

Stanowisko do pomiarów odkształceń elastycznych przewodów oraz ciśnienia przy różnych warunkach brzegowo-początkowych

WŁADYSŁAW CIERNIAK, MAREK GAWOR, JERZY GORGOŃ, KATARZYNA MNICH-MEDOŃ,
MARTA TICHORUK

Instytut Mechaniki Górotworu PAN, ul. Reymonta 27; 30-059 Kraków

Streszczenie

W pracy przedstawiono opis metody pomiarowej dotyczącej badania odkształceń elastycznych przewodów – lateksowa nakładka na palec. Metodę pomiarową oparto o cyfrową dylatometrię obrazową oraz cyfrową anemometrię obrazową. Odkształcenia modelu dokonywano przy pomocy zmian objętości plastikowego mieszka przez upuszczanie na niego ciężarka. Opracowano metodę nanoszenia znaczników na model polegającą na losowym malowaniu znaczników wodoodpornym pisakiem.

Wykonano układ zasilania piezorezystancyjnych przetworników ciśnienia. Sygnałem wyzwalającym kamerę i rejestrację ciśnienia był wzrost ciśnienia powyżej określonej wartości.

Poddano analizie algorytmy obliczeniowe funkcji korelacji. Szczególnie przeanalizowano wpływ maski na jakość obliczeń przemieszczeń. Wykazano, że dla badanego modelu najlepsze rezultaty uzyskuje się prowadząc obliczenia przy masce o wielkości 64 piksele przesuwanej o 16 pikseli.

Napisano oprogramowanie do sterowania pompą zmiennego wydatku. Oprogramowanie umożliwia zadawanie: różnych przebiegów czasowych wydatku, ich amplitudy i częstotliwości.

Słowa kluczowe: cyfrowa anemometria obrazowa, przepływy w przewodach elastycznych, funkcja korelacji

1. Wstęp

Większość badań przepływów w układach naczyniowych wykonywana jest w warunkach statycznych przy stałym ciśnieniu generującym przepływ. Rzeczywiste przepływy są jednak niestacjonarne. Przy zmianach przepływu o dużych częstotliwościach pojawia się wiele nowych zjawisk hydrodynamicznych. W przepływach pulsacyjnych istotną rolę zaczyna odgrywać elastyczność ścian naczyń. Każdej zmianie ciśnienia wewnątrz segmentu naczyniowego towarzyszy zmiana jego wymiarów. Zmiana wymiarów naczynia zależy od zmian ciśnienia i elastyczności ścian.

Przepływy cieczy przez cienkościenne przewody elastyczne można umownie podzielić na trzy zagadnienia:

- transport cieczy przez przewód,
- rozprzestrzenianie się fali ciśnienia (oscylacje),
- powstanie samowzбудnych drgań o wysokiej częstotliwości wskutek utraty stateczności układu strumień cieczy – ścianka naczynia; jest to zjawisko zwane flatterem.

Do wywołania drgań typu flatter nie jest niezbędne występowanie fal pulsacyjnych; mogą one również wystąpić przy stałym natężeniu przepływu (spadek ciśnienia na długości naczynia jest wielkością stałą).

Analityczny opis zjawisk hydrodynamicznych i mechanicznych występujących w układzie krwionym jest złożony i wymaga stosowania zaawansowanego aparatu matematycznego. Wynika to z nieliniowości równań mechaniki płynów, reologicznych właściwości krwi, koniecznością uwzględnienia oddziaływania przepływu na ścianki naczynia (Wetterer, Kenner 1968). Dlatego w wielu przypadkach wykorzystuje się

rozwiązania przybliżone za pomocą metod numerycznych (Cieśliski, 2001). W celu weryfikacji wyników obliczeń numerycznych konieczne jest wykonywanie eksperymentów. Eksperymenty dostarczają również danych materiałowych koniecznych do rozwiązywania konkretnych zagadnień teoretycznych.

Dotychczasowe wyniki badań przepływów o wyżej przedstawionych właściwościach są niezbyt liczne i czasem sprzeczne ze sobą. Zastosowanie przy badaniu profilu prędkości dużych czujników zakłóca przepływ właściwy, co daje błędne rezultaty (Filipczyński i in., 1980).

