica z wyczuwalnym tętnem. Następnie czujnik dociska się stopniowo do tej tętnicy. Po jednorazowym docisku pomiar jest skończony, a na monitorze komputera 3 wyświetlana jest tzw. fala tętna krwi, czyli przebieg ciśnienia krwi w czasie, oraz charakteryzujące ten przebieg wielkości.

Ponieważ do dziś nie ma ogólnego modelu wzmacniacza typu dysza-przysłona, projektowanie czujnika w dużej mierze oparte było na intuicji inżynierskiej. Jednak już wstępne badania częstotliwościowe czujnika wykazały, że na poprawne odtwarzanie wielkości mierzonej ma wpływ szereg czynników. Aby można było prawidłowo dobrać parametry konstrukcyjne czujnika, stworzono został jego model matematyczny który następnie poddano



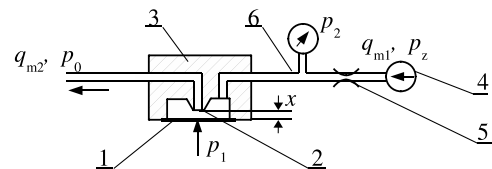
Rys. 1. Przyrząd do pomiaru fali tętna krwi: 1 — czujnik, 2 — moduł zasilający, 3 — laptop, 4 — przewód zasilający.

Fig. 1. Blood pressure wave measuring device: 1 — sensor, 2 — interface, 3 — laptop, 4 — pneumatic tube.

analizie pod kątem doboru odpowiednich parametrów konstrukcyjnych. Model opracowano w oparciu o dane doświadczalne jego podzespołów; model jest nieliniowy, uwzględniając dość szeroki zakres zmienności parametrów konstrukcyjnych czujnika oraz zakresu mierzonych ciśnień od zera do 50 kPa przy częstotliwościach do 20 Hz.

2. Budowa i zasada działania czujnika

Konstrukcja czujnika jest oparta na pneumatycznym wzmacniaczu typu dysza-przysłona, objętym ujemnym sprzężeniem zwrotnym. W skład czujnika wchodzi: kapilara 5 (rys. 2), dysza 2 i gumowa membrana 1 w roli przysłony.



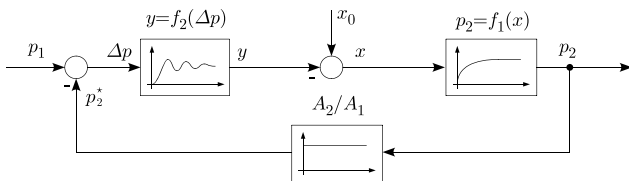
Rys. 2. Schemat czujnika do pomiaru ciśnienia krwi ze wzmacniaczem typu dysza-przysłona. 1 — membrana, 2 — dysza, 3 — czujnik, 4 — sprężarka, 5 — kapilara, 6 — przewód zasilający.

Fig. 2. Construction scheme of non-invasive blood pressure device with nozzle-flapper amplifier, 1 — nozzle, 2 — flapper, 3 — sensor, 4 — compressor, 5 — capillary, 6 — pneumatic tube.

Gdy ciśnienie p_1 , działające na membranę 1 z zewnątrz, jest równe ciśnieniu atmosferycznemu p_0 , powietrze przepływa przez kapilarę 5 oraz komorę pomiarową i przez szczelinę pomiędzy krawędzią dyszy 2 i membranę 1 bez przeszkód uchodzi do atmosfery. Ciśnienie jakie panuje w tej sytuacji w komorze pomiarowej

i na wyjściu czujnika, jest zbliżone do ciśnienia atmosferycznego. Natomiast, gdy ciśnienie mierzone p_1 wzrasta powyżej ciśnienia atmosferycznego, wówczas następuje ugięcie membrany 1 w kierunku dyszy 2 oraz jej przysłona. W wyniku tego ciśnienie p_2 w komorze pomiarowej wzrasta do takiej wartości, przy której nastąpi równowaga sił działających na membranę z obydwu stron; w praktyce ciśnienie p_2 przyjmuje wartość ciśnienia mierzonego p_1 , również w przypadku zmienności ciśnienia p_1 .