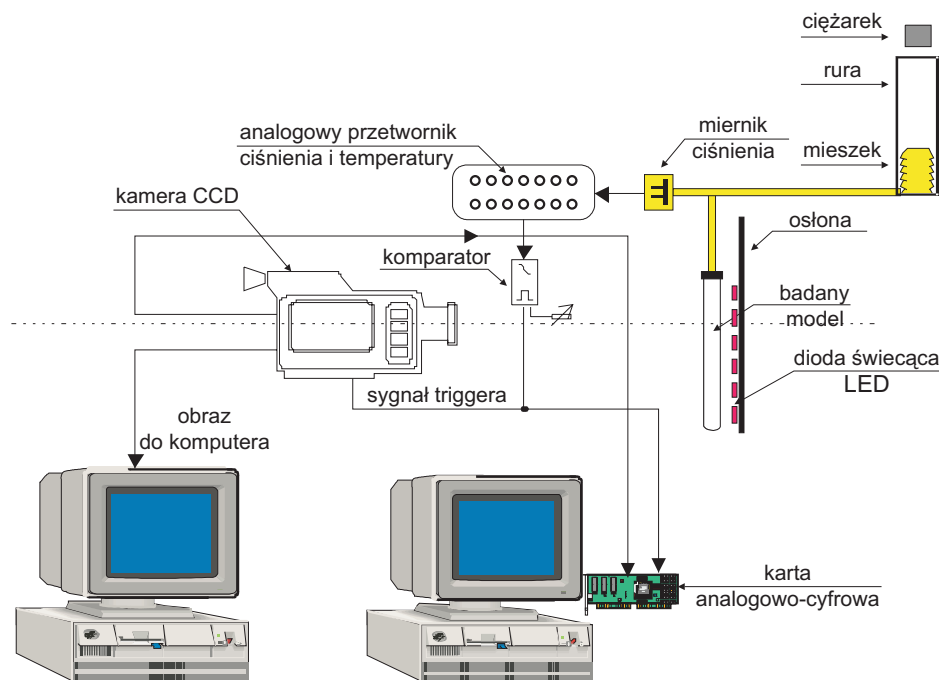
Podjęto więc próby przeprowadzenia doświadczeń związanych z pomiarem odkształcenia i prędkości odkształcenia elastycznych ścianek lateksowej nakładki na palec, w której znajdowała się woda. Odkształcenia modelu wywoływano tak, aby ciśnienie w nim panujące było bliskie ciśnieniu tętniczemu (ok. 30 kPa 225 mHg). Uzyskano to poprzez zgniatanie plastikowego mieszka. Czas trwania impulsu ciśnienia wynosił ok. 50 ms, a więc również był zbliżony do czasu impulsów ciśnienia w układzie krwionośnym.

Badanie odkształceń elastycznych ścian zostało zrealizowane metodą analizy obrazu znaczników (kropek) naniesionych na zewnętrzną stronę ścianki modelu.

2. Opis stanowiska pomiarowego

2.1. Stanowisko pomiarowe

Schemat eksperymentu przedstawiono na rys. 1. Badanym modelem była lateksowa nakładka na palec – „walec” o wysokości 74 mm i średnicy 20 mm (Gawor, 2008). Na model nanoszono znaczniki poprzez losowe malowanie wodoodpornym pisakiem. Na fotografii (fot. 1) przedstawiono zdjęcie fotografowanego obiektu przed eksperymentem. W górnej części lateksowy palec przymocowany był do uchwyty za pomocą oringu.



Rys. 1. Schemat stanowiska pomiarowego

Jako źródła światła użyto sześciu diod świecących (LED) o mocy 3 mW. Diody oświetlały badany obiekt na całej jego długości od tyłu.

Sygnał wyzwalający (trigger) preparowany był z napięcia pochodzącego z czujnika ciśnienia. Rejestrowano również sygnał pochodzący z wyjścia kamery, która steruje zapaleniem diod świecących. Moment zapalenia diody uznawany jest za czas wykonania zdjęcia. Czas błysku diody wynosił 1.2 ms (Cierniak i in., 2010). Rejestracja napięć została wykonana za pomocą szybkiej karty analogowo-cyfrowej (Gawor, 1999).



Fot. 1. Zdjęcie modelu

Skok ciśnienia w modelu został wymuszony poprzez upuszczenie ciężarka o masie 0.94 kg na plastikowy worek. Wymuszone oddziaływanie, poprzez przewody wypełnione powietrzem o zadanym ciśnieniu, powodowało powstanie skokowej zmiany ciśnienia w modelu wypełnionym wodą.

2.2. Analogowy przetwornik ciśnienia i temperatury

Wykonano układ zasilania piezorezystancyjnych przetworników ciśnienia „Analogowy Przetwornik Ciśnienia i Temperatury” (14 kanałów ciśnienia, 2 kanały temperatury). Przetworniki ciśnienia (typ NPI – 12 firmy Nova Sensor) wywzorcowano w zakresie ciśnień od –20 do 100 kPa badając ich histerezę. W całym zakresie zadawanych ciśnień charakterystyka przetworników jest liniowa i wspólna dla wszystkich czujników (p [kPa] = $9.96 * U$ [V] – 0.141).

Zaprojektowany i wykonany przetwornik ciśnienia jest przeznaczony do badania zmiennych w czasie ciśnień i przepływów w modelach elementów układu krwionośnego. Układ krwionośny w swej zasadniczej części, dostępnej do badań metodami możliwymi do stosowania, składa się z tętnic i żył o niewielkich przekrojach. Występują w nich niewielkie przepływy i odkształcenia.

Ponieważ pomiary dotyczą zmiennych w czasie niewielkich strumieni płynu, szczególną uwagę należy zwrócić na wielkość odkształceń membran stosowanych czujników. Wymusza to zastosowanie czujników o możliwie małej objętości przestrzeni membrana – przepływ. Zastosowane czujniki krzemowe z zakresem pomiarowym 100 kPa posiadają tę właściwość. Występujące w układzie krwionośnym różnice ciśnienia względem atmosfery dochodzą do około 40 kPa, a więc zakres pomiarowy zastosowanych czujników jest wystarczający. Istotne jest to, że pomiary ciśnień, ze względu na ich zmienność w czasie, muszą być prowadzone względem ciśnienia atmosferycznego. Podczas pomiarów rozpływów w modelach rozgałęzień występujące różnice ciśnień są niewielkie, a więc i sygnały elektryczne też będą znikome. Z tego względu należy oczekiwać znacznego poziomu szumów i zakłóceń. Aby ich wpływ zminimalizować pasmo przenoszonych częstotliwości zostało ograniczone do 25 Hz filtrami dolnoprzepustowymi trzeciego rzędu. Oznacza to, że układ w przypadku wymuszenia jednostkowego (np. 1 kPa) po około 11 ms daje 90% wartości sygnału ustalonego (0.9 Pa) oraz, że szybkość przyrostu ciśnienia powinna być mniejsza od 15 MPa /s.

Takie rozwiązanie umożliwia modelowanie elementów układu krwionośnego odpowiadające pracy serca gdy jego częstotliwość skurczów osiąga niebezpieczną wartość 180 na sekundę. Pomimo zastosowania takiego ograniczenia pasma należy się liczyć z koniecznością wykonywania pomiarów sygnałów okresowych o amplitudach mniejszych niż szumy.

Kanały pomiaru temperatury przewidziano do pomiarów temperatury stosowanych cieczy głównie z powodu zmienności ich lepkości z temperaturą. Kanały pomiaru temperatury są dostosowane do czujników PT 100, które powinny być połączone ze złączem DSUB 9. Pomiar temperatur w zakresie 0-50°C jest liniowy z dokładnością nie gorszą niż 0.2°C.

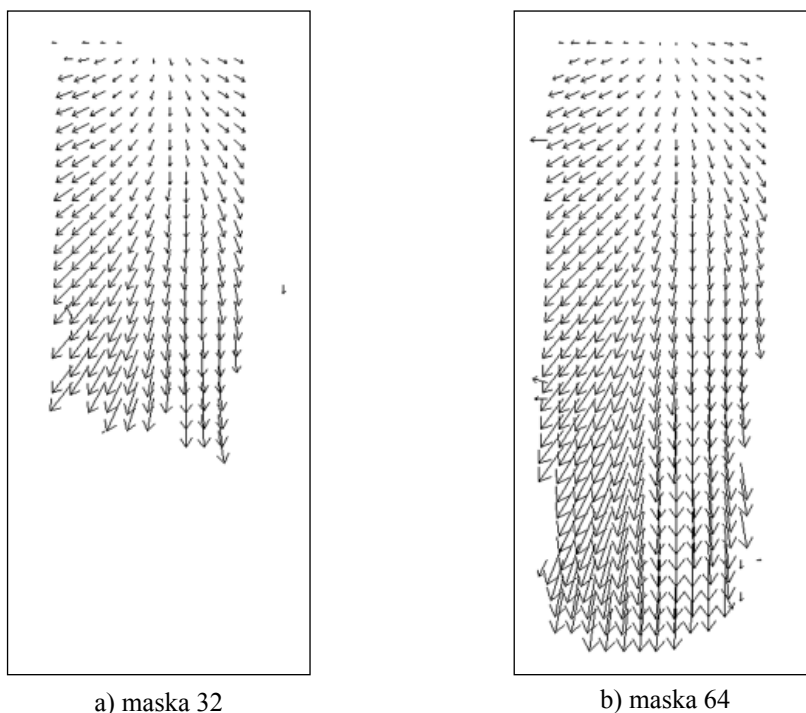
3. Zastosowane algorytmy obliczeniowe i ich wpływ na wartość obliczeń

3.1. Porównanie wpływu wielkości maski na wyniki pomiarowe

Aby uzyskać przemieszczenia i przeliczyć je na wektory prędkości musimy uwzględnić podział analizowanych obrazów na sekcje. Następnie znaleźć przemieszczenie sekcji obrazu 2 względem 1 metodą korelacji obrazów. Przy uwzględnieniu czasu między rejestracją obydwu zdjęć wyznaczamy pola prędkości z uzyskanych przemieszczeń. W cyfrowej anemometrii obrazowej do wyznaczenia korelacji obrazów stosuje się szybką transformatę Fouriera (FFT) (Press i in., 1986).