Strukturę tego czujnika przedstawiono na rysunku 3, gdzie: A_1 , A_2 — pola czynnych powierzchni membrany odpowiednio od strony działania ciśnienia p_1 i p_2 ; $p_2 = f_1(x)$ — zależność sygnału wyjściowego wzmacniacza typu dysza-przysłona p_2 od otwarcia dyszy x ; x_0 — odsadzenie dyszy; $y = f_2(\Delta p)$ — zależność ugięcia membrany y od różnicy ciśnień: $\Delta p = p_1 - p_2^*$, $p_2^* = \frac{A_2}{A_1} p_2$, p_1 i p_2 nadcisnienia.



Rys. 3. Schemat strukturalny czujnika do pomiaru ciśnienia krwi ze wzmacniaczem typu dysza-przysłona.

Fig. 3. Block-diagram of non-invasive blood pressure measuring device with nozzle-flapper amplifier

3. Model matematyczny czujnika

Modelowanie czujnika polegało na identyfikacji jego podzespołów: wzmacniacza typu dysza-przysłona i membrany a następnie wyprowadzeniu w oparciu o zaproponowany schemat strukturalny (rys. 3), zależności pomiędzy sygnałem wyjściowym p_2 i wejściowym p_1 czujnika, zarówno w stanach ustalonych jak i nieustalonych.

3.1. Model wzmacniacza typu dysza-przysłona

Kapilara 5 (rys. 2) wraz z zespołem dysza-przysłona stanowi dzielnik ciśnienia, przy czym przewód 6 wnosi niepożądaną pojemność i oporność pneumatyczną. Równaniem opisującym taki dzielnik jest równanie bilansu masy

$$\frac{V}{RT} \frac{dp_2}{dt} = q_{m1}(p_2) - q_{m2}(p_2, x) \quad (1)$$

gdzie:

x — otwarcie dyszy, będące sygnałem wejściowym wzmacniacza,

R — indywidualna stała gazowa,

T — temperatura absolutna powietrza,

V — objętość przewodu zasilającego,

p_2 — ciśnienie za kapilarą, będące sygnałem wyjściowym wzmacniacza,

$q_{m1}(p_2)$ — strumień masy dopływający,

$q_{m2}(p_2, x)$ — strumień masy odpływający.

Wartość strumienia q_{m1} obliczana jest z następującego wzoru rekurencyjnego (parametrem uwikłanym jest liczba Re) [5]

$$q_{m1} = \frac{\pi d_1^2}{4} \sqrt{\frac{p_z^2 - p_2^2}{RT \left(\lambda \frac{1}{d_1} + \zeta_1 + 2 \ln \frac{p_z}{p_2} \right)}} \quad (2)$$

gdzie:

μ — współczynnik lepkości dynamicznej powietrza,

ζ_1 — współczynnik strat miejscowych (na wylocie i wlocie),

p_z i p_2 — ciśnienie absolutne przed i za kapilarą,

$\lambda = \frac{64}{Re}$ — współczynnik strat liniowych,

$Re = \frac{4q_{m1}}{\pi d_1 \mu}$ — liczba Reynoldsa przepływu powietrza w kapilarze.

Współczynnik strat miejscowych ζ_1 wyznaczony został doświadczalnie metodą najmniejszych kwadratów z charakterystyk przepływowych czterech różnych kapilar; wszystkie kapilary miały tę samą średnicę $d_1 = 0,22$ mm i następujące długości l : 5, 10, 20, 35 mm. Średnia wartość współczynnika wynosiła $\zeta_1 = 1,6$.