Analizując szereg wartości współczynnika korelacji dla fragmentów dwóch obrazów można wskazać punkt odpowiadający najwyższemu podobieństwu czyli maksimum funkcji korelacji. Jest to średnie przesunięcie jakiego uległy względem siebie cząstki na kolejnych obrazach.

Aby uzyskać odpowiednie piki funkcji korelacji należy dobrać wielkość maski i krok jej przesuwania (Kowalewski i in., 1988). Analizę zdjęć można przeprowadzać przy różnych wielkościach maski. Może się zdarzyć, że na kolejnych dwóch zdjęciach obserwujemy brak korelacji tak jak to jest w przypadku zdjęć rys. 2a. Oznacza to, że przemieszczenie punktów jest większe niż wielkość dobranej maski. Aby uzyskać korelacje dla tych obrazów została zwiększona wielkość maski z 32 do 64, uwzględniając jednakowy czas rejestracji zdjęć. Jeśli maska jest mniejsza, czyli w rozpatrywanym przypadku 32, odzwierciedla ona lepiej lokalne struktury prędkości, ale niepewność pomiaru jest większa ze względu na większy błąd wyznaczania położenia maksimum funkcji korelacji. Gdy na obrazie nie uzyskujemy korelacji zwiększając maskę do 64 wektory prędkości da się wyznaczyć na większej części obszaru pomiarowego (rys. 2b).



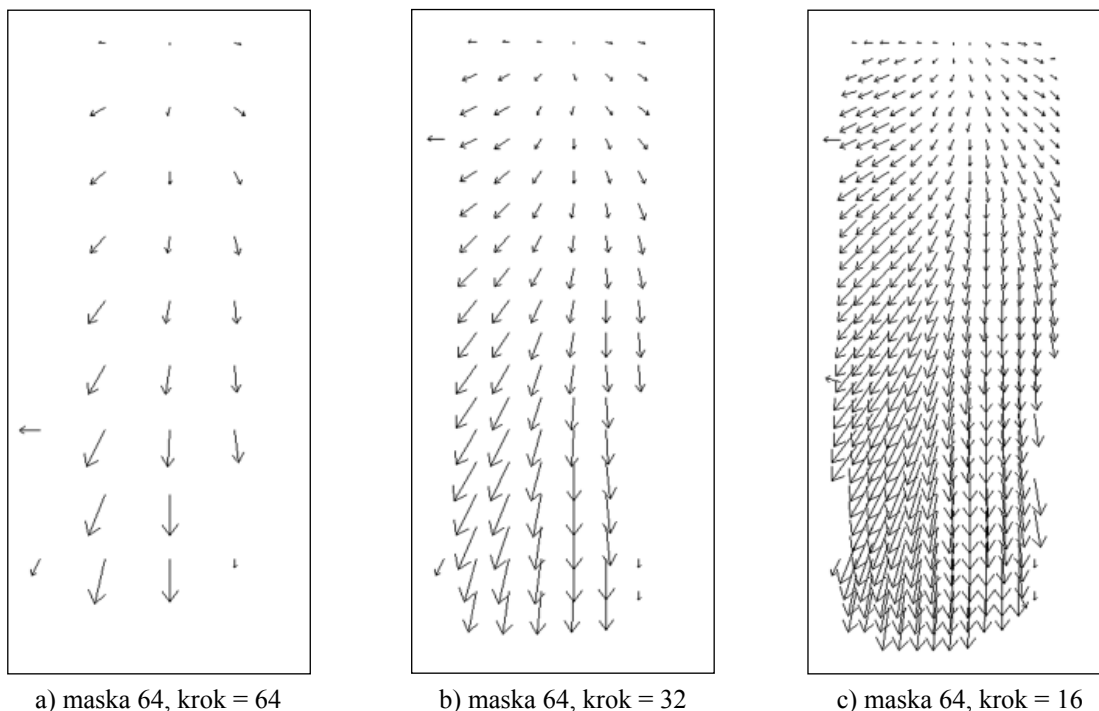
Rys. 2. Wpływ wielkości maski na wartość wyznaczenia wektorów

3.2. Porównanie wpływu kroku przesuwu maski na wyniki pomiarowe

Gęstość wektorów jest zależna od kroku przesuwu maski. Im krok przesuwu jest większy tym mniejsza liczba wektorów prędkości na analizowanym obszarze pomiarowym. Gdy zmiany wektora prędkości są duże można użyć większej maski gdy zmiany są małe mniejszej. Po wyborze wielkości maski możemy również zmienić krok przesuwu maski. W rozpatrywanym przypadku dla wybranej maski 64×64 krok przesuwu wynosił 64, 32, 16 pikseli co daje lepszy wynik przy dużych zmianach wektora prędkości, obrazują to zdjęcia na rys. 3.

3.3. Usuwanie błędnie wyznaczonych wektorów

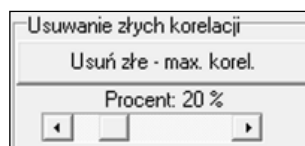
Obrazy pól prędkości uzyskane metodą PIV oprócz właściwych wektorów prędkości, zawierają zawsze pewną liczbę wektorów błędnych. Wynika to między innymi z nierównomierności oświetlenia oraz lokalnych zmian intensywności obrazu. Celem programu do filtracji wykresów uzyskanych z korelacji obrazów metodą PIV jest usuwanie wektorów „błędnych”.



Rys. 3. Wpływ skoku maski na wynik obliczeń

3.3.1. Usuwanie błędnie wyznaczonych wektorów w programie PIV, z uwzględnieniem progu procentowego

Pierwsza korekta polega na usunięciu tych wektorów, dla których maksimum funkcji korelacji jest mniejsze od zadanego. Usunięcie błędnie wyznaczonych wektorów polega na podaniu progu procentowego, na podstawie którego zostają usunięte wszystkie wektory, dla których procentowa wartość funkcji korelacji jest mniejsza od tego progu (rys. 4).



Rys. 4. Widok panelu do ustawiania progu maksimum funkcji korelacji

Podczas usuwania maksimum korelacji procent usuwanych wektorów nie powinien przekraczać np. 30%. Przekroczenie tej wartości spowoduje usunięcie zbyt dużej liczby prawidłowych wartości tych wektorów co będzie miało wpływ na prawidłowy obraz i może spowodować jego zniekształcenie (rys. 7b).

3.3.2. Usuwanie wektorów dla których funkcja korelacji nie posiada ostrego maksimum

Przyjmując, że funkcja korelacji ma rozkład Gaussa możemy usuwać błędnie wyznaczone wektory. Do funkcji korelacji dopasowano funkcję Gaussa w postaci :

$$G(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(x-\bar{x})^2}{2\sigma^2}\right) + A$$

gdzie:

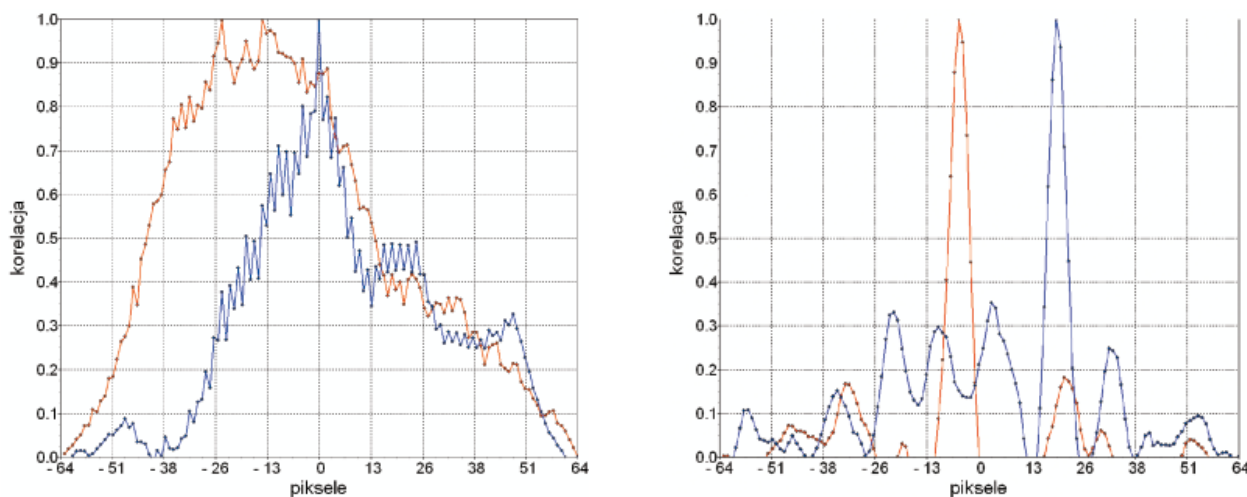
\bar{x} – wartość średnia

σ – odchylenie standardowe

A – wartość minimalna

Wartość \bar{x} jest wykorzystywana do wyznaczania wielkości przesunięcia czyli wyznaczania wektorów i mówi o położeniu maksimum funkcji Gaussa (Boliner 1990, Raffel i in. 1998).