Wartość strumienia q_{m2} zależy głównie od średnicy dyszy d_2 , ciśnienia p_2 oraz otwarcia x przysłony. Do obliczenia strumienia masy q_{m2} posłużył wzór

$$q_{m2} = \alpha \pi d_2 x \sqrt{\frac{2p_2}{RT} (p_2 - p_0)} \quad (3)$$

gdzie: p_0 — ciśnienie atmosferyczne, α — wyznaczony doświadczalnie współczynnik przepływu; aproksymowano go równaniem [2]

$$\alpha = \left(a_0 \frac{x}{d_2} + a_1 \right) Re^{a_2 \frac{x}{d_2} + a_3} \quad (4)$$

gdzie:

a_0, \dots, a_3 — stałe współczynniki: $a_0 = 1,75$; $a_1 = 0,044$;

$a_2 = -1,66$; $a_3 = 0,38$;

$Re = \frac{2q_{m2}}{d_2 \pi \mu}$ — liczba Reynoldsa.

Znając opis kapilary dany wzorem (2) oraz opis zespołu dysza-przysłona dany wzorem (3), za pomocą równania bilansu masy (1) można opisać właściwości statyczne całego wzmacniacza.

3.2. Model membrany

Membrana jest traktowana jako człon oscylacyjny o nieliniowej charakterystyce statycznej. Jest ona opisana równaniem

$$T_s^2 \frac{d^2 y}{dt^2} + 2\xi T_s \frac{dy}{dt} + y = f_2(\Delta p) \quad (5)$$

gdzie:

T_s — stała czasowa,

ξ — współczynnik tłumienia,

$f_2(\Delta p)$ — podatność ciśnieniowa membrany,

Δp — różnica ciśnień działających na membranę (sygnał wejściowy),

y — ugięcie membrany (sygnał wyjściowy).

Zależność statyczna ugięcia membrany y od różnicy ciśnień Δp wyznaczono za pomocą badanego czujnika ciśnienia, pracującego w układzie otwartym: zasilanie czujnika odbywało się dyszą 2 (rys. 2), a przestrzeń nad membraną była połączona z atmosferą. Wcześniej w takim układzie wyznaczono charakterystykę statyczną wzmacniacza: $p_2 = f_1(x)$, z której w czasie eksperymentu odczytywano ugięcie membrany. Wyznaczoną w ten sposób charakterystykę statyczną aproksymowano równaniem

$$f_2(\Delta p) = \begin{cases} 11 \cdot 10^{-6} \lg(0,06\Delta p + 1) & \text{dla } \Delta p \leq 0, \\ -55 \cdot 10^{-6} \lg(-0,01\Delta p + 1) & \text{dla } \Delta p > 0. \end{cases} \quad (6)$$

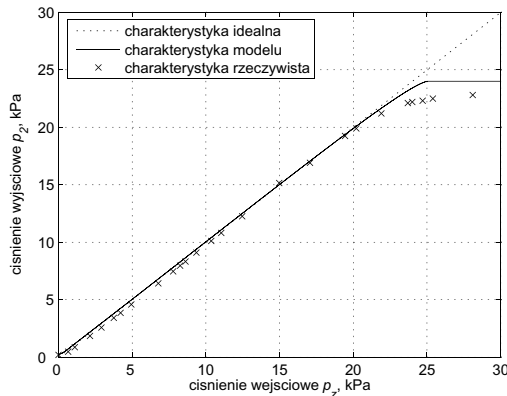
Własności dynamiczne membrany określono za pomocą jej doświadczalnej charakterystyki impulsowej. Charakterystykę tę uzyskano metodą rzutu kulki na badaną membranę, zamykając komorę pomiarową pojemnościowego przetwornika pneumoelektrycznego. Ruchy oscylacyjne membrany wywoływały wahania ciśnienia w komorze pomiarowej czujnika. Z charakterystyki tej odczytano okres oscylacji T_{os} oraz wartości kolejnych amplitud oscy-

lacji. Wielkości te, pozwoliły obliczyć wartości współczynników, występujących w równaniu (5) [3]: $T_s = 0,23$ ms, $\xi = 0,2$.