Parametr σ zwany odchyleniem standardowym określa rozmycie rozkładu wokół wartości średniej. Im większe jest odchylenie standardowe, tym bardziej płaska jest krzywa rys. 5a. Dla bardzo małych odchyżeń standardowych krzywa jest bardzo stroma rys. 5b i odchylenia od wartości oczekiwanej są bardzo małe, więc tym lepsze wyznaczenie przesunięcia. Usuwane powinny być wektory, dla których odchylenie standardowe funkcji Gaussa jest większe od zadanych wartości progowych (rys. 6). Wynik operacji usuwania błędnie wyznaczonych wektorów przy przyjęciu wartości progowych odchylenia standardowego równych 2 przedstawiono na rysunku 7c.



a) szerokie funkcje korelacji – błędnie wyznaczone wektory; $\Delta x = -14$, $\Delta y = 0$, $\sigma_x = 4.83$, $\sigma_y = 1.83$

b) wąskie funkcje korelacji – poprawnie wyznaczone wektory; $\Delta x = -5$, $\Delta y = 19$, $\sigma_x = 0.98$, $\sigma_y = 0.95$

Rys. 5. Kształt funkcji korelacji

Usuń złe - sigma	
Sx	<input type="text" value="2"/>
Sy	<input type="text" value="2"/>

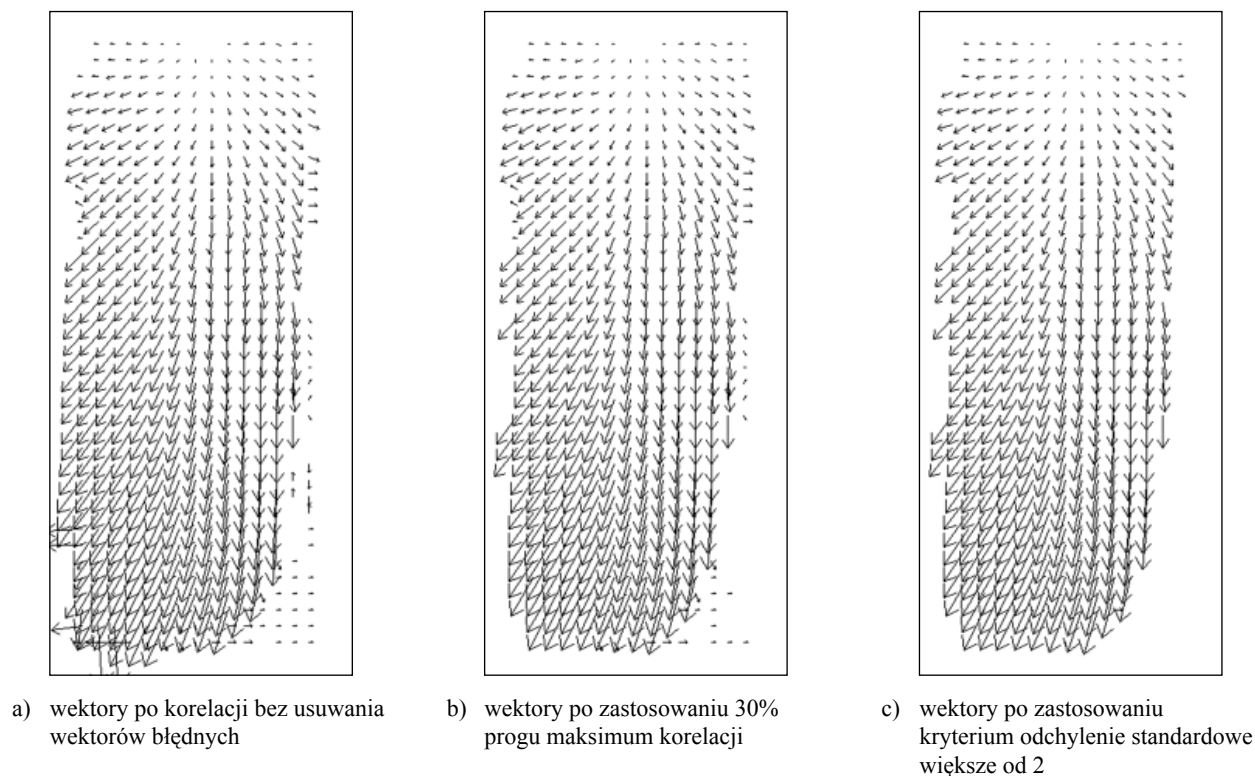
Rys. 6. Widok panelu do ustawiania progu szerokości funkcji Gaussa

3.3.3. Ręczne usuwanie błędnie wyznaczonych wektorów

W programie istnieje możliwość obserwacji wyników obliczeń w dwu postaciach: wyrysowane wektory przemieszczenia i tablica z wynikami, w której kolejne wiersze zawierają wyniki obliczeń dla kolejnych położenia maski. Kolor rysowanego wektora zależy od wartości wyliczonego przemieszczenia, można je również obrazować w zależności od maksimum funkcji korelacji.

Naciśnięcie klawiszy CTRL+ENTER powoduje ustawienie wiersza o najmniejszej wartości funkcji korelacji (CTRL+SHIFT+ENTER – największej wartości funkcji korelacji). Naciśnięcie klawisza DEL powoduje usunięcie wektora, a dokładniej przypisanie mu wartości zerowych przesunięć. Jednocześnie zostaje wybrany wiersz z minimalną wartością funkcji korelacji. Umożliwia to obserwację usuwanych wektorów.

Kliknięcie na formę z wyrysowanymi wektorami powoduje ustawienie maski w miejscu pozycji kursora myszy. Klawisze GÓRA, DÓŁ, LEWO, PRAWO przemieszczają maskę w wybranym kierunku, a klawisz DEL usuwa wektor w miejscu położenia maski.



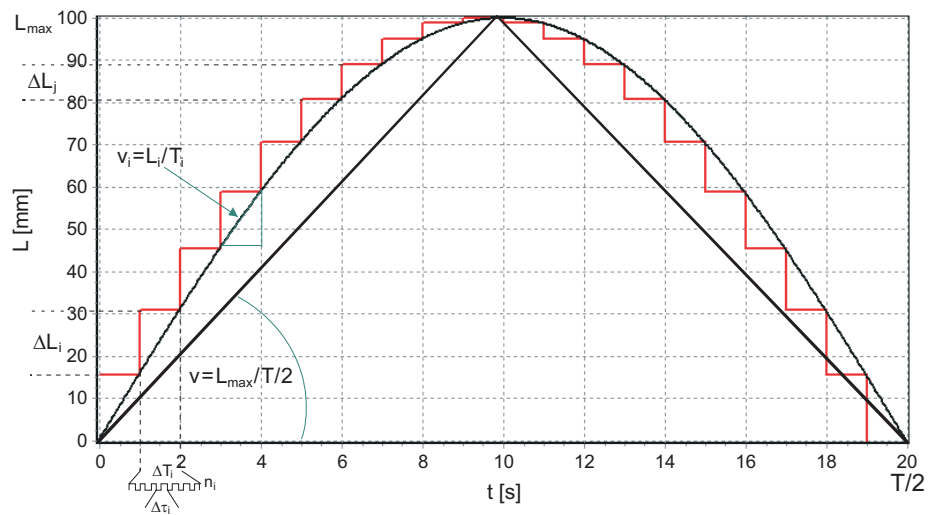
Rys. 7. Usuwanie błędnie wyliczonych wektorów

4. Sterowanie pompą zmiennego wydatku lub ciśnienia

Pompa (fot. 2) poruszana jest za pomocą silnika krokowego, który obraca śrubę z tłokiem. Sterowanie silnikiem krokowym polega na wysyłaniu sygnałów TTL o odpowiedniej częstotliwości. Urządzenie, które steruje silnikiem krokowym (fot. 2) ma dwie opcje pracy: sterowanie z panelu urządzenia i sterowanie z komputera. W przypadku sterowaniu z panelu urządzenia konieczne jest podłączenie do niego zewnętrznego generatora. Sterowanie z komputera polega na ustawianiu odpowiednich bitów na cyfrowym złączu równoległym (Centroniks). W celu wykonania jednego obrotu śruby konieczne jest wysłanie $I_p = 51\ 200$ impulsów. Zastosowana śruba ma skok wynoszący $s_k = 5$ mm/obrót.

Na rys. 8 przedstawiono sposób wyliczania ilości impulsów i ich częstotliwości. Załóżmy, że chcemy przesunąć tłok pompy o wartość L_{\max} i wrócić do pozycji początkowej. Czas przesuwu „tam i z powrotem” wynosi $T/2$, a prędkość przesuwu jest stała i wynosi $v = L_{\max}/(T/2)$. Sytuację tą obrazuje trójkąt na rys. 8. Ponieważ tłok ma być przesunięty o L_{\max} milimetrów, więc należy wysłać $n = L_{\max} * I_p/s_k$ impulsów. Natomiast czas pomiędzy impulsami $\Delta\tau$ związany jest z prędkością przesuwu $\Delta\tau = s_k/(I_p * v)$ (częstotliwość generowanych impulsów wynosi $f = 1/\Delta\tau$).

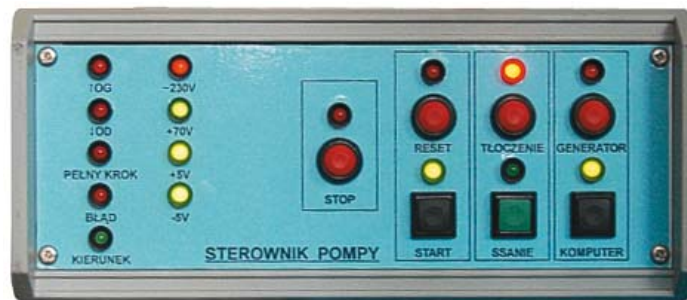
Jeżeli chcemy wygenerować ruch tłoka po krzywej sinusoidalnej to dzielimy przedział $T/2$ na N części, każda równa $\Delta T_i = T/2/N$ (por. rys. 8, gdzie $N = 20$). Następnie, w obrębie każdego z podprzedziałów, wymuszamy ruch tłoka ze stałą szybkością, różną w różnych podprzedziałach. Jak można zauważyć droga tłoka ΔL_i jest większa na początku przesuwu i mniejsza w jego maksymalnym położeniu. Również prędkość przesuwu tłoka $v_i = \Delta L_i/\Delta T_i$ na początku jest większa, a w połowie bliska zero, bo tłok zmienia kierunek ruchu. Wartość przemieszczenia tłoka dla poszczególnych podziałów wynosi: $\Delta L_i = L_{\max}(\sin(2\pi/T(i+1)\Delta T_i) - \sin(2\pi/T i \Delta T_i))$. Oczywiście im ilość przedziałów N jest większa, tym lepsze jest odwzorowanie przebiegu sinusoidy.