3.3. Model czujnika i jego weryfikacja

Model numeryczny czujnika opracowano za pomocą narzędzia „Matlab Simulink” opierając się o schemat strukturalny przedstawiony na rysunku 3. Równanie różniczkowe drugiego rzędu (5), opisujące membranę z nieliniową charakterystyką statyczną (6) przekształcone zostało do nieliniowego równania stanu i wprowadzone jako S-funkcja. Równanie (1) wzmacniacza typu dysza-przysłona nie wymagało przekształcenia i wprowadzone zostało podobnie jak równanie membrany (5), przy czym uwikłane strumienie masy: q_{m1} — równanie (2) i q_{m2} — równania (3) i (4) występujące w równaniu (1) obliczane są w osobnych m-plikach jako funkcje matlaba. Do obliczeń zmiennych uwikłanych użyto algorytmu rekurencyjnego.

Charakterystykę statyczną czujnika wyznaczono z równań (1) i (5) przy założeniu zerowania się pochodnych po czasie. Na rysunku 4 znajduje się przykładowe porównanie charakterystyki czujni-



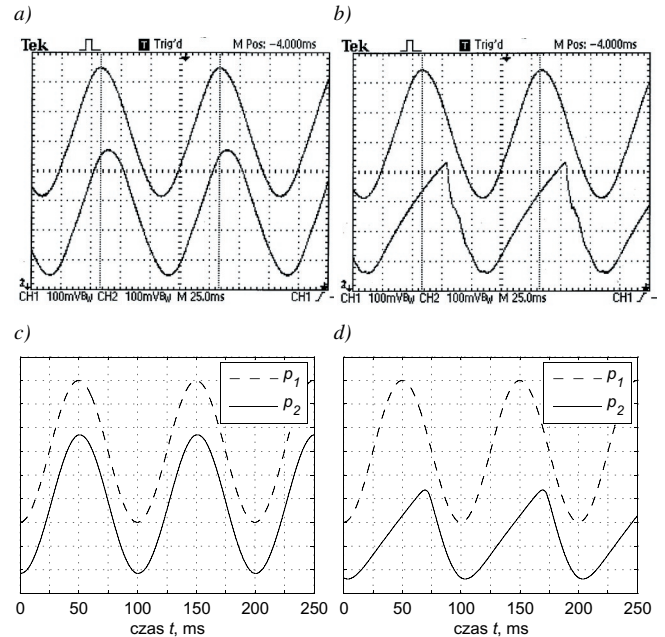
Rys. 4. Charakterystyka statyczna czujnika
Fig. 4. Steady-state characteristics of sensor

ka idealnego, charakterystyki doświadczalnej oraz charakterystyki uzyskanej za pomocą modelu numerycznego. Błąd modelu opisującego statykę obliczono jako odchylenie standardowe między modelem a wynikami doświadczenia; wynosi ono $\sigma = 0,3$ kPa (1,5% zakresu skali).

Model czujnika jest nieliniowy więc badania charakterystyki dynamicznej zawężono do warunków w jakich będzie pracował czujnik. Przykładowe oscylogramy przebiegów mierzonych i wyjściowych czujnika znajdują się na rysunkach 5a i b, natomiast odpowiednie przebiegi, obliczone z modelu czujnika — na rysunkach 5c i d. Na rysunkach 5c i d linią kreskowaną zaznaczono symulowane przebiegi ciśnienia p_1 , a linią ciągłą — obliczone sygnały wyjściowego p_2 dwóch czujników, różniących się niżej wymienionymi parametrami. Przebiegi na rysunku 5a i c odpowiadają czujnikowi, w którym zastosowano kapilarę o średnicy $d_1 = 0,22$ mm i długości $l = 5$ mm, przewód o średnicy $d_3 = 0,95$ mm i ciśnienie zasilania $p_z = 50$ kPa, natomiast przebiegi na rysunku 5b i d odpowiadają czujnikowi, którego parametry wynosiły: $d_1 = 0,22$ mm, $l = 20$ mm, $d_3 = 2,5$ mm i $p_z = 24$ kPa. Inne parametry, charakteryzujące czujniki były te same, a częstotliwość mierzonego sygnału p_1 w obydwu przypadkach wynosiła $f = 10$ Hz. Jak widać, model poprawnie odwzorowuje kształt mierzonych przebiegów i może być użyty do badania wpływu parametrów czujnika na jego dokładność.

4. Kryterium oceny czujnika

Ponieważ czujnik jest przeznaczony do odtwarzania zmiennego sygnału wejściowego w postaci tętna krwi, o jego przydatności decydują głównie własności dynamiczne. Jako kryterium

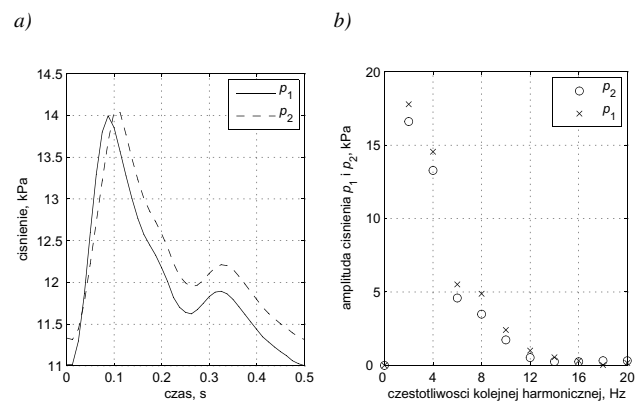


Rys. 5. Przykładowe charakterystyki dynamiczne czujnika; górne przebiegi dotyczą sygnałów mierzonych p_1 , dolne przebiegi — wyjściowych p_2 czujnika, a i b — wyznaczone doświadczalnie, c i d — obliczone w oparciu o model.
Fig. 5. Examples of sensor dynamic characteristics; upper waveforms belong to measure signals p_1 , bottom waveforms belong to measure output signals p_2 a i b — experimental data, c i d — modeling data.

oceny poprawnej pracy czujnika przyjęto moduł jego charakterystyk częstotliwościowych, sporządzonych przy użyciu składowych harmonicznych typowego przebiegu tętna krwi w tętnicy promieniowej [7]. Przebieg ten (linia ciągła rys. 6a) zawiera 6 istotnych harmonicznych o amplitudach malejących wraz z numerem składowej. Jako częstotliwość podstawową przyjęto $f = 2$ Hz, co odpowiada tętnu 120 uderzeń na minutę. Przyjęto również, że działanie czujnika poprawne jest gdy moduł (stosunek amplitud) żadnej z charakterystyk częstotliwościowych nie jest mniejszy od wartości $p_2/p_1 = 0,995$. Oznacza to że błąd bezwzględny odtwarzania przyjętego przebiegu fali tętna krwi o ciśnieniu skurczowym $p_{1s} = 20$ kPa (150 mmHg) nie przekroczy wartości $\varepsilon = 0,1$ kPa (0,75 mmHg) a błąd względny $\delta = 0,1 \cdot 100/20 = 0,5$ %.

5. Ocena poprawnej pracy czujnika

Do wyznaczenia zestawu parametrów konstrukcyjnych przy których czujnik pracuje poprawnie (wedle kryterium z punktu 4) posłużył model opisany w punkcie 3. Na wejście podano okre-



Rys. 6. Wykresy tętna i jego rozkład na harmoniczne.
Fig. 6. Waveform running and its harmonics