Rys. 8. Sposób sterowania pompą



Fot. 2. Zdjęcie pompy



Fot. 3. Zdjęcie sterownika pompy

5. Podsumowanie

Zaprezentowane badania mają wstępny charakter. Opisywane stanowisko pomiarowe wymaga dalszej modernizacji. Dotyczy to w szczególności sposobu generowania zmian ciśnienia. Należy zmienić sposób generowania skokowych zmian ciśnienia, które mają symulować pracę zastawki serca. Zmiana powinna polegać na: wytwarzaniu powtarzalnych skoków ciśnienia, dostosowaniu „kształtu zmian” ciśnienia do warunków jakie wytwarzane są przez zastawki serca. Przez „kształt zmian” ciśnienia rozumiane jest dopasowanie jego maksymalnej wartości oraz czasu trwania.

Kolejnym problemem jest dopracowanie metody wytwarzania periodycznych zmian ciśnienia, takich jakie występują w układzie krwionośnym. W tym celu należy dopracować oprogramowanie pompy zmiennego wydatku. Wstępne próby wytwarzania periodycznych zmian ciśnienia wykazały, że ze względu na nieizotermiczność procesu ciśnienie nie nadąża za zmianami objętości. Konieczny jest więc pomiar temperatury, który umożliwi przeliczenie wartości ciśnień.

Pracę wykonano w ramach zadań statutowych Instytutu Mechaniki Górotworu PAN pt. „Eksperymentalne i teoretyczne badania przepływów pulsacyjnych w rozgałęzionych naczyniach elastycznych” w 2009 roku.

Literatura

- Boliner J. (1990): *On the accuracy of digital particle image velocimetry system*. Institutionen För Värme-och Kraftteknik Strömningsteknik, Lunds Tekniska Högskola. Technical Report.
- Cieśliski K. (2001): *Hydrodynamiczne uwarunkowania krążenia mózgowego*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa.
- Cierniak W., Gawor M., Gorgoń J., Mnich-Medoń K., Tichoruk M. (2010) Eksperymentalne badanie odkształceń elastycznych przewodów metodą cyfrowej anemometrii obrazowej. W druku, Prace Instytutu Mechaniki Górotworu, PAN, Kraków.
- Filipczyński L., Herczyński R., Nowicki A., Pawłowski T. (1980): *Przepływy krwi*. PWN, Warszawa – Poznań.
- Gawor M. (1999): *Karta szybkiego przetwornika analogowo cyfrowego z oprogramowaniem*. Metrologia i Systemy Pomiarowe VI. (4) 249-255.
- Gawor M. (2008): *Opis metody i stanowiska pomiarowego do badania przepływów pulsacyjnych w elastycznych przewodach*. Prace Instytutu Mechaniki Górotworu, PAN, Kraków.
- Kowalewski T., Quenote G., Pakleza J. (1988): *Particle image velocimetry using optical flow for image analysis*. 8th Int. Symposium on Flow Visualization, Sorrento, Edts. G.M. Carlomagno and I. Grant. Edinburg, str. 47.1-47.11.
- Press W.H, Flannery S.A., Vetterling W.T. (1986): *Numerical recipes*. Cambridge University Press.
- Raffel M., Willert C., Werley S., Kompenhaus J. (1997): *Particle Image Velocimetry*. Springer.
- Wetter E., Kenner Th.: 1968: *Grundlagen der Dynamic des Arterienpulses*. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, NewYork.

The experimental setup dedicated to measurements of pressure and deformations of the elastic tubes at various initial and boundary conditions

Abstract

Current paper presents the method of measuring of deformations occurring in elastic tubes during pulsating flows. As a model latex finger cap is used. Measuring method is based on digital optical dilatometry and digital particle image velocimetry. Deformations of the model are induced by squeezing a plastic bellows. Model marking method relies on random painting of dots with water resistant pen.

Power supply of piezoelectric pressure transducers is prepared. The camera and the acquisition of pressure values are triggered when pressure level exceeds certain threshold.

Algorithms used for evaluation of the correlation function are examined. Peculiar accent is put on analysis of influence of the mask magnitude on the displacement computing quality. It is shown, that the best results are achieved when using 64×64 pixels mask and 16 pixels shifts.

Computer program dedicated to controlling of the variable flow pump is written. This software allows to fully control the flow-time schemes.

Keywords: digital particle imaging velocimetry, flow in elastic channels, correlation function