sowy sygnał ciśnieniowy p_1 przedstawiony na rysunku 6a (linia

ciągła), natomiast wyjściowy sygnał p_2 uzyskano z symulacji dla zadanego zestawu parametrów konstrukcyjnych (linia przerywana). Następnie rozłożono oba sygnały na składowe harmoniczne obliczając moduł funkcji zespolonej, którą uzyskano nakładając szybką transformatę Fouriera na scentrowany (pozbawiony składowej stałej) sygnał. Na rysunku 6b przedstawiono wartości kilku pierwszych harmonicznych sygnałów okresowych p_1 i p_2 . Kolejnym etapem było wyznaczenie różnic między wartościami poszczególnych harmonicznych sygnału p_1 i p_2 . Przy czym porównywano 6 pierwszych harmonicznych przy częstotliwościach odpowiednio: $f = 2, 4, 6, 8, 10, 20$ Hz. Pod uwagę brano największą różnicę między amplitudą harmoniczną sygnałów p_1 i p_2 — nazywaną dalej wartością kryterialną. Jeżeli wartość kryterialna przekroczyła 0,1 kPa (0,5% zakresu pomiarowego) uznawana wówczas, że czujnik działa niepoprawnie. Innymi słowy zestaw zadanych parametrów czujnika uznawano za poprawny gdy różnica amplitud żadnej ze składowych harmonicznych nie przekraczała $\varepsilon = 0,1$ kPa.

6. Dobór parametrów konstrukcyjnych czujnika

Wykonano szereg symulacji dla różnych parametrów podlegających doborowi przy projektowaniu czujnika:

- ciśnienie zasilania przyrządu p_z ,
- długość dławika l (przy narzuconej stałej średnicy dławika 0,2 mm),
- średnica przewodu zasilającego d_3 (przy narzuconej stałej długości przewodu 60 cm),
- średnica dyszy d_2 wzmacniacza typu dysza-przysłona (przy narzuconej średnicy membrany i jej sztywności)
- odsadzenie dyszy x_0 .

Symulacje wykonano przy czterech różnych wartościach ciśnienia zasilania p_z , długości dławika l i średnic przewodu zasilającego d_3 , oraz przy trzech wartościach średnic dyszy d_2 i dwóch wartościach odsadzenia x_0 . Wykorzystano tzw. pełny plan eksperymentu czyli wykonano symulacje dla każdego z możliwych zestawu parametrów czyli 384 eksperymentów:

- $p_z = 25, 30, 40, 50$ kPa;
- $l = 5, 10, 15, 20$ mm;
- $d_3 = 1, 1,5, 2, 2,5$ mm;
- $d_2 = 0,5, 0,7, 0,9$ mm;
- $x_0 = 0,05; 0,01$ mm.

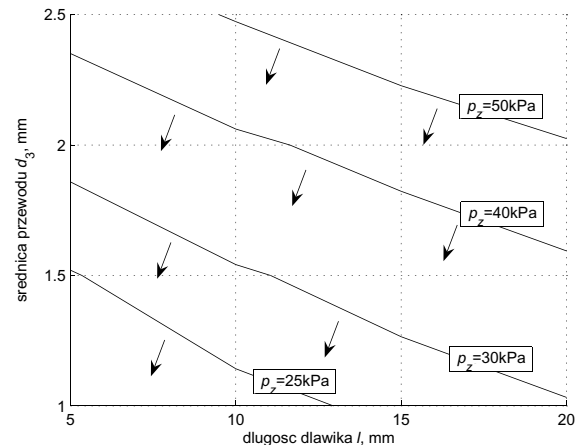
Ze wstępnych analiz charakterystyk częstotliwościowych wynikało, że poprawna praca czujnika jest możliwa tylko przy odpowiednio dobranych trzech jego parametrach: długość kapilary, średnica przewodu łączącego czujnik z kapilarą i ciśnienie zasilania.

Na rysunku 7 przedstawiono serię badań czujników z odsadzeniem $x_0 = 0,05$ mm i średnicą dyszy $d_2 = 0,7$ mm. Na osi poziomej są zaznaczone długości dławika l natomiast na osi pionowej średnice przewodu d_3 zasilającego, natomiast liniami zaznaczono granice obszarów poprawnej pracy czujnika dla czterech różnych ciśnień zasilania. Obszar poniżej danej linii (zaznaczony strzałkami) oznacza poprawną pracę czujnika o wartości kryterialnej poniżej 0,1 kPa natomiast obszar powyżej danej linii oznacza pracę niepoprawną.

Dla przykładu, czujnik z dławką długości $l = 15$ mm i średnicy przewodu $d_3 = 1,5$ mm działa poprawnie przy ciśnieniach zasilania $p_z = 40$ i 50 kPa natomiast obniżając ciśnienie zasilania do wartości $p_z = 30$ kPa do poprawnej pracy, przy przyjętej długości dławika $l = 15$ mm, wymagane jest zmniejszenie średnicy przewodu zasilającego d_3 do wartości około 1,3 mm.

7. Podsumowanie i wnioski

Model czujnika wykorzystany do doboru odpowiednich parametrów konstrukcyjnych czujnika opisywany jest równaniami (1), (2), (3), (4), (5) i (6). Równania te są nieliniowe i posiadają zmienne uwikłane. Aby znaleźć związek pomiędzy ciśnieniem mierzonym p_1 i wyjściowym p_2 czujnika o konkretnych parametrach,



Rys. 7. Obszary poprawnej pracy czujnika
Fig. 7. Fields of sensor correct operation.

konieczne jest utworzenie modelu numerycznego gdzie sprzężenie zwrotne obliczane jest algebraicznie natomiast zmienne uwikłane obliczane rekurencyjnie.

Wykorzystując model czujnika wykonano szereg symulacji dla pięciu zmiennych parametrów konstrukcyjnych takich jak: ciśnienie zasilania przyrządu p_z , długość dławika l , średnica przewodu zasilającego d_3 , średnica dyszy d_2 wzmacniacza typu dysza-przysłona oraz odsadzenie dyszy x_0 . Pozostałe parametry były ustalone: kształt fali tętna, ciśnienie rozkurczowe 11 kPa, i skurczowe 14 kPa, puls 120 uderzeń na minutę [6], średnica dławika $d_1 = 0,22$ mm oraz długość przewodu zasilającego 60 cm.

Na podstawie wyników doświadczeń oraz kryterium poprawnej pracy zostały dobrane i zestawione ze sobą parametry konstrukcyjne. Na rysunku 7 przedstawiono wykres dla wybranego odsadzenia $x_0 = 0,05$ mm i średnicy dyszy $d_2 = 0,7$ mm, gdyż okazało się, że odsadzenie x_0 i średnica dyszy d_2 mają mały wpływ na właściwości dynamiczne. Natomiast głównymi czynnikami wpływającymi na właściwości dynamiczne czujnika są: długość dławika l , średnica przewodu zasilającego d_3 oraz ciśnienie zasilania p_z . Wpływ ciśnienia zasilania na poprawną pracę czujnika okazał się być o wiele większy niż zakładano to w początkowej fazie badań, podobnie było w przypadku średnicy przewodu zasilającego d_3 . Długości dławika l ma duży wpływ na dynamikę czujnika i wraz ze wzrostem długości dławika pogarsza się charakterystyka dynamiczna.

8. Literatura

- [1] Werszko M., Tomczuk K., Jędrusyna A.: Przyrząd do bezinwazyjnego pomiaru fali tętnicznej krwi, VII Sympozjum: *Modelowanie i pomiary w medycynie*, Krynica 2005, str 107-110.
- [2] Kosek J.: Model matematyczny wzmacniacza typu dysza-przysłona pneumatycznego czujnika ciśnienia krwi. *Modelowanie i pomiary w medycynie*, Krynica 2006.
- [3] Chorowski B., Werszko M.: *Mechaniczne Urządzenia Automatyki*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1975.
- [4] Werszko M., Werszko R.: Generator sinusoidalnych sygnałów przesunięciowych i ciśnieniowych, *Pneumatyka*, nr 4, 2000 str. 46-47.
- [5] Zalmanzon L. A.: Teoria elementów stosowanych w technice strumieniowej, *Wydawnictwa Naukowo-Techniczne*, Warszawa 1971.
- [6] O'Brien 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*, II.2007, Vol. 7, Issue 1
- [7] Ernest O. Doebelin.: *Measurement Systems, Application and Design*, McGraw-Hill International Editions, 1990